

**Beeinflussung der Beweglichkeit durch  
unterschiedliche physische und  
psychische Einwirkungen**

**Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Philosophie  
der Philosophischen Fakultäten  
der Universität des Saarlandes**

**vorgelegt von**

**Sabine Glück**

**aus Kaiserslautern**

**Saarbrücken, 2005**

**Der Dekan Univ.-Prof. Dr. R. Krause**

**Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. G. Wydra**

**Univ.-Prof Dr. J. Maxeiner**

**Univ.-Prof. Dr. J. Freiwald**

**Tag der Disputation: 20.05.2005**

# Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	V
Tabellenverzeichnis.....	X
Abkürzungsverzeichnis.....	XIII
<b>1</b>	<b>EINLEITUNG ..... 1</b>
<b>2</b>	<b>THEORETISCHE GRUNDLAGEN ..... 4</b>
2.1	Anatomische Grundlagen..... 5
2.2	Strukturierung der motorischen Beanspruchungsform Beweglichkeit 6
2.3	Effektivität aktiver und passiver Dehnmethoden..... 8
2.4	Messparameter der Beweglichkeitsforschung..... 14
2.4.1	Bewegungsreichweite.....14
2.4.2	Dehnungsspannung.....23
2.4.3	Muskelaktivität.....37
2.5	Zusammenfassung und offene Fragen..... 50
<b>3</b>	<b>STUDIE I: VERGLEICH ZWISCHEN EIGENDEHNUNG UND FREMDDEHNUNG . 53</b>
3.1	Beweglichkeit aus handlungstheoretischer und motorischer Sicht... 53
3.2	Eigen- und Fremddehnung ..... 59
3.3	Darstellung der empirischen Untersuchung ..... 61
3.3.1	Fragestellung und Arbeitshypothesen .....61
3.3.2	Untersuchungsmethodik .....61
3.3.3	Statistische Hypothesen.....77
3.4	Ergebnisse..... 78
3.4.1	Maximale Bewegungsreichweite .....80
3.4.2	Maximal tolerierte Zugkraft.....82
3.4.3	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel .....84
3.4.4	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung.....86

3.4.5	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel .....	88
3.4.6	Subjektiver Anstrengungsgrad.....	89
3.4.7	Wiederholungszahl beim Dehnen .....	92
3.5	Diskussion.....	92
3.5.1	Maximale Bewegungsreichweite .....	92
3.5.2	Maximal tolerierte Zugkraft.....	93
3.5.3	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel .....	94
3.5.4	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung.....	95
3.5.5	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel .....	96
3.5.6	Subjektiver Anstrengungsgrad.....	97
3.5.7	Wiederholungszahl beim Dehnen .....	99
3.6	Schlussfolgerungen .....	100
4	<b>STUDIE II: DEHNEN INNERHALB EINES AUFWÄRMPROGRAMMS .....</b>	<b>102</b>
4.1	Zielsetzungen eines Aufwärmens .....	102
4.1.1	Physiologische Aspekte .....	103
4.1.2	Psychologische Aspekte .....	105
4.2	Sportartspezifisches Aufwärmen .....	106
4.3	Dehnen als Bestandteil eines Aufwärmprogramms.....	108
4.3.1	Auswirkungen auf die körperliche Leistungsfähigkeit .....	108
4.3.2	Muskelkater- und Verletzungsprophylaxe.....	111
4.4	Darstellung der Untersuchung .....	117
4.4.1	Fragestellung und Arbeitshypothesen .....	117
4.4.2	Untersuchungsmethodik .....	117
4.4.3	Statistische Hypothesen.....	121
4.5	Ergebnisse.....	122
4.5.1	Maximale Bewegungsreichweite .....	124
4.5.2	Maximal tolerierte Zugkraft.....	128
4.5.3	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel .....	132
4.5.4	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung.....	134

4.5.5	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel .....	135
4.5.6	Maximale willkürliche Kontraktionskraft.....	138
4.6	Diskussion.....	138
4.6.1	Maximale Bewegungsreichweite .....	138
4.6.2	Maximal tolerierte Zugkraft.....	140
4.6.3	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel .....	142
4.6.4	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung.....	143
4.6.5	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel .....	144
4.6.6	Maximale willkürliche Kontraktionskraft.....	145
4.7	Schlussfolgerungen .....	146
5	<b>STUDIE III: BEEINFLUSSUNG DER BEWEGLICHKEIT DURCH STRESSEINWIRKUNG UND ENTSPANNUNG.....</b>	<b>147</b>
5.1	Aktuelles und habituelles Wohlbefinden .....	147
5.2	Stress .....	154
5.2.1	Physiologische Stressreaktionen.....	156
5.2.2	Psychologische Stressreaktionen.....	165
5.3	Entspannungszustand.....	170
5.3.1	Physiologische und psychologische Entspannungsreaktionen .....	170
5.4	Darstellung der empirischen Untersuchung .....	172
5.4.1	Fragestellung und Arbeitshypothesen .....	172
5.4.2	Untersuchungsmethodik .....	173
5.4.3	Statistische Hypothesen.....	181
5.5	Ergebnisse.....	181
5.5.1	Maximale Bewegungsreichweite .....	184
5.5.2	Maximal tolerierte Zugkraft.....	188
5.5.3	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel .....	193
5.5.4	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung.....	196
5.5.5	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel .....	199
5.5.6	Herzfrequenz.....	203

5.5.7	Katecholamine .....	204
5.5.8	Beeinflussung der Beweglichkeit durch den Erholungs-Belastungs-Zustand .....	207
5.5.9	Veränderung der momentanen psychischen Befindlichkeit durch ein Stress- bzw. Entspannungstreatment oder ohne Einfluss .....	212
5.6	Diskussion.....	216
5.6.1	Maximale Bewegungsreichweite .....	217
5.6.2	Maximal tolerierte Zugkraft.....	218
5.6.3	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel .....	220
5.6.4	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung.....	222
5.6.5	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel .....	223
5.6.6	Herzfrequenz.....	224
5.6.7	Katecholamine .....	225
5.6.8	Erholungs-Belastungs-Zustand.....	227
5.6.9	Veränderung der psychischen Befindlichkeit .....	230
5.7	Schlussfolgerungen .....	232
6	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK .....	234
	LITERATURVERZEICHNIS .....	239
	DANKSAGUNGEN .....	263
	LEBENS LAUF .....	264

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Anordnung der Oberschenkelmuskulatur: 3 = M. biceps femoris (Caput longum); 4 = M. biceps femoris (Caput breve) (mod. nach Rohen & Lütjendrecoll, 2001, S. 343).	5
Abbildung 2:	Strukturelle Zuordnung muskulärer Bestandteile während eines Dehnvorganges.	24
Abbildung 3:	Die Spannungs-Winkel-Kurve (Hysterese) während zyklischen Dehnens (gestrichelte Linie = Wiederholung 1; gepunktete Linie = Wiederholung 10) (Magnusson et al., 1998, S. 312).	26
Abbildung 4:	Viskoelastische Stressrelaxation [Peak torque: Kniegelenk hat die finale Position erreicht; Final torque: nach 90sekündiger Dehnung; Delta torque: Differenz zwischen Peak- und Final torque (Magnusson et al. 1998, S. 312)].	27
Abbildung 5:	Die Komponenten des kontraktiven Apparates einschließlich des Proteins Titin mit Ig-Domäne und PEVK-Region (Pette & Fürst, 1999, modifiziert nach Fürst, 1999, S. 220).	32
Abbildung 6:	Überblick über die filamentäre Struktur des Muskelfaser-Sehnenkomplexes im entdehnten Zustand (oben) und gedehntem Zustand (unten) (mod. nach Wiemann et al., 1998, S. 112).	33
Abbildung 7:	Verhalten der Muskelaktivität in unterschiedlichen Gelenkwinkelpositionen.	38
Abbildung 8:	Typische Signalverarbeitungsschritte der quantitativen EMG-Analyse (mod. nach Konrad & Freiwald, 1997, S. 141).	40
Abbildung 9:	Das Frequenzspektrum des EMG-Signals mit den Parametern median frequency (fmed), mean frequency (fmean) und der Bandbreite des Spektrums (band width) (mod. nach Basmajian & De Luca, 1985, S. 99).	42
Abbildung 10:	Systemebenen der Verhaltensorganisation (Nitsch, 2000, S. 66).	56
Abbildung 11:	Schematische Darstellung eines Konzepts der Willkürbewegung (mod. nach Mechau, 2001, S. 34).	58
Abbildung 12:	Differenzierung der verschiedenen Formen der Muskeldehnung (Wydra et al., 1999a, S. 256).	60
Abbildung 13:	Schematische Darstellung der Messapparatur.	63
Abbildung 14:	Indirekte Eigendehnung durch selbstständiges Bedienen des Elektromotors (siehe Pfeil; zur Demonstration wurden die Kabelfixierungen am Testbein entfernt).	64
Abbildung 15:	Indirekte Fremddehnung, indem der Testleiter den Elektromotor steuert (siehe Pfeile).	64
Abbildung 16:	Direkte Eigendehnung durch Zug am Seil.	65
Abbildung 17:	Ertasten des trochanter major.	66
Abbildung 18:	Position der vier Ultraschallmarker am Bein.	66

Abbildung 19:	Exemplarischer Verlauf der Bewegungsreichweite während eines Dehnvorganges. ....	68
Abbildung 20:	Exemplarischer Verlauf der Zugkraft während eines Dehnvorganges. ....	69
Abbildung 21:	Exemplarischer Verlauf der Muskelaktivität während eines Dehnvorganges. ....	71
Abbildung 22:	Ruheposition zwischen den Einzelmessungen. ....	75
Abbildung 23:	Untersuchungsdesign. ....	76
Abbildung 24:	Veränderung der maximalen Bewegungsreichweite in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart (n = 27; mod. nach Glück et al., 2002a).....	81
Abbildung 25:	Veränderung der maximal tolerierten Zugkraft in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart (n = 27; mod. nach Glück et al., 2002a).....	83
Abbildung 26:	Veränderung der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart (n = 27; mod. nach Glück et al., 2002a).....	85
Abbildung 27:	Veränderung der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart (n = 27). ....	87
Abbildung 28:	Veränderung der Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart (n = 27). ....	88
Abbildung 29:	Maximale Bewegungsreichweite und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 15 Wiederholungen) der einzelnen Probanden (n = 27) bei den jeweiligen Dehnungsarten (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad). ....	90
Abbildung 30:	Maximal tolerierte Zugkraft und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 15 Wiederholungen) der einzelnen Probanden (n = 27) bei den jeweiligen Dehnungsarten (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad). ....	91
Abbildung 31:	Untersuchungsdesign. ....	121
Abbildung 32:	Maximale Bewegungsreichweite (M ± SD) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31; ** = p ≤ 0.01; *** = p ≤ 0.001). ....	125
Abbildung 33:	Veränderung der maximalen Bewegungsreichweite während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). ....	126
Abbildung 34:	Maximale Bewegungsreichweite und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden (n = 31) im Vor- (oben) und Nachtest (unten) bei den jeweiligen Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad). ....	127
Abbildung 35:	Maximal tolerierte Zugkraft (M ± SD) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31; * = p ≤ 0.05). ....	129

Abbildung 36:	Veränderung der maximal tolerierten Zugkraft während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). ..	130
Abbildung 37:	Maximal tolerierte Zugkraft und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden (n = 31) im Vor- (oben) und Nachtest (unten) bei den jeweiligen Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad). .....	131
Abbildung 38:	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). .....	132
Abbildung 39:	Veränderung der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). .....	133
Abbildung 40:	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). .....	134
Abbildung 41:	Veränderung der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). .....	135
Abbildung 42:	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). .....	136
Abbildung 43:	Veränderung der Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). .....	137
Abbildung 44:	Maximale willkürliche Kontraktionskraft ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 31). .....	138
Abbildung 45:	Ein zweidimensionales Befindlichkeitsmodell mit einer Bewertungs- und einer Spannungsdimension (mod. nach Abele & Brehm, 1984, S. 258). .....	149
Abbildung 46:	Mögliche Wirkungsweisen der sportlichen Aktivität (Fuchs et al., 1994, S. 67). .....	151
Abbildung 47:	Stress und Coping aus transaktionaler Perspektive (Schwarzer, 2000, S. 16). .....	155
Abbildung 48:	Stimuli der Katecholaminfreisetzung (Strobel, 2002b, S. 103, modifiziert nach Cryer, 1980). .....	158
Abbildung 49:	Untersuchungsdesign. ....	180
Abbildung 50:	Maximale Bewegungsreichweite ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 21; *** = $p \leq 0.001$ ). .....	184
Abbildung 51:	Veränderung der maximalen Bewegungsreichweite während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen (n = 21). .....	186
Abbildung 52:	Maximale Bewegungsreichweite und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden (n = 21) im Vor- (oben) und Nachtest (unten) bei den jeweiligen	

	Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).....	187
Abbildung 53:	Maximal tolerierte Zugkraft ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; $* = p \leq 0.05$ ).....	188
Abbildung 54:	Veränderung der maximal tolerierten Zugkraft während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ )...	190
Abbildung 55:	Maximal tolerierte Zugkraft und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden ( $n = 21$ ) im Vor- (oben) und Nachtest (unten) bei den jeweiligen Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).....	192
Abbildung 56:	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; $** = p \leq 0.01$ ; $*** = p \leq 0.001$ ).....	193
Abbildung 57:	Veränderung der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).....	195
Abbildung 58:	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; $* = p \leq 0.05$ ; $** = p \leq 0.01$ ).....	197
Abbildung 59:	Veränderung der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).....	199
Abbildung 60:	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; $* = p \leq 0.05$ ; $** = p \leq 0.01$ ).....	200
Abbildung 61:	Veränderung der Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).....	202
Abbildung 62:	Veränderung der Herzfrequenz ( $M \pm SD$ ) von der Ausgangsmessung und anschließender Erwärmung über den Vortest bis zum jeweiligen Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).....	203
Abbildung 63:	Herzfrequenz bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $M \pm SD$ ) bei Männern ( $n = 13$ ) und Frauen ( $n = 8$ ; $* = p \leq 0.05$ ).....	204
Abbildung 64:	AdrenalinKonzentration ( $M \pm SD$ ) vor und sofort nach dem jeweiligen Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 8$ ; $* = p \leq 0.05$ )...	205
Abbildung 65:	NoradrenalinKonzentration ( $M \pm SD$ ) vor und sofort nach dem jeweiligen Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 8$ ; $* = p \leq 0.05$ ; $** = p \leq 0.01$ ).....	206
Abbildung 66:	Beurteilung der 19 Subtests unter den drei Versuchsbedingungen bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ).....	208
Abbildung 67:	Geschlechtsspezifische Beurteilung der 19 Subtests (die drei Testbedingungen wurden gemittelt; ♂ = 13, ♀ = 8).....	209

Abbildung 68:	Veränderung der 15 Subtests durch das Stresstreatment bei der Gesamtstichprobe (n = 21; * = p ≤ 0.05; *** = p ≤ 0.001). ....	213
Abbildung 69:	Veränderung der 15 Subtests durch das Entspannungstreatment bei der Gesamtstichprobe (n = 21; * = p ≤ 0.05; ** = p ≤ 0.01; *** = p ≤ 0.001). ....	214
Abbildung 70:	Veränderung der 15 Subtests durch das Dehnen durch die Kontrollbedingung bei der Gesamtstichprobe (n = 21). ....	215
Abbildung 71:	Nachweisbare Treatmentunterschiede bei der Befindlichkeit (M ± SD) am Ende des Nachttests (S = Stress; E = Entspannung; K = Kontrollbedingung; n = 21; * = p ≤ 0.05; ** = p ≤ 0.01; *** = p ≤ 0.001). ....	216

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Literaturangaben zur Differenzierung des aktiven und passiven Dehnens (mod. nach Glück et al., 2002a, S. 67). .....	6
Tabelle 2:	Ausgewählte Studien hinsichtlich des Vergleiches aktiver und passiver Dehnmethoden. ....	9
Tabelle 3:	Ausgewählte Studien zu singulären Dehnprogrammen. ....	15
Tabelle 4:	Ausgewählte Studien zu kurzzeitigen Dehnprogrammen. ....	17
Tabelle 5:	Ausgewählte Studien zu langzeitigen Dehnprogrammen. ....	18
Tabelle 6:	Ausgewählte Studien zum Relaxationsverhalten viskoelastischer Strukturen. ....	28
Tabelle 7:	Ausgewählte Studien zur akuten Längenveränderung. ....	30
Tabelle 8:	Ausgewählte Studien zur Erhöhung der maximal tolerierten Spannung. ....	31
Tabelle 9:	Ausgewählte Studien zu morphologischen Anpassungen durch Dehnen. ....	35
Tabelle 10:	Ausgewählte Studien bei denen EMG-Ableitungen vorgenommen wurden. ....	45
Tabelle 11:	Darstellung der anthropometrischen Daten der Versuchspersonen ( $M \pm SD$ ). ....	62
Tabelle 12:	Erfasste Parameter (1. und 15. Messung) und deren Differenz (Diff.) in Abhängigkeit von der Dehnungsart bei der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ; $M \pm SD$ ). ....	79
Tabelle 13:	Erfasste Parameter (1. und 15. Messung) und deren Differenz (Diff.) in Abhängigkeit von der Dehnungsart bei der männlichen Stichprobe ( $n = 16$ ; $M \pm SD$ ). ....	79
Tabelle 14:	Erfasste Parameter (1. und 15. Messung) und deren Differenz (Diff.) in Abhängigkeit von der Dehnungsart bei der weiblichen Stichprobe ( $n = 11$ ; $M \pm SD$ ). ....	80
Tabelle 15:	Maximale Bewegungsreichweite [ $^{\circ}$ ] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ). ....	81
Tabelle 16:	Maximal tolerierte Zugkraft [N] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ). ....	83
Tabelle 17:	Relativierte Werte der maximal tolerierten Zugkraft bei Männern ( $n = 16$ ) und Frauen ( $n = 11$ ) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ). ....	83
Tabelle 18:	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung [N] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ). ....	85
Tabelle 19:	Relativierte Werte der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel bei Männern ( $n = 16$ ) und Frauen ( $n = 11$ ) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ). ....	85

Tabelle 20:	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung [% MVC] der Gesamtstichprobe (n = 27), sowie der männlichen (n = 16) und weiblichen (n = 11) Teilstichproben bei den Dehnungsarten (M ± SD).....	87
Tabelle 21:	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung [% MVC] der Gesamtstichprobe (n = 27), sowie der männlichen (n = 16) und weiblichen (n = 11) Teilstichproben bei den Dehnungsarten (M ± SD).....	89
Tabelle 22:	Veränderung der Gelenkreichweite von Wdh. 1–15 (n = 27) in Abhängigkeit von der Dehnungsart. Ergebnisse mit Stern präsentieren einen signifikanten Unterschied zur letzten Wiederholung (* = p ≤ 0.05; ** = p ≤ 0.01; *** = p ≤ 0.001).....	92
Tabelle 23:	Ausgewählte Studien hinsichtlich der Integration eines Dehnprogramms in ein Aufwärmtraining.....	108
Tabelle 24:	Darstellung der anthropometrischen Daten der Versuchspersonen (M ± SD). .....	117
Tabelle 25:	Erfasste Parameter des Vor- (VT; Wdh. 1–10) und Nachttests (NT; Wdh. 1–10) (M ± SD) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe (n = 31).....	123
Tabelle 26:	Erfasste Parameter des Vortests (VT Wdh. 1 und 10) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe (n = 31; M ± SD).....	123
Tabelle 27:	Erfasste Parameter des Nachttests (NT Wdh. 1 und 10) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe (n = 31; M ± SD).....	124
Tabelle 28:	Ausgewählte Studien zur Katecholaminfreisetzung unter körperlicher Belastung.....	158
Tabelle 29:	Ausgewählte Studien zur Katecholaminfreisetzung unter psychischer Belastung.....	161
Tabelle 30:	Ausgewählte Studien zum Herzfrequenzverhalten unter psychischer Belastung.....	163
Tabelle 31:	Darstellung der anthropometrischen Daten der Versuchspersonen (M ± SD). .....	173
Tabelle 32:	Erfasste Parameter von der Ausgangsmessung (Ruhe), von Vortest (VT; Wdh. 1–10) und Nachttest (NT; Wdh. 1–10) (M ± SD) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe (n = 21).....	182
Tabelle 33:	Erfasste Parameter von der Ausgangsmessung (Ruhe), von Vortest (VT; Wdh. 1–10) und Nachttest (NT; Wdh. 1–10) (M ± SD) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der männlichen Stichprobe (n = 13).....	183
Tabelle 34:	Erfasste Parameter von der Ausgangsmessung (Ruhe), von Vortest (VT; Wdh. 1–10) und Nachttest (NT; Wdh. 1–10) (M ± SD) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der weiblichen Stichprobe (n = 8).....	183
Tabelle 35:	Maximale Bewegungsreichweite [°] (1. und 10. Messung; M ± SD) in Vor- und Nachttest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe (n = 21), der männlichen (n = 13) und weiblichen (n = 8) Teilstichproben.....	185
Tabelle 36:	Relativierte Werte der maximal tolerierten Zugkraft bei Männern (n = 13) und Frauen (n = 8) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen	

	Muskelmasse bei den einzelnen Versuchsbedingungen (VT und NT gemittelt; $M \pm SD$ ).....	189
Tabelle 37:	Maximal tolerierte Zugkraft [N] (1. und 10. Messung; $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachttest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.....	189
Tabelle 38:	Relativierte Werte der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung bei Männern ( $n = 13$ ) und Frauen ( $n = 8$ ) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse bei den einzelnen Versuchsbedingungen (VT und NT gemittelt; $M \pm SD$ ). .....	194
Tabelle 39:	Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel [N] (1. und 10. Messung; $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachttest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.....	194
Tabelle 40:	Muskelaktivität bei maximaler Dehnung [% MVC] (1. und 10. Messung; $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachttest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.....	198
Tabelle 41:	Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung [% MVC] (1. und 10. Messung; $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachttest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.....	201
Tabelle 42:	Darstellung der Einzelwerte ( $M \pm SD$ ) der Beweglichkeitsparameter und der Subtests der psychischen Befindlichkeit (EBF) vor den drei Versuchsbedingungen bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ). .....	207
Tabelle 43:	Darstellung aller Subtests ( $M \pm SD$ ) vor und nach den Nachttests bei den einzelnen Versuchsbedingungen bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ). .....	212

## Abkürzungsverzeichnis

A =	Adrenalin bzw. allgemeines Aufwärmen
AC =	Antagonist-Contract
ACSM =	American College of Sports Medicine
ACTH =	adrenokortikotropes Hormon
AD =	Aufwärmen und anschließendes Dehnen
BR <sub>max</sub> =	maximale Bewegungsreichweite
BSKE =	Befindlichkeitsskalierung anhand von Kategorien und Eigenschaftswörtern
CR =	Contract-Relax
CRAC =	Contract-Relax-Antagonist-Contract
D =	Dehnen
d' =	Effektgröße des t-Tests für abhängige Stichproben
DE =	direkte Eigendehnung
DS =	Dehnungsspannung
$\epsilon$ =	Effektgröße des t-Tests für unabhängige Stichproben
E =	Entspannung
EBF =	Erholungs-Belastungs-Fragebogen
f =	Effektgröße der Varianzanalyse
F <sub>konst</sub> =	Zugkraft bei konstantem Winkel der jeweils ersten maximalen Bewegungsreichweite
F <sub>max</sub> =	maximal tolerierte Zugkraft
gm =	Gigameter
h =	Stunde
HF <sub>max</sub> =	maximale Herzfrequenz
Hz =	Hertz
IE =	indirekte Eigendehnung
iEMG <sub>konst</sub> =	gleichgerichtete, geglättete und integrierte Muskelaktivität bei konstantem Winkel des jeweils ersten maximal gemessenen Gelenkwinkels

iEMG <sub>max</sub> =	gleichgerichtete, geglättete und integrierte Muskelaktivität in maximaler Dehnposition
IF =	indirekte Fremddehnung
K =	Kontrollgruppe
min <sup>-1</sup>	Schläge pro Minute
M ± SD =	Mittelwert und Standardabweichung
γm =	Mikrometer
γV =	Mikrovolt
msec =	Millisekunde
mV =	Millivolt
N =	Newton
NA =	Noradrenalin
Nm =	Newtonmeter
pN =	Piconewton
PNF =	Proprioceptive Neuromuskuläre Facilitation
r =	Korrelationskoeffizient bzw. Effektgröße des Korrelations-tests
S =	Stress
VO <sub>2max</sub> =	maximale Sauerstoffaufnahme
Wdh. =	Wiederholung

# 1 Einleitung

Neben den rein konditionellen und koordinativen Fähigkeiten spielt die Beweglichkeit in Abhängigkeit von der jeweiligen sportlichen Belastung eine bedeutsame Rolle (vgl. Schnabel et al., 1994, S. 146). Insbesondere bei Sportarten mit hohen Beweglichkeitsanteilen, wie z. B. Kunstturnen, rhythmische Sportgymnastik, aber auch beim Hürdenlauf und beim Schwimmen ist die Fähigkeit, Bewegungen mit einer möglichst großen Amplitude ausführen zu können, ein zentraler Aspekt der sportlichen Leistungsfähigkeit (Magnusson, 1998). Unter dem Begriff der Gymnastik bzw. Aerobic, aber auch bei allen Formen des Auf- und Abwärmens im Rahmen der meisten körperlichen Aktivitäten, wurde und wird gedehnt (Borms, 1984; Joch & Ückert, 1999). In der sportpraktischen Literatur bestehen die beschriebenen Wirkungen des Dehnens aus der Vergrößerung der Gelenkreichweite, der Verlängerung eines Muskels, der Reduktion der Muskel-Ruhespannung, der Verringerung der Verletzungsgefahr und, in Kombination mit Kräftigungsübungen, aus der Beseitigung muskulärer Dysbalancen.

Schon seit Beginn des Jahrtausends sind erste Dehnungsübungen überliefert (vgl. Lucas & Koslow, 1984, S. 615), erste Forschungsansätze existieren allerdings erst seit Anfang der 60er Jahre (de Vries, 1962). Vor allem durch die Weiterentwicklung der Messmethodik konnten erst in den 70er Jahren gezielte Fragestellungen überprüft werden. Bei morphologisch orientierten Studien zeigte sich in Tierexperimenten beispielsweise übereinstimmend eine reversible Zunahme der Sarkomerzahl (Tabary et al., 1972; Williams & Goldspink, 1978; Ashmore & Summers, 1981; Frankeny et al., 1983).

Erst durch die Elektromyographie (EMG) wurde die Überprüfung der Muskelaktivität während eines Dehnprozesses möglich. Anhand dieses Parameters wurden zunächst die Auslösungsmechanismen muskulärer Reflexe bei unterschiedlichen Dehnmethoden untersucht (Etnyre & Abraham, 1986; Guissard et al., 1988; Hutton, 1994; Künnemeyer & Schmidtbleicher, 1997). Es zeigte sich, dass beim Anspannungs-Entspannungs-Dehnen trotz höchster EMG-Aktivität die größten Gelenkwinkel gemessen werden konnten (vgl. Moore & Hutton, 1980; Osternig et al., 1987 und 1990).

In einem weiteren, aus trainingswissenschaftlicher Sicht wichtigen, Untersuchungsansatz wurde die Eignung und Effektivität verschiedener Dehnmethoden überprüft. Es konnte gezeigt werden, dass statisches, dynamisches und postisometrisches Dehnen die Bewegungsreichweite in vergleichbarem Maß erhöht (vgl. Wydra, 1993a; Schönthaler et al., 1996).

Daneben werden auch aktive und passive Dehnmethoden unterschieden. Bei der aktiven Form wird die Dehnung durch den Antagonisten bewirkt, bei pas-

siver Durchführung wird man durch einen Partner oder eine Apparatur bzw. durch andere Muskeln, die nicht antagonistisch wirken, gedehnt (vgl. Borms, 1984; Dietrich et al., 1985; Etnyre & Abraham, 1986; Beigel et al., 1993; Kornblum, 1994; Schnabel et al., 1994). In passiver Form ist also eine fremd- und selbstgesteuerte Durchführung möglich, wodurch unter Umständen aus psychologischer Sicht unterschiedliche Effekte zu erwarten sind (Harre, 1973). In einer Untersuchung von Osternig et al. (1987) gaben die Probanden bei selbstständig durchgeführten Dehnprozeduren ein angenehmeres und selbstsicheres Gefühl an und erzielten im Vergleich zu fremdgesteuertem passivem Dehnen eine größere Bewegungsreichweite.

Sowohl im Leistungs- als auch im Freizeit- und Gesundheitssport wird im Rahmen eines Aufwärmtrainings meist ein Dehnprogramm durchgeführt mit dem Ziel, durch eine verbesserte Beweglichkeit in bestimmten Gelenkbereichen günstige Ausgangsbedingungen für die bevorstehende körperliche Aktivität zu schaffen und die Verletzungsgefahr zu minimieren. In zahlreichen Studien wurde in diesem Zusammenhang die Wirkung eines Aufwärm- bzw. Dehnprogramms auf die kurzfristige Veränderung von Maximal- und Schnellkraftparametern überprüft. Die meisten Autoren geben eine Verringerung der Kraftleistung durch Dehnen an (vgl. Pacheo, 1957; Grosser, 1977; Hubley et al., 1984; Hennig & Podzielnny, 1994; Rodenburg et al., 1994; Rosenbaum & Hennig, 1997; Wiemeyer, 2002). Aus leistungssportlicher Sicht würde somit die gestiegene Nachgiebigkeit kontraproduktiv zu einer eigentlich notwendigen muskulären Tonisierung vor dem Wettkampf wirken. Bei diesen Untersuchungen wurde allerdings der zeitliche Verlauf unzureichend berücksichtigt, so dass ungeklärt bleibt, ob diese beschriebenen Auswirkungen nur von kurzfristiger Dauer sind oder längerfristig nachweisbar bleiben.

Die Aussagen zur Muskelkater verhindernden bzw. verletzungsprophylaktischen Wirkung von Beweglichkeitstraining sind uneinheitlich. Einige Autoren befürworten das Dehnen (de Vries, 1961; Pope et al., 2000), andere lehnen es ab (vgl. Buroker & Schwane, 1989; High et al., 1989; van Mechelen et al., 1993, zitiert nach Wiemeyer, 2002; Wiemann & Klee, 2000). Hier scheinen methodische Probleme (Dehndauer, Art der Belastung) verantwortlich für die unterschiedlichen Befunde zu sein.

Neben physischen Einwirkungen sind auch psychische Einflüsse auf den Muskelzustand von Bedeutung (vgl. Thienes, 2000, S. 12–13). Aus leistungssportlicher Sicht ist hier insbesondere der so genannte Vorstartzustand zu nennen (Knobloch, 1979; Allmer, 1981; Anshel, 1990). In dieser "Stresssituation" wird der Organismus auf die nachfolgende Herausforderung vorbereitet. Dabei führen neuromuskuläre Prozesse zu einer verbesserten Kontraktilität, durch Ausschüttung von Stresshormonen wird der Stoffwechsel angeregt (vgl. Kerr, 1971; Jones & Hardy, 1983; Jackel, 2001).

Die Art der Wahrnehmung und Bewertung eines Stressors entscheiden dabei maßgeblich über die Ausprägung der psychischen Anspannung (vgl. Madden et al., 1990; Schlicht et al., 1990; Stoll & Wagner-Stoll, 1995). Da in Stresssituationen nicht nur die psychische, sondern auch die physische Anspannung zunimmt, gilt der Tonusanstieg des Skelettmuskels als ein quantitativer Parameter (Morehouse, 1971, S. 931; Nitsch 1981b, S. 108).

Sportliche Aktivität verbessert nicht nur das aktuelle Wohlbefinden, sondern wirkt sich auch längerfristig positiv auf die Befindlichkeit (habituelles Wohlbefinden) aus (vgl. Abele & Brehm, 1984; Steptoe et al., 1989). Untersuchungsschwerpunkt waren dabei verschiedene Sport- bzw. Ausdauertrainingsprogramme (vgl. Steptoe et al., 1989; Abele et al., 1994; Bässler, 1995; Rostad & Long, 1996). Ob sich gymnastische Übungen in Form eines Dehnprogramms günstig auf die Befindlichkeit auswirken, wurde bisher nicht eindeutig nachgewiesen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es zu untersuchen, ob es, unabhängig von aktiver oder passiver Dehnung, Unterschiede in der Ausprägung der Beweglichkeit gibt, wenn selbst- oder fremdgesteuert gedehnt wird. Weiterhin soll überprüft werden, ob die Integration einer Dehnmaßnahme in ein Aufwärmprogramm günstigere Auswirkungen auf die Beweglichkeit, die Maximalkraft und die Verletzungsprophylaxe hat, als ein allgemeines Erwärmen, ein ausschließliches Dehnprogramm oder keine Maßnahme. Gegenstand der letzten Studie ist, ob eine Stresssituation im Vergleich zu einem Entspannungszustand und unter neutralen Bedingungen (keine Intervention) die Beweglichkeit einschränkt. Zusätzlich wird überprüft, ob sich das aktuelle Wohlbefinden und die Ausprägung der Dehnfähigkeit wechselseitig beeinflussen.

## 2 Theoretische Grundlagen

Untersuchungen zur Beweglichkeit werden hauptsächlich an der ischiocruralen Muskelgruppe durchgeführt. In vorliegenden Studien wird 30mal die Oberschenkelrückseite gedehnt, viermal die Wadenmuskulatur, viermal Bewegungen, die sich über mehrere Gelenksysteme erstrecken, wie Rumpfflexion und -extension, dreimal die Muskeln des Schultergelenks, zweimal die Fingermuskeln, einmal die Adduktoren, einmal die Hüftbeuger und einmal der M. rectus femoris (Klee et al., 2000, S. 299). Dieses zahlenmäßige Übergewicht von Dehnexperimenten an der Oberschenkelrückseite wird durch verschiedene Begründungen gerechtfertigt. Die Hüftbeweglichkeit bzw. die Länge der ischiocruralen Muskeln ist für die meisten sportlichen Ausführungen, wie z. B. Walking oder Laufen, wichtig (vgl. Hartley-O'Brien, 1980, S. 627–628; Wallin et al., 1985, S. 263; Gajdosik, 1991, S. 250). Insbesondere Sportarten, in denen eine gute Beweglichkeit vorausgesetzt wird, müssen vernachlässigte Muskelgruppen in Dehnprogramme mit einbeziehen (Dietrich et al., 1985, S. 54). Die knöcherne Struktur des Hüftgelenkes erlaubt eine große Bewegungsfreiheit und somit ist dieses Gelenk von der Stabilisierung von Bändern und Muskeln abhängig. Das umliegende weiche Gewebe stellt den limitierenden Faktor bei der Zunahme der Mobilität dar. Dieses weiche Gewebe wird von den Muskeln, ihrem Bindegewebe, den Gelenkkapseln und Bändern gebildet. Demnach unterliegt die Hüftbeugebewegung ausschließlich einer muskulären Hemmung (Wiemann & Leisner, 1996, S. 103). Während der Dehnung der Oberschenkelrückseite tritt ab einem individuell unterschiedlichen Zeitpunkt eine Dehnungsspannung auf, noch bevor irgendeine andere Hemmungsart im Hüftgelenk zur Wirkung kommen kann (Wiemann, 1993, S. 100; Wiemann, 1994, S. 51; Freiwald et al., 1997, S. 54). Die ischiocrurale Muskelgruppe reagiert auf Grund ihrer propriozeptiven Rolle bei der Kontrolle der Haltung und des Gleichgewichtes sehr sensibel auf Dehnen (Hartley-O'Brien, 1980, S. 627–628).

Dieses Kapitel enthält allgemeine theoretische Grundlagen aus dem Gebiet der Beweglichkeitsforschung. Nach der Beschreibung anatomischer Gegebenheiten im Hinblick auf die getestete ischiocrurale Muskelgruppe erfolgt die Strukturierung der motorischen Beanspruchungsform Beweglichkeit. In Kapitel 2.3 wird die Effektivität aktiver und passiver Dehnmethoden verglichen. Weiterhin wird ein Überblick über die in der Beweglichkeitsforschung schwerpunktmäßig erhobenen Messparameter gegeben. Diese werden vor dem Hintergrund bereits existierender Studien aufgearbeitet. Aus diesen theoretischen Erkenntnissen werden erste offene Fragen formuliert.

## 2.1 Anatomische Grundlagen

Die in den späteren Untersuchungen getestete ischiocrurale Muskelgruppe zählt zu den quergestreiften Skelettmuskeln (nähere Details bezüglich der Skelettmuskulatur sind bei Mc Ginnis, 1999, S. 255 ff. nachzulesen).

Die ischiocrurale Muskelgruppe wird durch den M. biceps femoris, den M. semitendinosus und den M. semimembranosus gebildet (vgl. Abbildung 1). Die Muskelgruppe entspringt am Sitzbeinhöcker und heftet sich am Unterschenkel fest. Sie hat insbesondere dynamische Bewegungsaufgaben, wobei durch ihre Aktivität das Hüftgelenk gestreckt und das Kniegelenk gebeugt wird. Die ischiocruralen Muskeln erzeugen beim Lauf die Horizontalbeschleunigung und spielen ebenso beim Gehen eine wichtige Rolle im Hinblick auf das senkrechte Aufsetzen des Fußes auf den Boden (vgl. Rohen & Lütjen-Drecoll, 2001, S. 362).

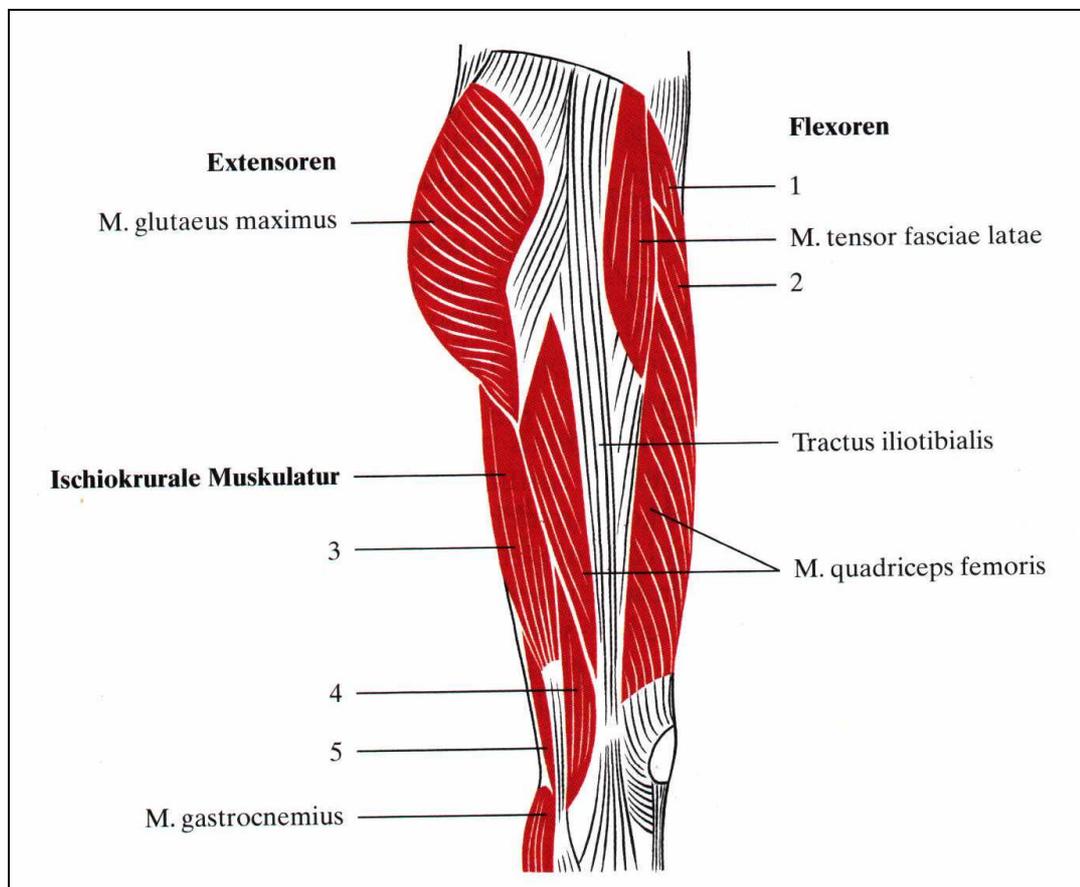


Abbildung 1: Anordnung der Oberschenkelmuskulatur: 3 = M. biceps femoris (Caput longum); 4 = M. biceps femoris (Caput breve) (mod. nach Rohen & Lütjen-Drecoll, 2001, S. 343).

## 2.2 Strukturierung der motorischen Beanspruchungsform Beweglichkeit

In der Literatur werden zur Verbesserung der Beweglichkeit aktive und passive Dehnungsübungen beschrieben. Passiven Methoden werden meist intensivere Wirkungen (Dietrich et al., 1985, S. 54) und ein größeres Bewegungsausmaß zugeschrieben (Bammes, 1977, S. 215; Maehl, 1986, S. 14; Schnabel et al., 1994, S. 148). Shellock und Prentice (1985, S. 272) definieren die statische bzw. passive Beweglichkeit als den Endpunkt in der Bewegungsreichweite. Durch die dynamische bzw. aktive Beweglichkeit könne lediglich ein mittleres Bewegungsausmaß erzielt werden. Nach Borms et al. (1987, S. 40) misst der bei passiver Hüftflexion erreichte Winkel über  $120^\circ$ , der bei aktiver zwischen  $90^\circ$  und  $120^\circ$ . Literaturvergleiche hierzu machen deutlich, dass die Begriffe aktiv und passiv sowohl theoretisch als auch was die Durchführung der damit assoziierten Dehnübungen angeht, unterschiedlich definiert werden.

Jedoch schon Anfang der 70er Jahre übte Harre (1973, S. 170) Kritik an der unzureichenden Aussagekraft dieser Formulierungsweise: „Die Begriffe aktive und passive Beweglichkeit finden z. Z. noch Verwendung, obwohl sie den Sachverhalt nicht exakt widerspiegeln, denn selbst das passive Dehnen enthält eine aktive Komponente, nämlich die Entspannungsfähigkeit der Antagonisten“ (vgl. Bull & Bull, 1980, S. 678). Tabelle 1 gibt einen Überblick über die wichtigsten Literaturbefunde zu diesem Themenkomplex.

*Tabelle 1: Literaturangaben zur Differenzierung des aktiven und passiven Dehnens (mod. nach Glück et al., 2002a, S. 67).*

Quelle	Aktives Dehnen	Passives Dehnen
Weber & Kraus (1949, S. 408–409)	Vom Patienten, ohne Hilfe von Außen, durchgeführt	Durch einen Partner
Mark et al. (1968, S. 131)		Externe Kraft (z. B. Seilzug)
Tanigawa (1972, S. 725)		Dehnkraft unabhängig von irgendeiner aktiven Bewegung des Patienten (z. B. Stützen, Schienen, manuell durch den Therapeuten)
Hartley-O'Brien, (1980, S. 625–626)	Ohne fremde Hilfe, durch antagonistische Muskelkontraktion	Mit Hilfe (z. B. Erdanziehungskraft, Körpergewicht, manuelle Hilfe)
Borms (1984, S. 20)	Schnelle oder langsame, sanfte rhythmische Bewegungen durch antagonistische Muskelkontraktionen	Durch den Partner, aber auch durch das eigene Körpergewicht
Dietrich et al. (1985, S. 54)	Zug des Antagonisten	Durch andere Muskelgruppen, durch die Schwerkraft- oder Partnereinwirkung
Hardy (1985, S. 112)	Kontraktion des Antagonisten	Geführtes Dehnen durch den Partner

Shellock & Prentice (1985, S. 272)	Durch antagonistische Muskelkontraktion	Passives Bewegen eines Gelenkes
Etnyre & Abraham (1986, S.174)		Spannung von einer externen Kraft (z. B. Schwerkraft, Partner oder anderes Glied)
Hardy & Jones (1986, S. 150)	Selbstständig durchgeführt, ohne fremde Hilfe	Durch einen Partner
Maehl (1986, S. 13)	Selbstständig ausgeführt durch die Tätigkeit der antagonistischen Muskeln	Einwirkung äußerer Kräfte (Partner, Geräte, eigenes Körpergewicht), Untätigkeit der unmittelbaren Antagonisten
Pechtl (1986, S. 183)		Einwirkung äußerer Kräfte (Partner, Geräte, eigenes Körpergewicht), Untätigkeit der unmittelbaren Antagonisten
Spring et al. (1986, S. 9–10)	Anspannen des Antagonisten	
Madding et al. (1987, S. 409)		Dehnkraft unabhängig von willentlichen Kontraktionen
Osternig et al. (1987, S. 299 und 1990, S. 107)		Gedehnt von einem Partner
Guissard et al. (1988, S. 47)	Kontraktion des Antagonisten	Durch einen Partner assistiert
Taylor et al. (1990, S. 301)		Externe Dehnkraft durch einen Partner
Bös et al. (1992, S. 89)	Bewegungsausführung ohne Helfer	Bewegungsausführung mit Helfer
Mc Hugh et al. (1992, S. 1376)		Gedehnt vom Partner über ein Seil
Beigel et al. (1993, S. 91–92)	Dosierter und kontrollierter Einsatz der eigenen Muskulatur	Endgültige Dehnstellung nicht nur mit Hilfe der entsprechenden Muskulatur, sondern auch durch Einsatz von äußeren Kräften
Schwab (1993, S. 3)	Durch eigene Kräfte realisiert	Durch Einwirkung äußerer Kräfte (z. B. Partner, Schwerkraft)
Kornblum (1994, S. 38–41)	Aktivität der Antagonisten	Andere Person oder aber das Gewicht des Körpers, nicht die Muskelkraft des Gegenspielers
Schnabel et al. (1994, S. 148)	Durch Kontraktion der antagonistischen Muskeln	Durch Einwirkung äußerer Kräfte, mit Hilfe von Muskelkräften anderer Körperregionen
Magnusson et al. (1996, S. 374)		Motorgesteuertes Dehnen
Wydra (1996, S. 86)	Bewegungsausführung ohne Helfer	Bewegungsausführung mit Helfer
Quenzer & Nepper (1997, S. 90)	Selbst durchgeführt, ohne Hilfe von außen	
Magnusson et al. (1998, S. 311)		Motorgesteuertes Dehnen
Markmann (1998, S. 9)	Kontraktion der Antagonisten	Unter Einfluss von äußeren Kräften (z. B. Seil)
Mc Hugh et al. (1998, S. 929)		Motorgesteuerte Dehnung

Eine klare Differenzierung, die psychologische bzw. handlungstheoretische Merkmale integriert, ist bei Weber und Kraus (1949, S. 408–409), Bös et al. (1992, S. 89) und Wydra (1996, S. 86) zu finden. Durch die Unterscheidung des Dehnens mit oder ohne Helfer wird verständlich, inwieweit die Person die Art, Intensität und Dauer der Dehnung direkt regelt bzw. ob sie lediglich indirekt Einfluss auf das Geschehen des Dehnvorganges nehmen kann. Zum besseren Verständnis sollte dann von aktiver Dehnung gesprochen werden, wenn sich die Person selbst dehnt und die Art, Intensität und Dauer der Dehnung direkt regelt. Eingeschlossen sind auch die Schwerkraft, antagonistische Muskelgruppen oder apparative Methoden, bei denen die für die Dehnung notwendige Kraft von der Person selbst erbracht wird. Bei passiver Durchführungsart wird die Person durch einen Partner oder eine Apparatur gedehnt und kann die Art, Intensität und Dauer der Dehnung nur indirekt beeinflussen (vgl. Wydra, 1998, S. 170). Dementsprechend erscheint die zu Beginn zitierte Kritik von Harre (1973, S. 170) gerechtfertigt. Auch Hoster (1987, S. 1523) kritisiert den Mangel an einem ausgewogenen Dehnungsverständnis auf Grund der Begriffsvielfalt.

### **2.3 Effektivität aktiver und passiver Dehnmethode**

Bisher existieren nur wenige Studien, die sich mit der Effektivität aktiven bzw. passiven Dehnens beschäftigen. Aus Tabelle 1 geht hervor, dass einige Autoren mit aktiver Dehnung ausschließlich die Aktivität der antagonistischen Muskulatur bezeichnen. Dementsprechend würde die Antagonist-Contract-(AC-) bzw. Contract-Relax-Antagonist-Contract-(CRAC-) Dehnung als aktive Maßnahme verstanden. Demgegenüber stellt die statisch assistierte Dehntechnik eine passive Durchführungsform dar. Das American College of Sports Medicine stellt zusammenfassend insbesondere modifizierte PNF- (Propriozeptive Neuromuskuläre Facilitation) Techniken vor, welche oft mit Partner oder auch alleine durchgeführt werden können (ACSM, 1998, S. 984). Somit können einige Literaturstellen vorgestellt werden, die sich mit Unterschieden zwischen aktiven und passiven Dehnmethode beschäftigen (vgl. Tabelle 2).

*Tabelle 2: Ausgewählte Studien hinsichtlich des Vergleiches aktiver und passiver Dehnmethoden.*

<b>Autor</b>	<b>Probanden</b>	<b>Treatment</b>	<b>Ergebnisse</b>
Holt et al. (1970)	24 männliche Studenten (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- dehnen über 3 Wochen (3mal pro Woche)</li> <li>- vor und nach jeder Anwendung Beweglichkeitstest (Sit-And-Reach)</li> <li>- schnelles Dehnen (federnd, Dauer: 20 sec; Dichte: 10 sec; Gesamtdauer: 2 min; Häufigkeit: 2 Serien im Sitz und im Stand)</li> <li>- langsames Dehnen (haltend, Dauer: 20 sec; Dichte: 10 sec; Gesamtdauer: 2 min; Häufigkeit: 2 Serien im Sitz und im Stand)</li> <li>- dehnen durch isometrische Anspannung des Agonisten dann konzentrische Kontraktion des Antagonisten (IACA; Kontraktion der Hüftstrecker: 5–6 sec; Kontraktion der Hüftbeuger; Dauer: 20 sec = 3 Kontraktionen; Dichte: 10 sec; Gesamtdauer: 2 min; Häufigkeit: 2 Serien im Liegen und im Stand)</li> </ul>	- schnelles und langsames Dehnen waren dem IACA-Dehnen überlegen
Tanigawa (1972)	30 männliche Personen (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 4 Wochen (2mal pro Woche) dehnen</li> <li>- passive Mobilisation (Dauer: 5 sec; Häufigkeit: 4 Serien)</li> <li>- PNF-Technik (Anspannen: 7 sec; Pause: 5 sec; Häufigkeit: 2 Serien)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Nachttest am 6. Tag</li> <li>- 7. Tag war Ruhetag</li> <li>- erneuter Nachttest am 8. Tag</li> </ul>	- sowohl im anschließenden Nachttest als auch nach dem Ruhetag wurden durch die PNF-Technik bessere Ergebnisse erzielt
Cornelius & Hinson (1980)	30 männliche Studenten, die an verschiedenen Sportkursen teilnahmen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 6 Dehnbehandlungen (Häufigkeit: 3 Serien; Dichte 2 min):</li> <li>- passiv (0-PI)</li> <li>- nach 3 sec isometrischer Kontraktion (3-PI)</li> <li>- nach 6 sec Kontraktion (6-PI)</li> <li>- konzentrische Kontraktion der Gegenspieler (0-PIC)</li> <li>- nach 3 sec Kontraktion (3-PIC)</li> <li>- nach 6 sec Kontraktion (6-PIC)</li> <li>- keine Vergleichsdaten zu einem Vortest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 0-PI differierte zu allen anderen Formen signifikant</li> <li>- die passiv geführte Beweglichkeit verbesserte sich sowohl durch die aktive als auch die passive Maßnahme mit jeweils 3 bzw. 6 sec Kontraktionsdauer</li> </ul>
Hartley-O'Brien (1980)	119 Studentinnen (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 4 Wochen dehnen (3mal pro Woche; Dauer: 1 min; Dichte: 1 min; Häufigkeit: 5 Serien)</li> <li>- passiv-statisch (Dauer: 1 min; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- passives CR-Dehnen (Anspannung: 6 sec; Häufigkeit: 5 Serien)</li> <li>- passiv-statisch mit Entspannung (Dauer: 1 min)</li> <li>- aktives CR-Dehnen (Anspannung: 6 sec; Häufigkeit: 5 Serien)</li> <li>- aktiv-dynamisch (Beinschwung: 4mal; anschließendes Halten über 6 sec; Häufigkeit: 6 Serien)</li> <li>- Kombination aus passiv und aktiv (passives Dehnen mit 6 sec Dauer; aktives Halten mit 6 sec Dauer)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Zwischentest an Tag 4, 7, 10</li> <li>- Nachttest</li> </ul>	- aktive Methoden waren den passiven nicht überlegen, was die Verbesserung der aktiven Hüftflexion betrifft

Moore & Hutton (1980)	23 weibliche Gymnastinnen/ Turnerinnen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- passiv-statisches Dehnen (Dauer: 9 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- CR-Dehnen (Anspannung: 5 sec; Dehndauer: 9 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- CRAC-Dehnen (Anspannung: 5 sec; Dehndauer: 9 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Median-EMG-Werte bei CR- bzw. CRAC-Dehnung lagen 300 % bzw. 710 % oberhalb der Werte bei statischer Dehnung</li> <li>- CRAC hat den größten Gelenkwinkel</li> <li>- EMG-Level blieb während statischer Dehnung gleich</li> <li>- EMG-Level nahm bei den beiden anderen Techniken mit der Dehnzeit ab</li> </ul>
Sady et al. (1982)	43 männliche Studenten (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 6 Wochen dehnen (3 Tage pro Woche)</li> <li>- statisch (Dauer: 6 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- ballistisch (Dauer: 20 Wiederholungen)</li> <li>- PNF (Anspannung: 6 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- lediglich durch die PNF-Technik vergrößerte sich die Beweglichkeit signifikant</li> </ul>
Prentice (1983)	46 weibliche und männliche Studenten (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 10 Wochen dehnen (Häufigkeit: 3mal pro Woche)</li> <li>- rechtes Bein statisch (Dauer: 10 sec; Dichte: 10 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- rechtes Bein durch PNF (Anspannung: 10 sec; Dehndauer: 10 sec durch Anspannen des M. quadriceps; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- linkes Bein war Kontrollbein</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- sowohl im Experimental- als auch im Kontrollbein verursachte PNF eine größere Zunahme der BR</li> </ul>
Lucas & Koslow (1984)	63 Studentinnen, die an verschiedenen Aerobickursen teilnahmen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest (Sit-And-Reach)</li> <li>- 7 Wochen dehnen (3mal pro Woche)</li> <li>- statisch (Dauer: 20 sec; Umfang: 5 min)</li> <li>- dynamisch (Dauer: 20 sec; Umfang: 5 min)</li> <li>- PNF (Anspannung: 5 sec; Dehndauer: 15 sec; Umfang: 5 min)</li> <li>- Zwischentest nach 11 Tagen</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- durch die PNF-Methode war das Ergebnis nur schwach besser als bei den passiven Techniken</li> </ul>
Hardy (1985)	42 Studentinnen, die an verschiedenen Sportkursen teilnahmen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 6 Tage dehnen mit 6 Dehnprozeduren (1mal pro Tag)</li> <li>- Nachtest an Tag 6 und 7</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- 0-PI (Dauer: 30 sec; Dichte: 30 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- 3-PI (Anspannungszeit: 3 sec; Dehndauer: 10 sec; Anspannungshäufigkeit: 3mal; Dichte: 30 sec; Gesamthäufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- 6-PI (wie 3-PI, aber 6 sec Anspannungszeit)</li> <li>- 0-PIC (passiver Lift, aktives Halten; Haltedauer: 10 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- 3-PIC (passiver Lift, Anspannungszeit Hüftstrecker: 3 sec; Dehndauer: 10 sec bei Anspannung der Hüftbeuger; Dehnhäufigkeit: 3mal; Dichte: 30 sec Gesamthäufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- 6-PIC (passiver Lift, Anspannungszeit: 6 sec; Dehndauer: 10 sec; Dehnhäufigkeit: 3mal; Dichte: 30 sec Gesamthäufigkeit: 3 Serien)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- zur Verbesserung der aktiven Beweglichkeit waren die 3 aktiven Methoden (0-PIC, 3-PIC, 6-PIC) am wirkungsvollsten</li> <li>- die besten Gewinne gingen mit längerer Kontraktionsdauer einher</li> </ul>

Etnyre & Abraham (1986)	12 Männer (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- vorher Stimulation zur Bestimmung des Kontroll-H-Reflexes</li> <li>- statisch (Dehndauer: 9 sec; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- CR-Dehnen (Anspannungsdauer: 6 sec; Dehndauer: 3 sec; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- CRAC-Dehnen (Anspannungsdauer: 6 sec; Dehndauer: 3 sec bei gleichzeitiger Antagonisten-Kontraktion; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- in den letzten 3 Dehnsekunden 10 H-Reflexe</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- die H-Reflexantwort war bei passiv-statisch signifikant höher als bei CR und CRAC (80 % der Kontrollreflexe)</li> <li>- bei CR 41 %</li> <li>- CRAC zeigte die deutlichste Unterdrückung der Motoneuronenpool-Erregbarkeit (7 %)</li> <li>- durch 10 Stimulationen nahm der H-Reflex zu</li> </ul>
Hardy & Jones (1986)	24 Studentinnen, die an verschiedenen Sportkursen teilnahmen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 7 Tage dehnen (täglich)</li> <li>- 6-PIC (in Anlehnung an Hardy, 1985, S. 112)</li> <li>- geschwindigkeitsdynamisch (Dauer: 30 sec; so oft wie möglich bis zu einer Markierung; Dichte: 30 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- flexionsdynamisch (Dauer: 30 sec; so schnell wie möglich bis zum Maximum; Dichte: 30 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- die aktiven Formen waren überlegen, insbesondere 6-PIC und flexionsdynamisch</li> </ul>
Condon & Hutton (1987)	12 Versuchspersonen (♂ = 6; ♀ = 6) ohne neuromuskuläre Funktionsstörung	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bestimmung des H-Reflexes (10mal)</li> <li>- 3 Dehnmethoden (Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- statisch (Dehndauer: 11 sec leicht, 50 sec maximal; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- AC-Dehnung (wie statisch, jedoch 50 sec durch Agonisten-Kontraktion dehnen)</li> <li>- CR-Dehnung (Dauer: 5 sec leicht; 5 sec isometrische Kontraktion, 1 sec entspannen, 50 sec maximale Dehnung)</li> <li>- CRAC-Dehnung (wie CR, jedoch 5 sec leichte Dehnung durch Agonisten-Kontraktion)</li> <li>- Bestimmung des H-Reflexes (10mal)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- AC- und CRAC-Dehnen verursachten bei den Probanden Beschwerden trotz geringerer BR</li> <li>- EMG-Aktivität war bei passiv-statisch und bei CR signifikant geringer</li> <li>- H-Reflex-Amplitude war bei statisch und CR signifikant höher als bei AC und CRAC</li> <li>- H-Reflex-Amplitude nahm ab dem Beginn der Dehnung signifikant progressiv zu</li> </ul>
Osternig et al. (1987)	10 Personen (♂ = 6; ♀ = 4; nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- passiv-statisches Dehnen (Dauer: 80 sec; Häufigkeit: singulär)</li> <li>- CR-Dehnen (Anspannung: 5 sec; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- Agonist-Contract-Relax-Dehnen (ACR; Anspannung: 5 sec; Häufigkeit: 2 Serien; Dichte: 5 sec)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- bei ACR wurde die größte BR bei gleichzeitig höchster EMG-Aktivität gemessen</li> </ul>
Etnyre & Lee (1988)	74 Studenten (♂ = 49; ♀ = 25) die an verschiedenen Sportkursen teilnahmen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dehntests am 1. Tag, dann alle 3 Wochen (Gesamtdauer: 12 Wochen; 2mal pro Woche); in der 12. Woche Tests vor und nach der Dehnanwendung</li> <li>- statisch (Dauer: 9 sec)</li> <li>- CR-Dehnung (Anspannung: 6 sec, Dehndauer: 3 sec)</li> <li>- CRAC-Dehnung (wie bei CR, danach zusätzliches Anspannen des Antagonisten)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Frauen erreichten generell eine größere BR als Männer</li> <li>- keine Dehnmethode war für Frauen effektiver als für Männer</li> <li>- statische Durchführung erreichte akut und chronisch bei den Männern und Frauen eine größere BR</li> <li>- sowohl CR als auch CRAC verzeichneten signifikante Zuwächse in der BR bei beiden Geschlechtern</li> </ul>

Guissard et al. (1988)	28 gesunde Sportstudenten	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Motoneuronenpool-Erregbarkeit vor, während und nach (jeweils 5 sec-Intervalle) statischem Dehnen (Dehndauer: 30 sec; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- CR-Dehnen (Anspannungsdauer: 10 sec; Dehndauer: 30 sec; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- AC-Dehnen (Dehndauer: 30 sec durch Kontraktion des Antagonisten)</li> <li>- Überprüfung der Reflexantwort von H- und T-Reflex (Sehnenreflex)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- statisch verursachte die geringste Dorsalflexion</li> <li>- maximale H-Reflexhemmung dauerte bei statisch 10 sec</li> <li>- bei den anderen Formen dauerte sie je 25 sec</li> <li>- H-Reflex war bei AC und CR 5 sec komplett gehemmt</li> <li>- T-Antwort war völlig aufgehoben, bevor Unterschiede zwischen den Methoden nachweisbar waren</li> </ul>
Osternig et al. (1990)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 10 Athleten aus Sportarten mit hoher Intensität und kurzer Dauer (= HI)</li> <li>- 10 Athleten aus Sportarten mit längerer Dauer (= EN)</li> <li>- 10 Kontrollpersonen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- statisches Dehnen (Dauer: 80 sec; Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- CR-Dehnen (Kontraktionsdauer: 2mal 5 sec; Dehndauer: 5 sec; Häufigkeit: 5 Serien)</li> <li>- ACR-Dehnen (Kontraktionsdauer: 2mal 5 sec; Dichte: 5 sec; Häufigkeit: 5 Serien)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- die größte BR wurde durch ACR erreicht</li> <li>- gleichzeitig war die Muskelaktivität am höchsten</li> <li>- EN-Athleten erreichten weniger BR als die beiden anderen Gruppen</li> <li>- gleichzeitig hatten sie die höchste EMG-Aktivität</li> </ul>
Schober et al. (1990)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sportstudenten</li> <li>- 16 Kontrollgruppe</li> <li>- 19 intermittierende Dehnung</li> <li>- 11 Dauerdehnung</li> <li>- 9 postisometrische Relaxation</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Erwärmung</li> <li>- Belastung in Form von Hockstretksprüngen (Häufigkeit: 5mal 10 Serien; Dichte: 30 sec)</li> <li>- Erfassen der muskulären Entspannungsfähigkeit</li> <li>- dehnen: statisch (Dauer: 2 min), intermittierend (10 Wdh.; Dauer: 2 min), postisometrisch (Anspannung, 10 sec dehnen; Dauer: 2 min)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Erfassung der muskulären Entspannungsfähigkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kontrollgruppe: verringerte muskuläre Entspannungsfähigkeit</li> <li>- intermittierend: signifikant positive Beeinflussung der muskulären Entspannungsfähigkeit</li> <li>- Dauerdehnung: Verzögerung der muskulären Wiederherstellung</li> <li>- postisometrisch: ist indifferent, wobei sich eine Tendenz zur negativen Einflussnahme abzeichnet</li> </ul>
Wydra et al. (1991)	80 Patienten mit internistischer und psychovegetativer Erkrankung (♂ = 40; ♀ = 40)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- dehnen über 2 Wochen (tägliche Anwendung; insgesamt 11 Dehnbehandlungen)</li> <li>- Vortest vor der 1. und Nachtest vor der 11. Dehnbehandlung</li> <li>- statisch (Dauer: 20 sec; Dichte: 10 sec; Häufigkeit: 6 Serien beidbeinig)</li> <li>- postisometrisch (Anspannungsdauer: 10 sec; Dehndauer: 10 sec; Dichte: 10 sec; Häufigkeit: 6 Serien)</li> <li>- dynamisch (Dauer: 20 sec; Dichte: 10 sec; Amplitude: 30 cm; Häufigkeit: 6 Serien)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- passive Beweglichkeit verbesserte sich zwischen 11.8° und 17.6°</li> <li>- aktive Beweglichkeit verbesserte sich zwischen 5.1° und 11.6°</li> <li>- alle Veränderungen waren hochsignifikant</li> </ul>

Cornelius et al. (1992)	120 männliche Studenten, die an verschiedenen Sportkursen teilnahmen und keine Verletzung oder Funktionsstörung hatten	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- jeweils 3 Dehnversuche (Häufigkeit: singulär; Dichte: 2 min) entweder unter Kälte- oder Wärmeeinfluss</li> <li>- passives Dehnen</li> <li>- passives Dehnen, dann AC (Hüftbeuger)</li> <li>- CR (Hüftstrecker; Anspannungsdauer: 3 sec), dann passives Dehnen und AC</li> <li>- AC (Anspannungsdauer: 3 sec), dann passives Dehnen und AC</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	- die 3 PNF-Techniken hatten eine größere BR zur Folge
Sullivan et al. (1992)	20 Personen mit verminderter Hüftbeugefähigkeit (< 70°)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest vor der 1. Dehneinheit</li> <li>- 2 Wochen dehnen (1 Trainingseinheit am Tag; 4 Tage pro Woche)</li> <li>- Becken beim Dehnen nach vorne geneigt</li> <li>- Becken beim Dehnen nach hinten geneigt</li> <li>- statisch (Dauer: 30 sec; Häufigkeit: singulär)</li> <li>- PNF-Technik (5 sec Oberschenkelrückseite anspannen, 5 sec entspannen, 5 sec Oberschenkelvorderseite anspannen; Häufigkeit: 2 Serien)</li> <li>- Nachtest nach der letzten Dehneinheit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Becken vor bei statisch erhöhte die BR um 9°</li> <li>- Becken zurück um 4°</li> <li>- Becken vor bei PNF erhöhte den Winkel um 13°</li> <li>- Becken zurück um 2°</li> </ul>

Einige Autoren aus Tabelle 2 verzichten bei der Angabe ihrer Probanden auf nähere Spezifikationen. Ebenso wird gelegentlich auf eine Kontrollgruppe verzichtet. Hardy und Jones (1986, S. 151) testeten in einem dunklen Raum mittels Fotografie. Ob dadurch reproduzierbare und standardisierte Aufzeichnungen entstehen, ist fraglich. Weiterhin entsprechen die gewählten Dehnübungen nicht den in der Praxis üblichen Methoden.

Eine entscheidende Vermutung äußern Osternig et al. (1987, S. 298). Sie resümieren, dass sich Versuchspersonen selbstsicherer und besser kontrolliert fühlen, wenn sie Dehnprozeduren aktiv mitgestalten können. Die Option der Selbstregulation verbessert die Bereitschaft, trotz beträchtlichem Widerstand und Schmerzempfinden, die Dehnung fortzusetzen (vgl. Glück et al., 2002a, S. 68).

Entsprechend ihrer Ergebnisse nahmen Moore und Hutton (1980, S. 322–323) an, dass keine völlige Muskelentspannung nötig ist, um einen Muskel effektiv zu dehnen.

*Letztendlich* ist es schwierig einen Vergleich zwischen aktiven und passiven Durchführungsformen vorzunehmen. Es konnten nur Experimente beschrieben werden, die lediglich *passive* und *aktive* Anteile bei Dehnmethoden berücksichtigen. Die Durchführung passiver Dehnmethoden reduziert sich beispielsweise oft nur auf das assistierte Dehnen einzelner Muskelgruppen. Aktive Dehnmethoden beinhalten die isometrische Anspannung der zu dehnenden Muskeln bzw. die Kontraktion der Gegenspieler des zu dehnenden Muskels oder eine Kombination. Ein Vergleich der genannten Dehnmethoden ist auch deshalb schwierig, da die jeweilige Durchführung des Treatments bzw. die zeitliche Struktur der Dehnmethoden unterschiedlich waren. Außerdem flos-

sen sowohl kurzfristige Veränderungen als auch langfristige mit in den Vergleich ein. Zusätzlich erschwert die unterschiedliche Auswahl der Probanden den direkten Vergleich. In manchen Studien wird mit Sportstudenten gearbeitet, andere Experimente rekrutieren Studenten, die gelegentlich an Sportkursen teilnehmen. Manche Autoren arbeiten mit Patienten, andere verzichten gänzlich auf eine nähere Beschreibung der Versuchsteilnehmer. Zuletzt werden zur Überprüfung der Dehntechniken zum Teil verschiedene Testformen verwendet.

Diese rein physiologische Betrachtung von *aktiven* und *passiven* Dehnungen ist jedoch aus sportmotorischer und handlungsregulatorischer Sicht zu einseitig.

## 2.4 Messparameter der Beweglichkeitsforschung

Um die beim Dehnen ablaufenden Mechanismen erklären zu können, wurden in den vergangenen Jahrzehnten diverse Untersuchungen durchgeführt. Diese Studien können differenziert werden in Arbeiten zu morphologischen Veränderungen im Muskel, zu neurophysiologischen Auswirkungen auf die Motoneuronenpool-Erregbarkeit und zu Trainingsexperimenten (Wydra, 1996, S. 71). Um die Auswirkungen zu objektivieren, werden folgende Parameter verwendet: maximale Bewegungsreichweite [°], Dehnungsspannung [N oder Nm] und Muskelaktivität durch elektromyographische Aufzeichnungen (EMG) [% MVC]. Im Folgenden wird das Verhalten dieser Parameter durch Dehnen anhand ausgewählter Studien vorgestellt.

### 2.4.1 Bewegungsreichweite

Die Bewegungsreichweite (BR) wird über den Gelenkwinkel gemessen und dient dazu, Veränderungen des Bewegungsausmaßes einer Muskel-Sehneneinheit zu erfassen (Sady et al., 1982, S. 261–262; Prentice, 1983, S. 57; Wallin et al., 1985, S. 264; Borms et al., 1987, S. 42; Etnyre & Lee, 1988, S. 223–224; Raab et al., 1988, S. 269; Gajdosik, 1991, S. 252; Freiwald et al., 1997, S. 55; Rosenbaum & Hennig, 1997, S. 97; Magnusson et al., 1998, S. 312; Marschall, 1999, S. 7; Klee et al., 2000, S. 300; Magnusson et al., 2000, S. 1161).

Die *maximale* Bewegungsreichweite bzw. Dehnposition ( $BR_{\max}$ ) wird definiert als diejenige individuelle Gelenkstellung, die auf Grund auftretender Schmerzen bzw. größtmöglichem Spannungsgefühl unmittelbar wieder gelöst werden muss (Magnusson et al., 1998, S. 311; Marschall, 1999, S. 7; Glück et al., 2002a, S. 68).

Die Erfassung der maximalen Bewegungsreichweite ist aus diesem Grund nur ein semiobjektives Testverfahren, da die Versuchsleiter auf die subjektiven

Angaben der Probanden bezüglich auftretender Schmerzen oder des größtmöglichen Dehngefühls angewiesen sind.

Im Folgenden werden einige ausgewählte Untersuchungen aufgeführt, bei denen die Bewegungsreichweite als zentraler Parameter diente. Bei den beschriebenen Experimenten wird eine zeitliche Untergliederung in Anlehnung an Wiemann (1993, S. 101) und Wiemann (1994, S. 55) vorgenommen.

#### 2.4.1.1 Singuläre Dehnungen

Als *singulär* werden vereinzelte oder nur mit wenigen Wiederholungen durchgeführte Dehnungen bezeichnet (vgl. Tabelle 3).

Tabelle 3: Ausgewählte Studien zu singulären Dehnprogrammen.

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnisse
Holt et al. (1970)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- schnelles Dehnen vergrößerte die BR im Strecksitz um 6/8 inch</li> <li>- langsames Dehnen ebenfalls um 6/8 inch</li> <li>- IACA-Dehnen um 2.1 inch</li> <li>- die Unterschiede zu schnellem bzw. langsamem Dehnen waren signifikant</li> </ul>
Cornelius & Hinson (1980)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- größte BR nach 3-PIC (105.3°)</li> <li>- 6-PIC (103.4°)</li> <li>- 0-PIC (102.4°)</li> <li>- 6-PI (100.6°)</li> <li>- 3-PI (99.6°)</li> <li>- 0-PI (89.2°)</li> <li>- PNF-Techniken waren der statischen Dehnung signifikant überlegen</li> </ul>
Moore & Hutton (1980)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nach CRAC Hüftflexionswinkel von 136.6°</li> <li>- nach CR 132.8°</li> <li>- nach statischem Dehnen 133.7°</li> <li>- die Gruppenunterschiede waren signifikant</li> </ul>
Madding et al. (1987)	72 männliche Probanden (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest (3mal aktives Dehnen, 1mal passiv, danach 15 sec Pause)</li> <li>- statisches Dehnen über 15 sec, 45 sec, 2 min bei konstanter Dehnkraft (Häufigkeit: 1 Serie)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Nachtest (passiv)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kontrollgruppe veränderte die BR nicht</li> <li>- nach 15 sec statischem Dehnen Zunahme der BR um 8°</li> <li>- nach 45 sec um 4°</li> <li>- nach 2 min um 7°</li> <li>- alle nachweisbaren Veränderungen waren signifikant</li> </ul>
Osternig et al. (1987)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vergrößerung der BR durch statisches Dehnen um 6 %</li> <li>- durch CR-Dehnen um 4 %</li> <li>- durch ACR-Dehnen um 1 %</li> <li>- bei ACR wird absolut betrachtet die größte BR gemessen</li> </ul>

Etnyre & Lee (1988)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Hüftbeugefähigkeit: Kontrollgruppe keine Veränderung, statische Dehngruppe verschlechterte die BR um 1.7°, CR-Gruppe verbesserte sich signifikant um 3.6°, CRAC-Gruppe um 6.2°</li> <li>- Schulterbeweglichkeit: keine Veränderung bei der Kontrollgruppe, statische Dehngruppe vergrößerte die BR um 1.0°, CR-Gruppe signifikant um 7.2°, CRAC-Gruppe signifikant um 6.2°</li> </ul>
Osternig et al. (1990)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- bei HI-Athleten Vergrößerung der BR durch statisches Dehnen um 5°</li> <li>- durch CR-Dehnen um 9.7°</li> <li>- durch ACR-Dehnen um 2.5°</li> <li>- bei EN-Athleten Erhöhung der BR durch statisches Dehnen um 5.2°</li> <li>- durch CR-Dehnen um 1.6°</li> <li>- durch ACR-Dehnen um 3°</li> <li>- bei Kontrollpersonen nahm die BR durch statisches Dehnen um 5.8° zu</li> <li>- durch CR-Dehnen um 3.1°</li> <li>- durch ACR-Dehnen um 1°</li> <li>- durch ACR-Dehnen wurden signifikant größere Gelenkwinkel erreicht</li> </ul>
Cornelius et al. (1992)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 116° bei PNF-Technik unter Wärmeeinfluss</li> <li>- 113° bei PNF unter Kälteeinwirkung</li> <li>- 98° bei passivem Dehnen unter Kälteeinfluss</li> <li>- der Unterschied zwischen passivem Dehnen und den PNF-Techniken war hochsignifikant</li> </ul>
Rosenbaum & Hennig (1997)	55 männliche Sportstudenten	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Messung der schnellstmöglichen und kräftigen Fußstreckung und maximalen Dorsalflexion</li> <li>- 2 Dehnübungen (3mal 30 sec) der Wadenmuskulatur</li> <li>- erneute Messung</li> <li>- 10 min langsam auf dem Laufband laufen</li> <li>- erneute Messung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nach dem Dehnprogramm signifikante Verbesserung der BR um 0.7° (2 %)</li> <li>- nach anschließendem Warm laufen nochmals signifikant um 0.8° (3 %)</li> </ul>
Magnusson et al. (1998)	12 Freizeitsportler (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 3 Dehnprozeduren (Intensität: bis zum Schmerz; Dichte: 10 min)</li> <li>- nach Prozedur 2: entweder das linke Bein statisch (Dauer: 90 sec) oder das rechte Bein dynamisch (Häufigkeit: 10 Wiederholungen) dehnen und dann 10 min Pause</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- durch statisches Dehnen insgesamt (Prozedur 1 bis 3) hochsignifikante Vergrößerung der BR</li> <li>- durch dynamisches Dehnen insgesamt sehr signifikante Veränderung</li> </ul>
Marschall (1999)	21 Versuchspersonen (♂ = 12; ♀ = 9; nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 15 maximale Dehnungen</li> <li>- 15 weiche Dehnungen</li> <li>- Nachttest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nach maximalem Dehnen signifikante Verbesserung der Hüftbeugung um 7°</li> <li>- nach weichem Dehnen signifikante Verbesserung um 3°</li> </ul>

Wydra et al. (1999a und b)	23 Sportstudenten ( $\sigma = 15$ ; $\varphi = 8$ )	- Vortest - statisches Dehnen - postisometrisches Dehnen - dynamisches Dehnen (Häufigkeit: jeweils 1 Serie; Dauer: 30 sec) - unmittelbarer Nachttest	- nach statischem Dehnen Vergrößerung der BR um 7.3° - nach postisometrischem Dehnen um 9.8° - nach dynamischem Dehnen um 10.3° - die Veränderungen waren jeweils hochsignifikant
Glück et al. (2002a)	27 gesunde Sportstudenten ( $\sigma = 16$ ; $\varphi = 11$ )	- direkte Eigendehnung - indirekte Eigendehnung - indirekte Fremddehnung (Häufigkeit: jeweils 15mal maximal)	- durch direkte Eigendehnung Vergrößerung der BR um 8.9° - durch indirekte Eigendehnung um 8.1° - durch indirekte Fremddehnung um 8.9° - die Veränderungen waren jeweils hochsignifikant
Schönthaler & Ohlendorf (2002)	24 Studenten ( $\sigma = 15$ ; $\varphi = 9$ ) mit einer maximalen BR von 70 bis 90° ohne medizinische Beeinträchtigung/ Muskelkater	- passiv-statisches Dehnen (Dauer: 45 sec; Häufigkeit: 4 Serien; Dichte: 42 sec)	- hochsignifikante Erhöhung der BR von 5.9°

#### 2.4.1.2 Kurzzeitiges Dehnen

*Kurzzeitiges* Dehnen beinhaltet alle Anwendungen, die über 15 bis 30 Minuten durchgeführt werden.

*Tabelle 4: Ausgewählte Studien zu kurzzeitigen Dehnprogrammen.*

<b>Autor</b>	<b>Probanden</b>	<b>Treatment (Inhalt/Dauer)</b>	<b>Ergebnisse</b>
Hubley et al. (1984)	30 gesunde Personen (nicht näher spezifiziert)	- Vortest (3mal) - jeweils 15 min Treatment: a) 2mal Kontrollgruppe b) dehnen und Kontrollgruppe c) dehnen und Rad fahren d) Rad fahren und Kontrollgruppe e) 2mal Rad fahren - zwischen den Kombinationen Zwischentest - Nachttest	- dehnen und Rad fahren vergrößerten die BR im Zwischentest um 9° bzw. um 5° bei der Hüftflexion - Rad fahren nach dehnen führte zu keiner Vergrößerung im Nachttest - Pause nach dehnen verringerte die BR um 4° - Pause nach Rad fahren oder dehnen verringerte den Winkel um 1° - Rad fahren nach Rad fahren erhöhte die BR um 6° - die Kontrollgruppe erhöhte die BR 2mal um 2°
Wydra et al. (1991)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3 - Vortest vor und nach der 6. Dehnbehandlung	- nach statischer Dehnung Vergrößerung der BR um 7.1° - nach postisometrisch um 9.1° - nach dynamisch um 7.3° - alle Veränderungen waren hochsignifikant

Taylor et al. (1995)	24 Versuchspersonen (♂ = 12; ♀ = 12), die bei der Army an körperlichen Pflichtaktivitäten teilnahmen	- 3 Wochen dehnen (1mal pro Woche) - Vortest - jeweils 20 min Treatment - Hitze und 1 min statisches Dehnen (Dauer: 1 min; Häufigkeit: 1 Serie) - nur dehnen - Kälte und 1 min statisches Dehnen - Nachtest	- Kältegel mit anschließendem Dehnen erbrachte einen Zuwachs im Kniewinkel von 3.6° - Hitze und dehnen vergrößerte den Winkel um 5.7° - nur dehnen um 4.1° - alle Veränderungen waren hochsignifikant
Glück & Wydra (2000)	33 Sportstudenten (♂ = 18; ♀ = 15)	- Vortest (1mal maximal) - 10-minütiges statisches Dehnprogramm (Dauer: 30 sec; Häufigkeit: 3 Serien; 5 Übungen) - Nachtest	- hochsignifikante Vergrößerung der BR um 3.1°
Klee et al. (2000)	5 Probanden (nicht näher spezifiziert)	- Vortest - 15-minütiges Dehntraining (3mal 5 maximale Dehnungen; Dichte: 3 min) - Nachtest	- signifikante Vergrößerung der BR um 5.5°

### 2.4.1.3 Langzeitiges Dehnen

Regelmäßiges Dehnen über mehrere Tage oder Wochen wird als *langzeitig* bezeichnet.

Tabelle 5: Ausgewählte Studien zu langzeitigen Dehnprogrammen.

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnisse
Weber & Kraus (1949)	50 Kinder mit verkürzter Muskulatur in der Oberschenkelrückseite	- Vortest durch Stand-And-Reach - federndes Dehnen (Gesamtdauer: 6 Monate; ansonsten nicht näher spezifiziert) - gehaltenes Dehnen (s. o.)	- durch federndes Dehnen Verbesserung pro Monat um 3.0° - durch gehaltenes Dehnen um 1.0°
de Vries (1962)	57 männliche Studenten, die an verschiedenen Sportkursen teilnahmen	- Vortest - 5 Wochen dehnen (2mal pro Woche; Gesamtdauer: 30 min) - statisch (Dauer: 30 sec, ab der 4. Behandlung 1 min) - ballistisch (Dauer: 20 schnelle, federnde Bewegungen, ab der 4. Behandlung 40 Bewegungen) - Nachtest zwei Tage nach der letzten Dehnbehandlung	- statisch: verbesserte die Rumpfflexion um 1.8 inch, die -extension um 2.6 inch und die Schulterhebung um 1.7 inch - ballistisch: erhöhte die BR der Rumpfflexion um 1.6 inch, der -extension um 4.4 inch und der Schulterhebung um 2.3 inch - alle Verbesserungen waren sehr signifikant
Tanigawa (1972)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	- Tag 1 bis 6: PNF führte zur Steigerung um 15.9° (45 %); passive Mobilisation um 7.1° (22 %); Kontrollgruppe um 1.4° (4 %) - Tag 1 bis 8: Bewegungsreichweite stieg durch PNF um 9.7° (28 %), durch passive Mobilisation um 1.8° (6 %) und bei der Kontrollgruppe um 0.1°

Hartley-O'Brien (1980)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kontrollgruppe verbesserte die aktive Hüftbeugefähigkeit um 16.9° (20 %)</li> <li>- passives Dehnen mit aktivem Halten um 19.5° (22 %)</li> <li>- aktives PNF um 16.6° (20 %)</li> <li>- dynamisches Dehnen mit Halten um 18.1° (20 %), das passiv-statische Dehnen mit Entspannung um 21.4° (26 %)</li> <li>- passives PNF um 17.7° (20 %)</li> <li>- passiv-statisches Dehnen um 15.4° (17 %)</li> <li>- die Verbesserungen waren jeweils hochsignifikant</li> </ul>
Sady et al. (1982)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Schulterbeweglichkeit vergrößerte sich um 7°</li> <li>- Rumpfbeweglichkeit um 5.5°</li> <li>- Beweglichkeit der Oberschenkelrückseite um 9.5°</li> <li>- alle Veränderungen waren signifikant</li> </ul>
Prentice (1983)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Experimentalbein verbesserte sich nach statischem Dehnen um 8.9° und durch PNF um 12.0°</li> <li>- Kontrollbein verbesserte sich nach statischem Dehnen um 3.3° und nach PNF um 3.5°</li> </ul>
Lucas & Koslow (1984)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- die Reichweite bei Sit-And-Reach verbesserte sich durch alle Dehnanwendungen signifikant um 3 cm</li> <li>- eine Seitendifferenz konnte nicht nachgewiesen werden</li> </ul>
Hardy (1985)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- aktive Hüftflexion verbesserte sich bei 0-PI um 10.2°</li> <li>- bei 3-PI um 7.2°</li> <li>- bei 6-PI um 7.5°</li> <li>- bei 0-PIC um 5.3°</li> <li>- bei 3-PIC um 12.8°</li> <li>- bei 6-PIC um 13.5°</li> <li>- alle Veränderungen waren sehr signifikant</li> <li>- bei der Kontrollgruppe fand eine Reduktion der BR um 0.3° statt</li> </ul>
Hortobagyi et al. (1985)	12 gesunde männliche Schüler	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 7 Wochen dehnen (3mal pro Woche)</li> <li>- passiv-statisches Dehnen (Dauer: 10 sec; Häufigkeit: 2 Serien) zu Beginn und am Ende der Praxiskurse</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bodenabstand bei Spagat links verringerte sich hochsignifikant um 8 cm (22 %), rechts hochsignifikant um 8.3 cm (22 %)</li> <li>- Abstand zwischen Bein und Schulter verringerte sich bei der Hüftflexion mit links hochsignifikant um 9.7 cm (19 %), mit rechts hochsignifikant um 9 cm (17 %)</li> <li>- Abduktion vergrößerte sich signifikant um 3.8 cm (3 %)</li> </ul>

Wallin et al. (1985)	47 männliche Sportstudenten	<p><b>1. Block</b> 30 Tage dehnen (3mal pro Woche)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- CR-Dehnen (Anspannen: 7–8 sec; Entspannung: 2–5 sec; Dehndauer: 7–8 sec; Häufigkeit: 5 Serien)</li> <li>- ballistisches Dehnen (Dauer 2 min und 20 sec)</li> </ul> <p><b>2. Block</b> folgende 30 Tage</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- 1/3 von CR (= Gruppe A) dehnt 1mal pro Woche</li> <li>- 1/3 von CR (= Gruppe B) dehnt wie oben</li> <li>- 1/3 von CR (= Gruppe C) dehnt 5 mal pro Woche</li> <li>- ballistisch wechselt zu CR (= Gruppe D)</li> </ul>	<p><b>nach Block 1:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- CR verbesserte die Plantarflexion bei gestrecktem Knie um 6°, bei gebeugtem Knie um 7.5°, die Hüftabduktion um 10.1° und die Hüftflexion um 6.3°</li> <li>- ballistisches Dehnen erhöhte nach 30 Tagen die Plantarflexion bei gestrecktem Knie um 1.4°, bei gebeugtem Knie um 1.8°, die Abduktion um 3.0° und die Hüftflexion um 1.8°</li> <li>- alle Veränderungen waren signifikant</li> </ul> <p><b>nach Block 2:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- A verbesserte die Plantarflexion bei gestrecktem Knie um 7.5°, bei gebeugtem Knie um 7.9°, die Abduktion um 11.1° und die Hüftflexion um 6.6°</li> <li>- B erhöhte den Winkel jeweils signifikant bei Plantarflexion mit gestrecktem Knie um 8°, mit gebeugtem Knie um 8.4°, die Abduktion um 14.4° und die Hüftbeugung um 8.5°</li> <li>- C erhöhte jeweils signifikant die Plantarflexion bei gestrecktem Knie um 8.7°, bei gebeugtem Knie um 10.5°, die Abduktion um 14.4° und die Hüftflexion um 8.4°</li> <li>- D verbesserte die Plantarflexion bei gestrecktem Knie um 6.4°, bei gebeugtem Knie um 7.5°, die Abduktion um 12.5° und die Hüftbeugung um 7.8°</li> </ul>
Borms et al. (1987)	20 gesunde weibliche Versuchspersonen (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 10 Wochen statisch dehnen (Dauer: 50 min; Häufigkeit: 2mal pro Woche)</li> <li>- verschieden lange Dehnzeit (10 sec, 20 sec, 30 sec)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 10 sec dehnen vergrößerte die BR um 11.7°</li> <li>- 20 sec um 12.6°</li> <li>- 30 sec um 13.5°</li> <li>- Kontrollgruppe ohne Dehnbehandlung verringerte die BR um 1.0°</li> <li>- die Vergrößerungen waren alle signifikant</li> </ul>
Etnyre & Lee (1988)	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 12 Wochen dehnen</li> <li>- Beschreibung in Kapitel 2.3</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Hüftbeugefähigkeit: Kontrollgruppe verschlechterte sich signifikant um 5.3° (6 %), die statische Dehngruppe erhöhte die BR signifikant um 10.2° (12 %), die CR-Gruppe signifikant um 17.2° (21 %) und die CRAC-Gruppe signifikant um 20.6° (25 %)</li> <li>- Schulterbeweglichkeit: Kontrollgruppe verringerte die BR um 1.4° (4 %), die statische Dehngruppe vergrößerte die Beweglichkeit um 5.4° (7 %), die CR-Gruppe signifikant um 5.3° (14 %) und die CRAC-Gruppe signifikant um 7.9° (21 %)</li> </ul>
Raab et al. (1988)	46 ältere Frauen (über 53 Jahre alt)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest für Schulter, Nacken, Handgelenk und Hüfte</li> <li>- 6 Monate dehnen (3 Tage pro Woche; Gesamtdauer: 60 min; Dehndauer: 20 sec; 3 Versuche)</li> <li>- dehnen mit leichten Gewichten (an Hand- und Sprunggelenk mit progressiver Gewichtssteigerung)</li> <li>- dehnen ohne Gewicht</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Nachttest nach 25 Wochen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- dehnen ohne Gewicht zeigte 2.5fach bessere Zuwächse in der BR als Dehnen mit Gewicht</li> <li>- beide Dehngruppen waren der Kontrollgruppe im Nachttest überlegen</li> <li>- die Veränderungen waren signifikant</li> </ul>

Godges et al. (1989)	7 männliche Studenten, die Freizeitsport betrieben	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 2 Wochen dehnen (1mal pro Woche)</li> <li>- Vortest</li> <li>- sanfte Gewebsmobilisation in Kombination mit PNF-Technik (1 min PNF, 8 min Gewebsmobilisation, 1 min PNF)</li> <li>- statisch (15 % des Körpergewichts als Dehngewicht; Dauer: 2 min; Dichte: 2 min; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- statisch vergrößerte die Hüftflexion um 24° und die -extension um 4°</li> <li>- Gewebsmobilisation mit PNF erhöhte die BR bei Hüftflexion um 12° und -extension um 9°</li> <li>- alle Veränderungen waren signifikant</li> </ul>
Leivseth (1990)	6 Patienten mit einseitiger Osteoarthritis (♂ = 2; ♀ = 4)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 4 Wochen dehnen mit 5 Dehnbehandlungen pro Woche (Dauer: 30 sec; Dichte: 10 sec; Gesamtdauer: 25 min)</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- signifikante Vergrößerung der Abduktion um durchschnittlich 8.3°</li> </ul>
Gajdosik (1991)	24 gesunde Männer mit einer BR beim Straight-Leg-Raise-Test von $\leq 70^\circ$	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest (5mal)</li> <li>- 3 Wochen dehnen (täglich)</li> <li>- statisch (Dauer: 15 sec; Dichte: 15 sec; Häufigkeit: 10 Serien)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dehngruppe verbesserte sich um 13.4° (26 %)</li> <li>- Kontrollgruppe verbesserte sich um 1.4° (3 %)</li> <li>- die Gruppenunterschiede waren hochsignifikant</li> </ul>
Wiemann (1991)	25 gesunde Studenten (♂ = 13; ♀ = 12)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 10 Wochen dehnen (3mal pro Woche 15 min; 3 Übungen; 3 Wdh.; Dichte: 2 min; Dauer: 10 sec weiches Vordehnen, 10 sec Dehnen im Maximum)</li> <li>- Nachtest 3 Tage nach letzter Dehnbehandlung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- sehr signifikante Vergrößerung der Hüftbeugefähigkeit von 7.8° bei den Frauen und 18.6° bei den Männern</li> </ul>
Wydra et al. (1991)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- passive Beweglichkeit verbesserte sich nach statisch um 11.8°</li> <li>- nach postisometrisch um 11.9°</li> <li>- nach dynamisch um 17.6°</li> <li>- aktive Beweglichkeit verbesserte sich nach statisch um 5.1°</li> <li>- nach postisometrisch um 5.3°</li> <li>- nach dynamisch um 11.6°</li> <li>- alle Veränderungen waren hochsignifikant</li> </ul>
Sullivan et al. (1992)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nach vorne geneigtes Becken: Verbesserung nach statisch um 9.2° (18 %), nach PNF um 12.9° (25 %)</li> <li>- nach hinten geneigtes Becken: Verbesserung nach statisch um 3.7° (7 %) und nach PNF um 1.7° (3 %)</li> </ul>
Wilson et al. (1992)	18 männliche Gewichtheber	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 8 Wochen dehnen (2mal pro Woche)</li> <li>- Dauer: 8–20 sec bzw. 10–30 sec; Umfang: 9 Wdh.; Häufigkeit: 2 Serien)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kontrollgruppe erhöhte die Schulterbeweglichkeit um 2°</li> <li>- die Experimentalgruppe erhöhte sie sehr signifikant um 17° (13 %)</li> </ul>

Schönthaler & Ohlendorf (2002)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest (VT)</li> <li>- 6 Wochen dehnen (3mal pro Woche)</li> <li>- statisch (Dauer: 45 sec; Dichte: 42 sec; Häufigkeit: 4 Serien)</li> <li>- Kontrollgruppe</li> <li>- Zwischentest (ZT) nach 3 Wochen dehnen</li> <li>- Nachttest (NT) nach 6 Wochen dehnen</li> <li>- Überdauerungstest 1 (ÜT 1) 1 Woche nach NT</li> <li>- Überdauerungstest 2 (ÜT 2) 2 Wochen nach ÜT 1</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- statisch: BR erhöhte sich im ZT sehr signifikant um 6.7° (8 %), im NT hochsignifikant um 13.8° (16 %), von VT bis ÜT 1 hochsignifikant um 14.2° (16 %) und bis ÜT 2 hochsignifikant um 11.2° (13 %)</li> <li>- Kontrollgruppe: Vergrößerung im ZT um 1.1°, im NT um 1.6°, von VT bis ÜT 1 um 0.5° und bis zu ÜT 2 um 0.6°</li> </ul>
--------------------------------	---------------------------------	--	---

In der Literatur wird zur Überprüfung der statischen Dehntechnik bzw. PNF-Techniken in einer bis maximal sechs Serien gedehnt (Hartley-O'Brien, 1980; Etnyre & Abraham, 1986; Madding et al., 1987; Osternig et al., 1987; Guisard et al., 1988; Wydra et al., 1991; Taylor et al., 1995; Schönthaler et al., 1999; Wydra et al., 1999a und b; Glück et al., 2002a). Die Dehndauer variiert dabei von 3 Sekunden bis zu 2 Minuten (Moore & Hutton, 1980; Etnyre & Abraham, 1986; Etnyre & Lee, 1988). Gajdosik (1991) dehnte sogar in 10 Serien über jeweils 15 Sekunden. Schönthaler & Ohlendorf (2002) ließen viermal 40 Sekunden dehnen.

Bei genauer Durchsicht der einzelnen Studien (vgl. Tabelle 3, Tabelle 4 und Tabelle 5) fällt auf, dass meist auf eine Erwärmung vor dem jeweiligen Treatment verzichtet wird und dass häufig keine Kontrollbedingung enthalten ist (Hortobagyi et al., 1985; Godges et al., 1989; Wiemann, 1991; Taylor et al., 1995; Rosenbaum & Hennig, 1997; Wydra et al., 1999a/b). Zum Teil werden die Tests lediglich manuell durchgeführt (Tanigawa, 1972; Sady et al., 1982; Leivseth; 1990; Wydra et al., 1991). Einige Studien verzichten auf einen Referenztest, was eine Vergleichbarkeit erschwert (Wallin et al., 1985). Schließlich sind auch die Probanden der einzelnen Studien nicht ohne weiteres miteinander zu vergleichen. Einige Studien basieren nicht auf einem standardisierten Testdesign (Weber & Kraus, 1949; de Vries, 1962; Tanigawa, 1972; Hartley-O'Brien, 1980; Sady et al., 1982; Leivseth, 1990). Bei einer letzten Gruppe von Studien kann auf Grund ungenügender Angaben die Methodik nicht exakt nachvollzogen werden (Weber & Kraus, 1949; de Vries, 1962; Tanigawa, 1972; Lucas & Koslow, 1984; Hardy, 1985; Hortobagyi et al., 1985; Wallin et al., 1985; Sullivan et al., 1992). Schließlich ist es fraglich, ob die Verwendung des kontralateralen Beines als Kontrollbedingung bei Längsschnittstudien nicht primär durch cross-over-Effekte beeinträchtigt wird.

## 2.4.2 Dehnungsspannung

Ein weiterer Parameter zur Überprüfung der Effektivität von Dehnmaßnahmen stellt die Dehnungsspannung dar. Die Erhöhung der maximalen Bewegungsreichweite steht in einem engen Zusammenhang mit der Erhöhung der maximalen Spannung und der Toleranz der Versuchspersonen gegenüber dieser Dehnungsspannung. Die Kenngröße soll demnach als Ergänzung zur maximalen Bewegungsreichweite Aufschluss darüber geben, auf welche Weise die Erhöhung der Gelenkreichweite erreicht wird (Ullrich & Gollhofer, 1994, S. 337). Wiemann und Fischer (1997, S. 428) beschreiben den Parameter als die elastische Spannung eines nicht aktivierten Muskels (oder einer Muskelfaser). Der inaktive Muskel setzt während einer Dehnung der einwirkenden Kraft eine Spannung entgegen (Wiemann, 1993, S. 92). Jedoch lässt sich die durch die fibrilläre Struktur erzeugte Ruhespannung nicht von solchen Spannungen differenzieren, die von unwillkürlichen, reflektorischen Kontraktionen stammen (Wiemann, 1991, S. 296). Deshalb wird die Ruhespannung als diejenige eines willkürlich nicht aktivierten oder subjektiv entspannten Muskels bezeichnet (vgl. Freiwald, 1994, S. 76; Rüeegg, 1995, S. 77; Magnusson et al., 1998, S. 311; Magnusson et al., 2000, S. 1161).

Seit dem 17. Jahrhundert wird zur Erklärung der Auswirkungen von Dehnungsmaßnahmen mit Muskelmodellen gearbeitet (Huijing, 1995, S. 444). Diese Modelle beinhalten Bestandteile aus dem Bereich der Physik (Sapega et al., 1981, S. 58; Taylor et al., 1990, S. 301; Wydra et al., 1991, S. 388; Wydra, 1994, S. 14). Dementsprechend kann man aus elastischen, plastischen und viskösen Elementen ein Modell herstellen, in dem die Einzelbestandteile sowohl parallel als auch in Serie geschaltet sind. Anhand dieses Modells wird hypothetisch der Kurvenverlauf der Dehnungsspannungskurve erklärt (vgl. Abbildung 2). Diese verläuft nicht linear, sondern exponentiell (vgl. Magnusson, 1998, S. 66). Bisläng divergieren die Aussagen im Hinblick auf die Beteiligung muskulärer bzw. bindegewebiger Strukturen an der Dehnungsspannung.

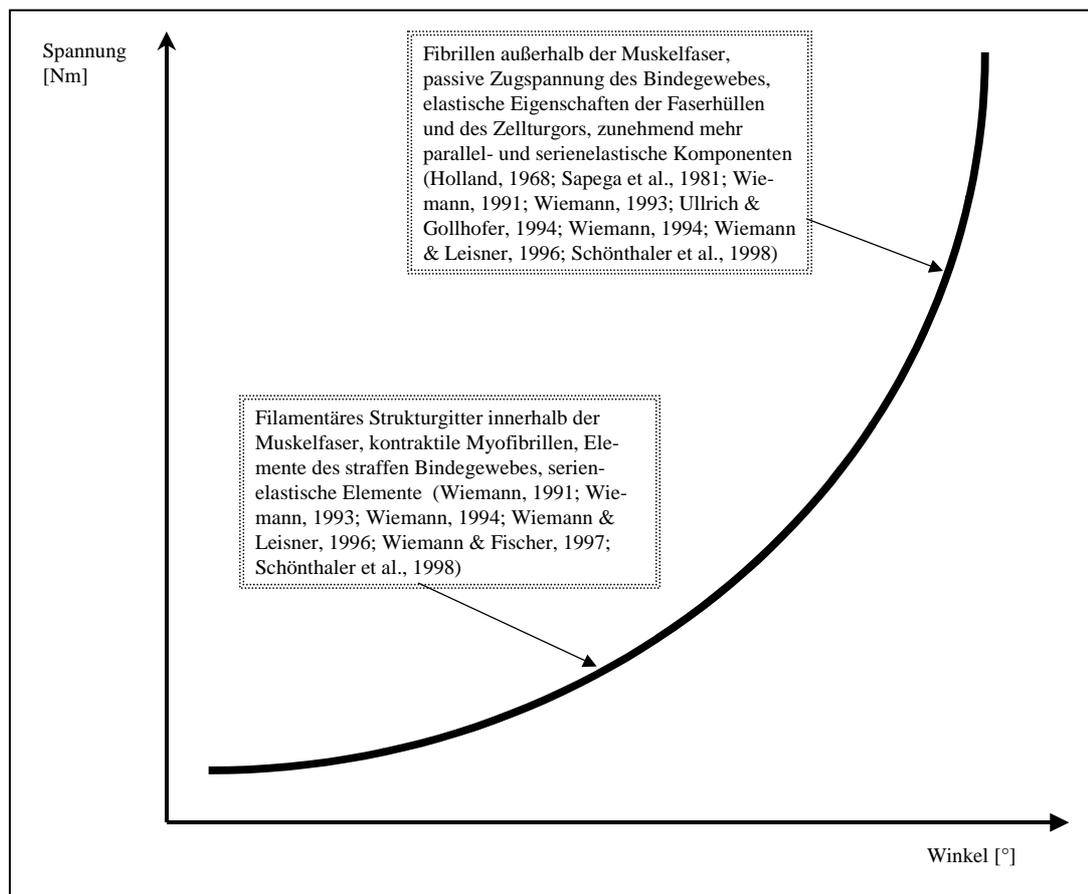


Abbildung 2: Strukturelle Zuordnung muskulärer Bestandteile während eines Dehnvorganges.

Nach Wydra et al. (1991, S. 388) lassen sich die elastischen Elemente wie das Sarkolemm, die Sehnen und das Bindegewebe nur geringfügig dehnen. Deshalb scheinen für die Autoren Längenveränderungen durch Dehnung kontraktile Elemente entscheidender zu sein. Dies wird mit der Erhöhung der EMG-Aktivität und des Gesamtdehnungswiderstandes durch elastische Elemente bei zunehmender Dehnung erklärt.

Ebenso wird nach Mc Hugh et al. (1998, S. 928) der Dehnwiderstand im mittleren Gelenkwinkelbereich von passiven mechanischen Kräften bestimmt und in der finalen Bewegungsreichweite tragen aktive kontraktile Elemente zur Dehnungsspannung bei. Die Autoren dehnten zyklisch singular die Oberschenkelrückseite. Die Muskelaktivität wurde in der letzten Sekunde vor der maximalen Bewegungsreichweite integriert. Eine erkennbare EMG-Aktivität wurde nur bei maximalem Gelenkwinkel nachgewiesen, wobei während der übrigen Dehnphase eine so genannte elektrische Stille herrschte. Die Autoren schlussfolgerten dementsprechend, dass sich die mechanischen Eigenschaften eines entspannten Muskels auf die parallelelastischen Komponenten beziehen.

Die serienelastischen Komponenten hingegen beziehen sich auf die mechanischen Eigenschaften des aktiven Muskels.

Freiwald et al. (1997, S. 56) konnten in einem Dehnexperiment nachweisen, dass die Oberschenkelrückseite während der Dehnung im mittelgradigen Gelenkwinkelbereich elektrisch nicht aktiv ist. Demnach muss die Aktivierung im endgradigen Bereich von Faktoren abhängen, die auch nur dort wirksam sind.

*Zusammenfassend* werden einerseits im unteren Dehnbereich insbesondere serienelastische und kontraktile Elemente für die Erzeugung der Spannung verantwortlich gemacht und im endgradigen Bereich vorwiegend parallelelastische und bindegewebige Komponenten. Andererseits verdeutlichen EMG-Aufzeichnungen, dass die Muskulatur hauptsächlich im Bereich der maximalen Gelenkreichweite aktiv ist. Eigene Studien können diese Aussagen unterstützen (vgl. Glück et al., 2002a; Glück et al., 2002b)

#### 2.4.2.1 Untersuchungen zur Dehnungsspannung

##### 2.4.2.1.1 Hysterese

Eine Hysterese (Spannungswinkelkurve) entsteht, wenn man die aufgezeichnete Dehnungsspannung (y-Achse) während einer Dehnung und der darauf folgenden Entdehnung nicht über die Zeit (x-Achse) darstellt, sondern über den Gelenkwinkel abbildet (vgl. Abbildung 3).

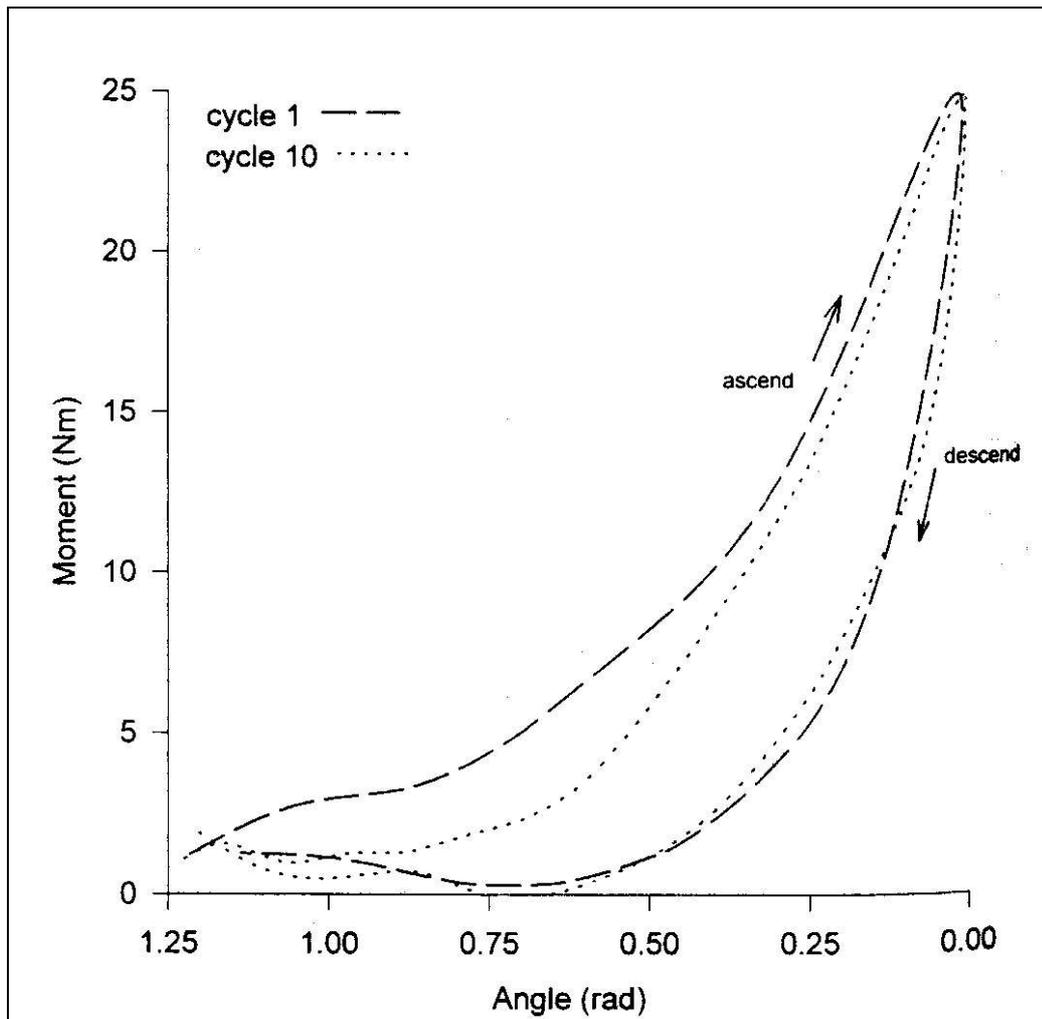


Abbildung 3: Die Spannungs-Winkel-Kurve (Hysterese) während zyklischen Dehnens (gestrichelte Linie = Wiederholung 1; gepunktete Linie = Wiederholung 10) (Magnusson et al., 1998, S. 312).

Wie in Abbildung 3 zu erkennen ist, liegt die Entdehnungskurve unterhalb der Dehnungskurve (vgl. Magnusson et al., 1998, S. 312; Mc Hugh et al., 1998, S. 930).

Schönthaler et al. (1998, S. 227) zeigten, dass die Hysterese mit zunehmender Hüftflexion größer wird. Bei gleicher submaximaler Dehnintensität konnten sie eine Rechtsverschiebung der Hysterese bei gleichzeitiger Verringerung der Fläche beobachten.

Viidik (1968, S. 375) beschreibt das Verhalten des vorderen Kreuzbandes im Tierversuch. Betrachtet man dabei den Dehnungs- und Entdehnungszyklus, so konnte sogar an diesem Material eine Hysterese nachgewiesen werden. Der graphische Verlauf der aufgezeichneten Dehnungsspannung entsprach dem aus Abbildung 3. Die Entdehnungskurve lag selbst beim präparierten Kreuzband unterhalb der Dehnungskurve.

#### 2.4.2.1.2 Relaxation

Wird eine Sehne über einen längeren Zeitraum mit konstanter Länge gedehnt, ist die Spannung zunächst sehr hoch, reduziert sich jedoch mit zunehmender Dauer, was als Relaxation bezeichnet wird (vgl. Ullrich & Gollhofer, 1994, S. 337; Magnusson et al., 1998, S. 310; Magnusson, 1998, S. 67; Magnusson et al., 2000, S. 1160; vgl. Abbildung 4).

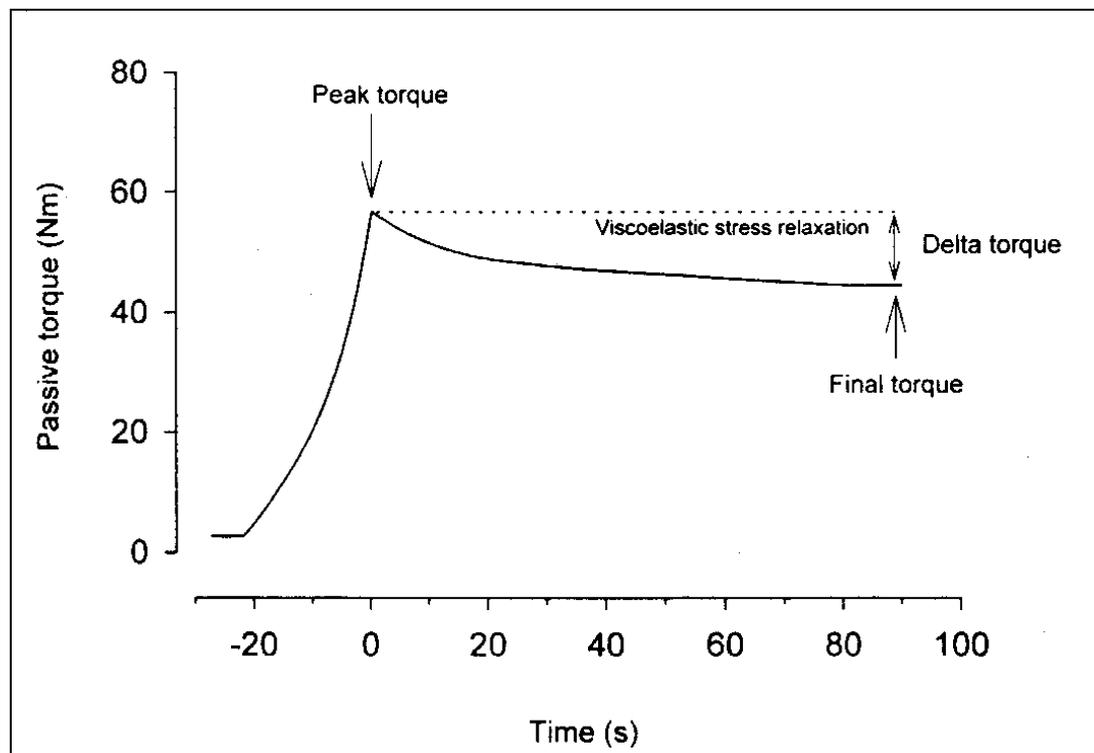


Abbildung 4: Viskoelastische Stressrelaxation [Peak torque: Kniegelenk hat die finale Position erreicht; Final torque: nach 90sekündiger Dehnung; Delta torque: Differenz zwischen Peak- und Final torque (Magnusson et al. 1998, S. 312)].

In gleicher Weise verhalten sich kollagene Strukturen. Wenn Bindegewebe gedehnt wird, vollzieht sich die Verlängerung teilweise in elastischen und teilweise in viskösen Elementen (Sapega et al., 1981, S. 59). Nachdem der Dehnreiz gelöst wird, kehren die elastischen Anteile in die Ausgangslänge zurück, während die viskösen Elemente eine plastische Deformation zeigen (vgl. Tabelle 6).

Tabelle 6: Ausgewählte Studien zum Relaxationsverhalten viskoelastischer Strukturen.

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnisse
Viidik (1968)	19 männliche Hasen, weitere 17 dienten als Kontrollgruppe	- 40 Wochen (5mal pro Woche; 3mal pro Tag) Lauftraining - nach Freipräparation wurde das Kreuzband in einen Apparat eingespannt und bis zu einer Spannung von 98.1 N gedehnt (Dauer: 120 sec) - erneute Dehnung bis zur vorgegebenen Spannung (Dauer: 60 sec) - Wiederholung der letzten Dehnung (Dauer: 60 sec; Gesamthäufigkeit: 3mal; Dehndichte: 10 min)	- am Ende jeder Dehnung jeweils deutliche Relaxation
Lehmann et al. (1970)	Rattensehnen (nicht näher spezifiziert)	- 25 °C warmes Bad und verlängern auf 73 gm (Dauer: 20 min; Häufigkeit: singulär) - 25 °C warmes Bad Verlängerung auf 73 gm (Dauer: 10 min) und danach Wechsel in 45 °C warmes Bad und weitere Verlängerung (Dauer: 10 min; Häufigkeit: singulär)	- die bei 25 °C gedehnte Sehne wies eine flachere Relaxation auf als die bei 25 °C und anschließend bei 45 °C gedehnte Sehne
Taylor et al. (1990)	12 Muskel-Sehneneinheiten von weißen Neuseelandhasen	- statisches Dehnen bei einer initialen Spannung von 78.4 N (Dauer: 30 sec; Häufigkeit: 10mal)	- bei allen 10 Durchgängen nahm die Dehnungsspannung (DS) ab, am meisten jedoch beim 1. - die Muskel-Sehneneinheiten verlängerten sich um 3.5 %
Mc Hugh et al. (1992)	15 Personen (♂ = 9; ♀ = 6) nicht näher spezifiziert	- statisches Dehnen in maximaler BR (Dauer: 45 sec) - statisches Dehnen 5° unterhalb der BR des ersten Durchganges, ab der eine EMG-Aktivität registriert wurde (Dauer: 45 sec)	- während des 1. Dehndurchganges Reduktion der DS um 17 % (11.4 N) - während des 2. Durchganges Abnahme um 15 % (4.2 N)
Magnusson et al. (1996)	10 gesunde männliche Freizeitsportler	- 10 sec submaximales statisches Dehnen dann 80 sec maximales statisches Dehnen - 10 sec CR-Dehnen (Anspannungsdauer: 6 sec) dann 80 sec maximales statisches Dehnen	- nach statisch Reduktion der DS um 19 % (9.2 Nm) - nach CR und statisch Verringerung um 21 % (10.3 Nm)
Magnusson et al. (1998)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- nach statischem Dehnen Abnahme der DS um 29 % (5.3 Nm)
Schönthaler et al. (1998)	Einzelfälle (nicht näher spezifiziert)	- submaximales statisches Dehnen (Dauer: 90 sec; Häufigkeit: 3mal)	- Reduktion der DS nach der 1. Serie um 25 %, nach der 2. um 20 % und nach der 3. um 19 %
Wydra et al. (1999a und b)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- nach statisch Abnahme der DS um 19 % (19.4 N) - nach dynamisch um 36 % (36.1 N) - nach postisometrisch um 33 % (32.4 N)

Magnusson et al. (2000)	20 gesunde männliche Freizeitsportler	- statisches Dehnen (Dauer: 45 sec; Dichte: 30 sec; Häufigkeit: 3mal)	- Abnahme der DS im 1. Durchgang um 20 % - im 3. Durchgang um 18 %
-------------------------	---------------------------------------	---	---

Bei allen Studien wurde abhängig von der gewählten Methode eine Reduktion der Dehnungsspannung von 15 bis 36 % nachgewiesen.

Eine Besonderheit konnten Magnusson et al. (1996, S. 375) zusätzlich zeigen. Die zweite Dehnung blieb unbeeinflusst von der ersten, d. h. nach einer Stunde war der messbare Spannungsabfall von 19 bzw. 21 % nicht mehr nachweisbar (vgl. Magnusson, 1998, S. 69). Die bei Magnusson et al. (1998, S. 312) ausgelöste Anpassung war sogar bereits nach 10 Minuten nicht mehr vorhanden. Über ein ähnliches Verhalten eines Muskels berichtet Enoka (1994, S. 274). Dabei konnte gezeigt werden, dass der Widerstand der Muskulatur mit zunehmender Pausendauer (1 bis 30 Sekunden) zwischen zwei Dehnanwendungen ansteigt. Die Spannung nähert sich also bei längerer Pause wieder ihrem Ausgangswert wie zu Beginn der Dehnung an.

#### 2.4.2.1.3 Akute Längenveränderung

Werden kollagene Strukturen über eine gewisse Zeit unter konstanter Spannung gehalten, nimmt deren effektive Länge zu (Ullrich & Gollhofer, 1994, S. 337). Nach Auflösung der Spannung ist ein Dehnungsrückstand messbar. Dieser erkennbare Rückstand vergrößert sich mit der Höhe der erreichten Muskelspannung. Wird der Dehnvorgang wiederholt, kommt es zu einer erneuten Verlängerung des Muskels. Die gedehnten Strukturen zeigen somit eine nicht sofort umkehrbare Verlängerung. Die Ursache wird derzeit in den elastischen, plastischen und viskösen Eigenschaften von Muskel-Sehneneinheiten gesehen (Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 37; vgl. Tabelle 7). Viidik (1968, S. 375) konnte innerhalb eines jeden Zyklusses eine akute Längenveränderung des Kreuzbandes nachweisen, ansonsten wäre nach der Relaxation eine erneute Einnahme der Spannungsposition von 98.1 N nicht möglich gewesen (Beschreibung der Studie in Kapitel 2.4.2.1.2). Nach Wiemann (1993, S. 92), geht die Ruhespannung nach einer Dehnung jedoch ohne jeglichen Dehnungsrückstand auf den Ausgangswert zurück.

Tabelle 7: Ausgewählte Studien zur akuten Längenveränderung.

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnisse
Taylor et al. (1990)	8 Muskel-Sehneneinheiten von weißen Neuseelandhasen	- dehnen bis 10 % über die Ruhelänge (singulär; Häufigkeit: 10mal)	- Abnahme der DS von 17 % - in den 1. Wiederholungen war sie am deutlichsten
Wiemann (1991)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.3	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.3	- im Nachtest konnte keine Vergrößerung der Mediallänge (= Länge, bei der die maximale Kraft entwickelt wird) festgestellt werden - keine Reduktion der DS bei konstanter BR
Wiemann (1994)	- bei statischer Dehnung 40 Versuchspersonen (♂ = 21; ♀ = 19) - bei CR-Dehnen 38 Probanden (♂ = 20; ♀ = 18) jeweils nicht näher spezifiziert	- statisch (Dichte: 20 sec; Häufigkeit: 2mal; ansonsten keine näheren Angaben) - CR (s. o.)	- im konstanten Winkel von 70° nahm durch statisch die DS um 10 % (5.9 N) ab - durch CR Reduktion um 9 % (5.4 N)
Taylor et al. (1997)	8 M. tibialis anterior von Hasen	- dehnen bis zu einer festgelegten konstanten Länge (singulär; Häufigkeit: 10mal)	- Reduktion der DS von 22 % (3.8 N)
Klee et al. (2000)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.2	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.2	- bei submaximaler BR Abnahme der DS um 13 % (3.2 Nm)
Schönthaler & Ohlendorf (2002)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	-Reduktion der DS von 8 % bei Ansteuerung eines konstanten Winkels (einfachseriell) - keine Veränderung bei mehrfachserieller Dehnung

Zumindest durch singuläres Dehnen sind akute Längenveränderungen nachweisbar. Diese werden durch die Reduktion der Dehnungsspannung bei einem konstanten Winkel ausgedrückt. Die Verringerungen liegen zwischen 8 und 22 %. Nach Magnusson (1998, S. 69) adaptiert durch wiederholtes Dehnen insbesondere die parallelelastische Komponente des intramuskulären Bindegewebes.

Langfristige Dehnmaßnahmen, als ein Bestandteil der Sportpraxis, führen zu keiner Veränderung der submaximalen Dehnungsspannung, aber zu einer nachweisbaren Vergrößerung der Gelenkreichweite (Wiemann, 1991; Magnusson et al., 1996; Schönthaler & Ohlendorf, 2002).

#### 2.4.2.1.4 Erhöhung der maximal tolerierten Spannung

Im Rahmen eines Dehnprogramms steigt die maximale Bewegungsreichweite dadurch an, dass von der Muskel-Sehneneinheit eine höhere Dehnungsspannung ertragen werden kann (vgl. Wiemann & Klee, 2000, S. 8). In welchem Umfang dies geschieht, zeigt Tabelle 8.

*Tabelle 8: Ausgewählte Studien zur Erhöhung der maximal tolerierten Spannung.*

<b>Autor</b>	<b>Probanden</b>	<b>Treatment</b>	<b>Ergebnisse</b>
Gajdosik (1991)	24 gesunde Männer mit einer Hüftbeugefähigkeit $\leq 70^\circ$	- Vortest - 21 Tage dehnen (täglich; Dauer: 15 sec; Dichte: 15 sec; Häufigkeit: 10mal) - Kontrollgruppe - Nachtest	- im Vergleich zum Vortest erhöhte sich die DS der Testgruppe um 26 % (10.2 Nm) - die Kontrollgruppe steigerte die DS um 3 % (1.3 Nm)
Wiemann (1991)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.3	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.3	- im Nachtest war die DS 31 % (36.1 N) höher
Magnusson et al. (1998)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- durch statisches Dehnen von Dehntest 1 bis 3 hochsignifikante Zunahme der DS - durch dynamisch ebenfalls
Wydra et al. (1999a/b)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- durch statisches Dehnen Erhöhung der DS um 17 % (17.5 N) - durch dynamisches Dehnen um 24 % (23.3 N) - durch postisometrisches Dehnen um 30 % (29.3 N)

Insgesamt erhöht sich die maximal zu ertragende Muskelspannung durch Dehnen in der Größenordnung von 17 bis 31 %. Dabei ist der Parameter von der Dehnmethode abhängig. Wiemann (1993, S. 102) geht davon aus, dass die Erhöhung der Dehnungsspannung mit gleichzeitiger Vergrößerung der Gelenkreichweite auf Gewöhnungseffekte an das Spannungsgefühl zurückzuführen ist (vgl. Wiemann, 1994, S. 56; Magnusson, 1998, S. 72; Freiwald et al., 1999, S. 6; Klee et al., 2000, S. 299).

#### 2.4.2.1.5 Reaktion der Tertiärfilamente

Neben den bereits länger bekannten Aktin- und Myosinfilamenten sind noch andere Filamente für den Erhalt der Sarkomerstruktur von grundlegender Bedeutung. In den 80er Jahren wurden so genannte tertiäre Filamente im Sarkomer entdeckt (Wiemann et al., 1998, S. 112). Dabei wurde deutlich, dass zumindest ein Tertiärfilament einen wichtigen Beitrag zur Erklärung einiger Ur-

sachen bei sichtbaren Veränderungen durch Dehnversuche leistet. Titin ist das größte bisher beschriebene Polypeptid. Es erstreckt sich über die Länge eines Halbsarkomeres, also von der Z-Scheibe bis zur M-Linie (Klee, 2001, S. 19). Die Filamente umlaufen die Myofibrillen und verlaufen zum Teil in Längsrichtung durch die Sarkomere. Die wichtigsten Aufgaben der tertiären Filamente sind die strukturelle Organisation innerhalb der Muskelfaser, die Spannungsübertragung insbesondere beim Dehnen in longitudinaler Richtung und die Rückführung der Sarkomere nach einer Dehnung in die Ruheposition. Fürst (1999, S. 219) unterscheidet verschiedene Titinregionen (vgl. Abbildung 5).

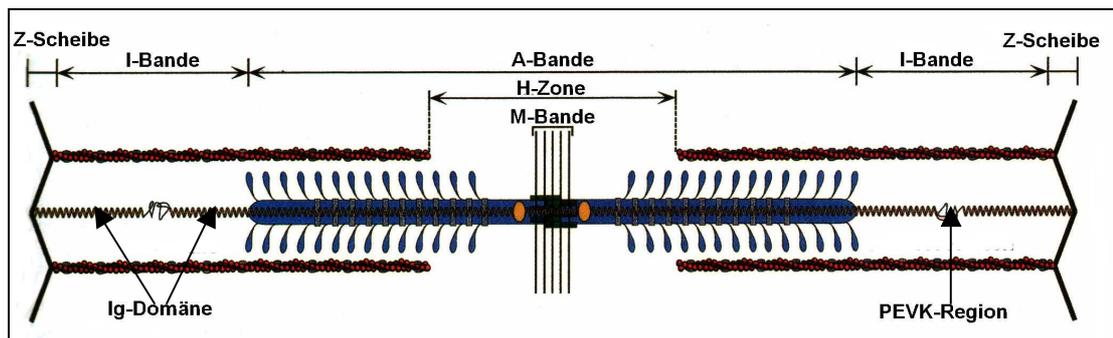


Abbildung 5: Die Komponenten des kontraktiven Apparates einschließlich des Proteins Titin mit Ig-Domäne und PEVK-Region (Pette & Fürst, 1999, modifiziert nach Fürst, 1999, S. 220).

Demnach verfügt ein Muskel über A-Band-, M-Band-, I-Band- und Z-Scheibentitin. Im Bereich des A-Bandes sind vor allem immunglobulinartige (Ig-)<sup>1</sup> Domänen und Fibronectin Typ III (Fn-)<sup>2</sup> Domänen vorhanden (Linke et al., 1998a, S. 14; Fürst, 1999, S. 219). Im Bereich des A-Bandes ist Titin steif (Linke et al., 1998a, S. 14; Klee, 2001, S. 44). Im Bereich des I-Bandes werden die in zwei Blöcken angeordneten Ig-Domänen von einem weiteren Strukturmotivtyp, der PEVK-Region, unterbrochen (Fürst, 1999, S. 219; vgl. Abbildung 5). Dieser Bereich besteht zu 70 % aus den vier Aminosäuren Prolin (P), Glutamat (E), Valin (V) und Lysin (L) (Linke et al., 1998a, S. 15). In

<sup>1</sup> Immunglobuline (Ig): „Glykoproteine mit gemeinsamer Grundstruktur, die nach Kontakt des Organismus mit einem Antigen von B-Lymphozyten bzw. Plasmazellen gebildet werden u. als Antikörper in Serum, Gewebsflüssigkeiten u. Körpersekreten für die humorale Immunität bedeutsam sind“ (Pschyrembel, 1990, S. 770).

<sup>2</sup> Fibronectin (Fn): „aus zwei durch Disulfidbrücken miteinander verbundenen Polypeptidketten bestehendes Protease-empfindl. Glykoprotein.“ (Pschyrembel, 1990, S. 516).

der Nähe der Z-Scheibe versteift sich das Titin durch die Verbindung mit Aktin, jedoch ist Titin im Bereich des I-Bandes elastisch. Im Bereich der M-Bande überlappen die Titinmoleküle benachbarter Sarkomerhälften.

Bei einer Dehnung werden die Strukturen im und um den Muskel-Sehnenkomplex auseinander gezogen, so dass eine größere Gelenkreichweite resultiert (vgl. Abbildung 6).

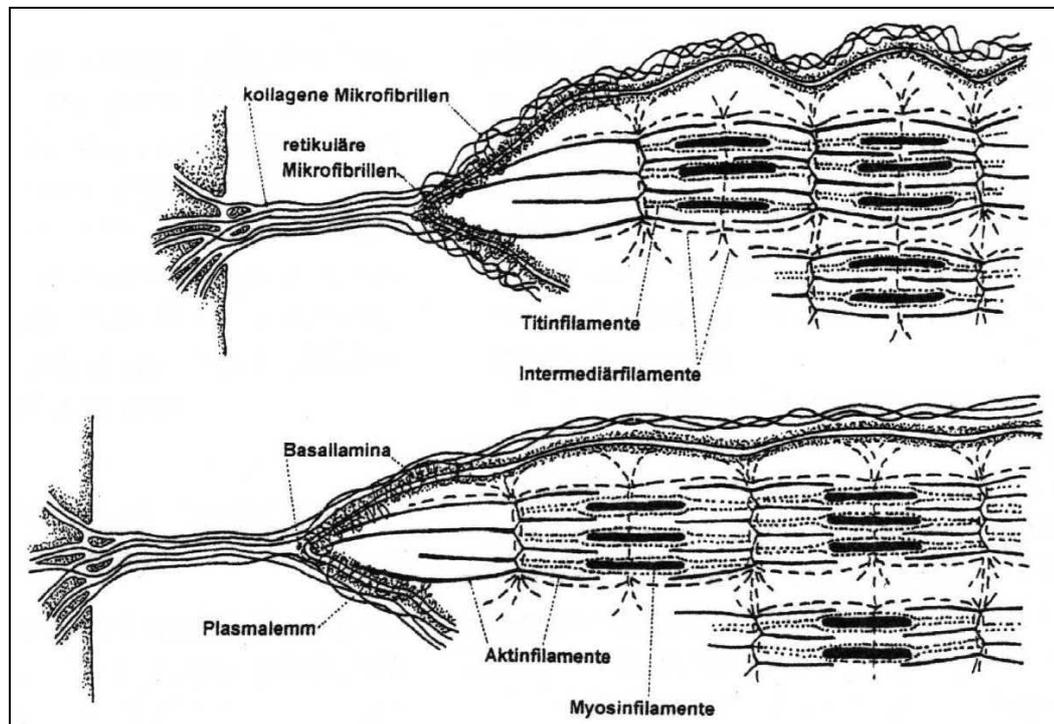


Abbildung 6: Überblick über die filamentäre Struktur des Muskelfaser-Sehnenkomplexes im entdehnten Zustand (oben) und gedehntem Zustand (unten) (mod. nach Wiemann et al., 1998, S. 112).

Nach Linke et al. (1998a, S. 13) konnte durch Untersuchungen an sarkolemmfreien Präparaten des Skelettmuskels nachgewiesen werden, dass nach der Entfernung der größte Teil der dehnungsabhängigen passiven Spannungen bestehen blieb. Demnach musste der Widerstand durch andere, intrazelluläre Strukturen verursacht worden sein.

Ausgangspunkt waren Studien in denen die intermediären Filamente bei Muskeln chemisch aufgelöst wurden und somit gezeigt werden konnte, dass der Beitrag zur Dehnungsspannung erst ab einem Dehnbereich von 180 % der Ruhelänge stattfindet (Wang et al., 1993, zitiert nach Wiemann et al., 1998, S. 112). Muskeln in vivo lassen jedoch nur Dehnbereiche bis 140 % zu. Somit konnten die Titinfilamente als neue Quellen der Dehnungsspannung bezeichnet werden.

Wiemann (1991) berichtet im gleichen Zusammenhang, dass weder 15- bis 20-minütige Dehnprogramme noch ein 10-wöchiges Dehntraining die Muskelspannung herabsetzen. Das Ergebnis bestätigt die Bedeutung des Titins bei der Rückführung der Sarkomere nach einer Dehnung in die ursprüngliche Ruheposition. Nach Linke und Granzier (1998) reagiert es zudem wie eine molekulare Feder und verleiht somit nichtaktivierten Myofibrillen eine gewisse Elastizität.

Linke et al. (1998a, S. 16) stellen ein Zweistufen-Modell der Titinextension bei der Dehnung des Skelettmuskels auf. Zu Beginn einer Dehnung werden zuerst bis zu einer Sarkomerlänge von ca. 2.6 Mikrometer [ $\mu\text{m}$ ] die Tandem-Ig-Regionen begrädigt (vgl. Klee, 2001, S. 45). Hierbei wird, wie in Abbildung 2 zu sehen, noch keine nennenswerte Spannung aufgebaut und die dabei einwirkende Dehnkraft liegt bei 20 bis 40 Piconewton [ $\text{pN}$ ] (Linke & Granzier, 1998) oder sogar mehr (vgl. Erickson, 1997). Je höher die Dehngeschwindigkeit dabei ist, desto größer sind die Entfaltungskräfte. Der exponentielle Spannungsanstieg fällt schließlich mit der Entwirrung der PEVK-Region bei einer Sarkomerlänge von ca. 2.6–3.5  $\mu\text{m}$  zusammen (vgl. Rief et al., 1997; Linke et al., 1998b; Klee, 2001, S. 45). Gleichzeitig verlängern sich die Tandem-Ig-Regionen nur noch minimal. Ab der Sarkomerlänge von 3.5  $\mu\text{m}$  entfalten sich einzelne Tandem-Ig-Domänen. Die hierfür notwendige Dehnungsspannung liegt jedoch deutlich über derjenigen, die zur PEVK-Entfaltung notwendig ist. Dieser Entfaltungsbereich entspricht nicht mehr dem physiologischen Dehnbereich (vgl. Klee, 2001, S. 45). Vereinfacht dargestellt bedeutet dies, dass sich die schwächsten Domänen zuerst entfalten und die stärksten zuletzt.

Nachdem die Kraft ihre Einwirkung beendet hat, falten sich die Ig-Domänen nicht gleich wieder zusammen. Unterschiede zwischen der Entfaltungs- und Refaltungskinetik resultieren in der Hysterese, bei der die Kraft während der Dehnung höher ist als während der anschließenden Entdehnung (vgl. Klee, 2001, S. 46; Minajeva et al., 2001; vgl. Abbildung 3). Wird dieser Vorgang mehrmals wiederholt, so nähert sich die Dehnungskurve der Entdehnungskurve an. Es ist zu vermuten, dass das Titin, ebenso wie der gesamte Muskel, erschöpft. Durch wiederholtes Dehnen könnten immer mehr Domänen am Zusammenfallen scheitern und ein immer längeres ungefaltetes Titinsegment zurücklassen. Somit können Titin ebenfalls sowohl elastische als auch viskoelastische Eigenschaften zugeschrieben werden (Kellermayer et al., 2001; Minajeva et al., 2001).

Wurden Sarkomere wiederholt über 3  $\mu\text{m}$  gedehnt und wieder entspannt, so zeigte sich in den markierten Sarkomeren eine reversible PEVK-Verlängerung. PEVK agiert bei Dehnung somit wie eine Feder (Rief et al., 1997; Linke et al., 1998b). Der Widerstand nimmt von Kraftspitze zu Kraft-

spitze ab und die aufgezeichneten Kraftkurven verschieben sich zu einer vergrößerten Sarkomerlänge (Kellermayer et al., 2001).

Bei einer Dehnung eines Titinfadens bis zu einer Spannung von 120 pN und anschließender statischer Haltephase für 1.5 Sekunden reduziert sich die Spannung in Form einer Relaxation auf 60 (50 %) bis 80 (33 %) pN (vgl. Rief et al., 1998; Kellermayer et al., 2001; Minajeva et al., 2001). Eventuell führt auch schon eine geringere Dehnkraft zur Entfaltung, wenn sie nur lange genug appliziert wird (Rief et al., 1998). Der beobachtete und simulierte Kraftabfall durch anhaltendes Dehnen wurde als Folge des Entfaltens von Ig-Domänen betrachtet.

Gleichfalls wie die Erhöhung der maximal zu tolerierenden Dehnungsspannung nimmt beim Titinfilament die Kraftspitze mit größerer Verlängerung zu (Erickson, 1997).

Eine ausführliche Ausarbeitung hinsichtlich der Bedeutung des Titins ist bei Klee (2001, S. 7–49) zu lesen.

#### 2.4.2.1.6 Direkte morphologische tierexperimentelle Studien

Da nur durch Freipräparation des behandelten Materials unmittelbar nachvollziehbar ist, was sich durch ein Treatment auf mikrobiologischer Ebene verändert, sind in diesem Bereich Untersuchungen an Tieren unverzichtbarer Bestandteil der Grundlagenforschung (vgl. Tabelle 9).

*Tabelle 9: Ausgewählte Studien zu morphologischen Anpassungen durch Dehnen.*

<b>Autor</b>	<b>Probanden</b>	<b>Treatment</b>	<b>Ergebnisse</b>
Tabary et al. (1972)	27 ausgewachsene Katzen - M. soleus - Kontrollmuskel	- 4 Wochen dehnen - in maximal verlängerter Position - in maximal verkürzter Position - in verkürzter Position und dann 4 Wochen in natürlichem Bewegungsablauf - in verkürzter Position und dann 4 Wochen in einer mittleren Position - Kontrollgruppe	- Längenspannungskurve differierte nicht zwischen der Dehn- und Kontrollgruppe - Abnahme der Sarkomerlänge, aber Zunahme der Faserlänge - Erhöhung der Sarkomerzahl um 19 %

Williams & Goldspink (1978)	5 1-wöchige (junge), und 5 8-wöchige (alte) Mäuse - M. soleus - Kontrollmuskel	- 3 Wochen Immobilisation in - verkürzter Position - verlängerter Position	- alte verkürzte Muskeln: Sarkomerzahl war reduziert; Sarkomerlänge lag oberhalb von Kontrollmuskeln - alte verlängerte Muskeln: Sarkomerzahl war erhöht; Sarkomerlänge lag unterhalb von Kontrollmuskeln - junge verkürzte Muskeln: Sarkomerzahl war bei erhöhter Sarkomerlänge reduziert - junge verlängerte Muskeln: verringerte Sarkomerzahl bei reduzierter Sarkomerlänge, da die Sehnenlänge zugenommen hat
Holly et al. (1980)	27 Hühner (6–8 Wochen alt) - M. anterior latissimus dorsi am rechten Flügel wird gedehnt, linke Seite dient der Kontrolle	- dehnen des rechten Flügels statisch (5 Wochen; Dehndauer: 24 h pro Tag; Häufigkeit: singular, bei 7 Einheiten pro Woche) - Nachtests nach 1, 3 und 5 Wochen	- nach 1 Woche Längenwachstum von 10 % bis 24 % - Muskelgewicht war erhöht in den gedehnten Muskeln - Längenwachstum durch Addition von Sarkomeren in Serie
Ashmore & Summers (1981)	10 Hühner (6 Wochen alt) - M. patagialis des rechten Flügels ist Experimental-, linker ist Kontrollflügel	- 1 Woche passives Dehnen	- Anteil an Myofibrillen mit zentralen Unterbrechungen stieg auf 45 % - Zunahme des Durchmessers der Myofibrillen von mehr als 25 %
Frankeny et al. (1983)	- 54 normale Hühnermuskeln - 56 krankhaft schwindende Muskeln - M. patagialis - Kontrollmuskel	- 6 Wochen dehnen (2mal 15 min bis 24 h pro Tag)	- Muskel-Feuchtgewicht der normalen und kranken Muskeln war im Vergleich zu Kontrollmuskeln erhöht - das gleiche galt für Muskel- und Faserquerschnitt - 24 h dehnen pro Tag erhöhte das Muskel-Feuchtgewicht um 121 % - 30 min dehnen führte schon zu einer Steigerung um 70 % - Vergrößerung des Muskelquerschnitts und Längenwachstum durch Addition von Sarkomeren am Muskelende
Alway et al. (1989)	- 34 erwachsene japanische Wachteln (6 Wochen alt) - M. anterior latissimus dorsi - Kontrollmuskel	30 Tage dehnen	- Zunahme der Muskelmasse um 172 % - Vergrößerung der Faserquerschnittsfläche um 57 % - Faserlänge nahm zu - Faseranzahl in Kontrollmuskeln betrug 1.28, in gedehnten Muskeln 1.95 - gedehnte Muskeln zeigten eine größere Volumendichte nichtkontraktiver Elemente in der distalen Muskelregion - durch dehnen erhöhte sich der Anteil des Bindegewebes
Antonio & Gonyea (1994)	- 18 erwachsene japanische Wachteln - linker M. anterior latissimus dorsi - rechter Flügel war Kontrollmuskel	- Gesamtdehndauer 37 Tage - Intensität: progressiv ansteigend von 10 % bis 35 % - Dehntage: Tag 1, 4, 8, 11, 12, 13, 14, 17–37	- Muskelmasse erhöhte sich vom 16. zum 28. Dehntag um 30 % - Muskellänge verringerte sich zwischen 16. und 28. Dehntag um 2 % - Faseranzahl nahm um 20 % zu - Anzahl der gesplitteten Fasern stieg von 4.2 auf 98.0 - Hyperplasie auf Grund chronischen Dehnens

Roman & Alway (1995)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- erwachsene japanische Wachteln (6 Wochen alt)</li> <li>- M. anterior latissimus dorsi</li> <li>- Kontrollmuskeln</li> </ul>	- 21 Tage dehnen (Dehndauer: 24 h pro Tag)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nach 7, 14 und 21 Tagen lag die Muskelmasse der gedehnten Muskeln über den Kontrollmuskeln</li> <li>- der Gehalt der langsamen Myosin-2-Isoform war im gedehnten Muskel höher als im Kontrollmuskel und nahm kontinuierlich zu</li> <li>- die langsame Myosin-1-Isoform war im gedehnten Muskel geringer als im Kontrollmuskel und nahm kontinuierlich weiter ab</li> <li>- verlangsamte Kontraktionsgeschwindigkeit nach dem Dehnen</li> </ul>
----------------------	--	--	--

Diese Studien konnten nachweisen, dass langfristiges Dehnttraining morphologische Veränderungen initiiert. Sie werden insbesondere durch ein erhöhtes Muskelgewicht und Längenwachstum durch Addition von Sarkomeren transparent. Diese Ergebnisse dienen, wie schon erwähnt, der Grundlagenforschung und sind in der Form (Dehnung am Muskel 30 Minuten bis mehrere Tage) nicht auf die Sportpraxis des Menschen übertragbar. Wiemann und Leisner (1996, S. 106) verglichen 22 Landes- und Oberligaturner mit 25 Sportstudenten hinsichtlich der Dehnbarkeit der Oberschenkelrückseite. Trotz frühzeitiger sportartspezifischer Dehnanwendung waren die Kraft-Längenkurven zwischen Turnern und Sportstudenten gleich. Deshalb kann vermutet werden, dass derart massive morphologische Anpassungen wie im Tierexperiment beim Menschen nicht stattfinden.

*Zusammenfassend* bleibt festzuhalten, dass alle beschriebenen Strukturen für den Kurvenverlauf der Dehnungsspannung anteilmäßig beteiligt sind. Sowohl Studien *in vitro* als auch *in vivo* konnten jeweils die gleichen Reaktionsmuster provozieren. Lediglich direkte morphologische Untersuchungen am Tier sind schwer einzuordnen, da bislang vergleichende Studien am Menschen fehlen. Bereits erwähnte methodische Mängel (vgl. Kapitel 2.4.1.3) konnten auch in den hier thematisierten Studien gefunden werden.

### 2.4.3 Muskelaktivität

Eine weitere Kenngröße zur Beurteilung von Dehnmaßnahmen stellt seit einigen Jahren die Elektromyographie (EMG) dar. Dadurch können die bei der muskulären Erregung entstandenen Ströme abgeleitet werden (Laurig, 1983, S. 68; Noth, 1989, S. 8; Pschyrembel, 1990, S. 422). Durch die heutigen Möglichkeiten der Elektromyographie können durch das Entladungsverhalten der Alpha ( $\alpha$ -) Motoneuronen Rückschlüsse auf das Rekrutierungsverhalten, die Frequenzmodulation, die Synchronisation der Muskulatur während der Bewegung sowie auf die Stärke und Dauer einer Innervation gezogen werden (vgl. Noth, 1989, S. 7 f; Bochsansky, 1994, S. 59; vgl. Abbildung 7).

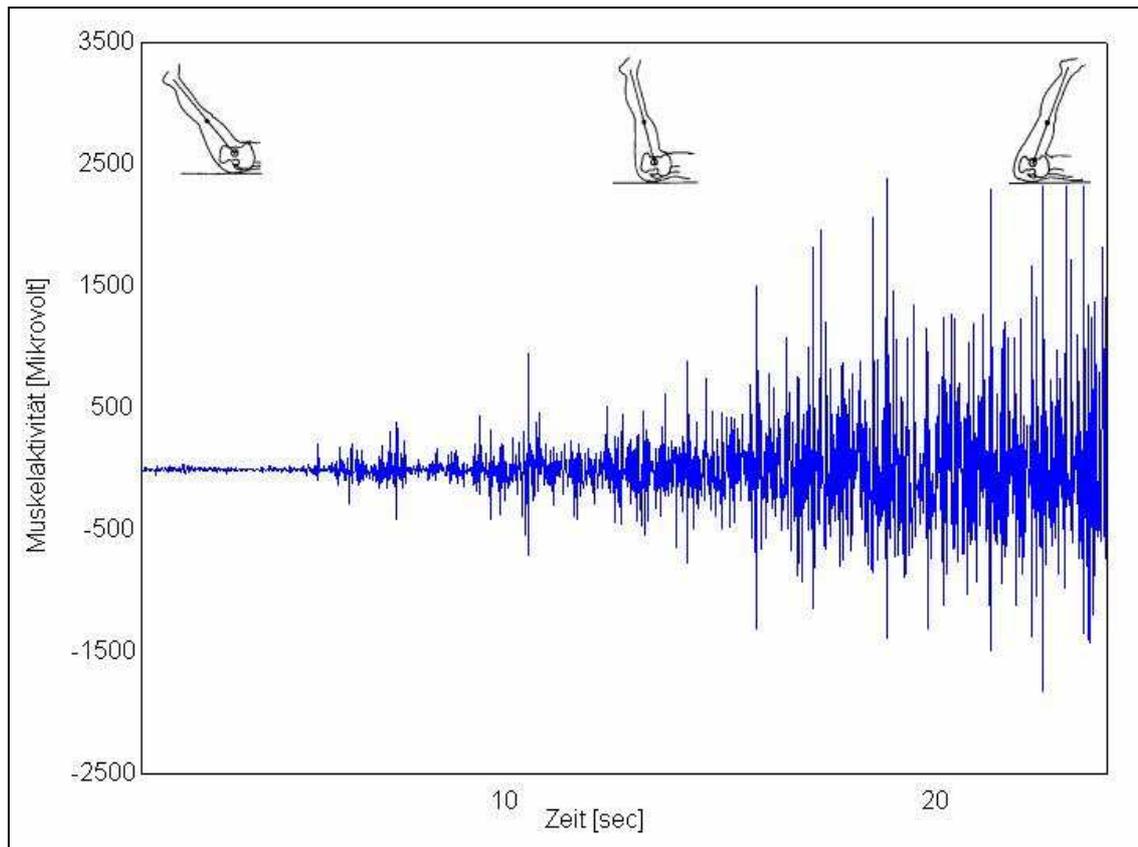


Abbildung 7: Verhalten der Muskelaktivität in unterschiedlichen Gelenkwinkelpositionen.

Neben physischen Beanspruchungen sind gerade auch psychisch initiierte muskuläre Erregungszustände durch die Aufzeichnung der Muskelaktivität quantifizierbar (Morehouse, 1971, S. 931; Nitsch 1981b, S. 108; Jackel, 2001, S. 78).

#### 2.4.3.1 Allgemeines zur Elektromyographie

Die Elektromyographie stellt eine algebraische Summation aller Aktionspotenziale von allen aktiven motorischen Einheiten innerhalb der Ableitflächen dar (Laurig, 1983, S. 76; Basmajian & De Luca, 1985, S. 9).

Um Ableitungen am Muskel vorzunehmen gibt es derzeit zwei Elektrodentypen. Zunächst gibt es die Oberflächenelektroden, die auf die Haut aufgeklebt werden. Unter diesem EMG wird die Summe der unter der Ableitstelle messbaren Aktionspotenziale der aktiven motorischen Einheiten verstanden (vgl. de Vries, 1974, S. 287; Gollhofer & Schmidtbleicher, 1989, S. 74; Konrad & Freiwald, 1997, S. 139). Oberflächenelektroden erfassen demnach das Interferenzmuster eher makroskopisch (Bochdansky, 1994, S. 60). Die elektrische Aktivität einzelner oder mehrerer motorischer Einheiten lässt sich besser mit

Nadelelektroden, die in den Muskel eingebracht werden, aufzeichnen (vgl. de Vries, 1974, S. 287; Laurig, 1983, S. 79; Basmajian & De Luca, 1985, S. 27; Bochsansky, 1994, S. 60). Nadelelektroden erfassen das Interferenzmuster mikroskopisch. Im Bereich der Sportwissenschaft hat sich die Oberflächenelektromyographie etabliert.

#### 2.4.3.2 Artefakte bei der Aufzeichnung der EMG-Signale

EMG-Signale sind das Ergebnis von vielen physiologischen, anatomischen und technischen Faktoren (De Luca, 1997, S. 137). Daraus ergeben sich einige Störquellen, die durch geeignete Filter oder entsprechende Vorbereitung vor der Ableitung minimiert werden können (vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 45; Zschorlich, 1987, S. 36; Gollhofer & Schmidbleicher, 1989, S. 75; Hartung & Haverkamp, 1989, S. 49; Noth, 1989, S. 11; Zipp, 1989, S. 69; De Luca, 1997, S. 141; Konrad & Freiwald, 1997, S. 140).

Vor dem Aufbringen der Elektroden sollte die oberste Hornschicht der Haut entfernt werden. Das Ableitmaterial der Elektroden sollte Silber/Silberchlorid sein und der Kontaktvermittler sollte Chloridionen (NaCl) enthalten. Die Elektroden sollten in Längsrichtung auf dem Muskelbauch angebracht werden (vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 44 ff; Zschorlich, 1987, S. 35 ff; Zipp, 1989, S. 69 ff). Dementsprechend ist darauf zu achten, dass der Abstand zwischen den Elektroden konstant bleibt. Zusätzlich gilt, dass die Elektroden nicht in den Innervationszonen der motorischen Endplatten liegen sollten, um einerseits die Nervenenden nicht zu irritieren und um andererseits nicht die „spontanen“ Signale der Nerven unabhängig von den innermuskulären Aktionspotenzialen aufzuzeichnen.

Die Ableitkabel sollten am Körper fixiert und zusätzlich elektrodennah und zugentlastet am besten an der Beugeseite der Gelenke angebracht werden.

Die Verwendung eines hochwertigen Verstärkers mit niedrigem Eigenrauschen ist weiterhin von großem Vorteil. Der analoge Messstrom sollte mit einer Übertragungsfrequenz von 1000 Hertz [Hz] oder zumindest dem doppelten Wert der höchsten Innervationsfrequenz („Nyquist-Frequenz“) in digitale Werte umgewandelt werden (vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 39 und S. 58–59; Konrad & Freiwald 1997, S. 140).

#### 2.4.3.3 Analyseparameter

Um von den aufgezeichneten Kurven zu einer reproduzierbaren, validen und interpretierbaren Aussage zu kommen, bedarf es in der Regel EMG-spezifischer Signalverarbeitungsschritte (Laurig, 1983, S. 85; Gollhofer & Schmidbleicher, 1989, S. 78; Pollmann, 1993, S. 45; Bochsansky, 1994, S. 62; Konrad & Freiwald, 1997, S. 141; vgl. Abbildung 8).

- *Vollgleichrichtung*: alle negativen Signalanteile werden durch Betragsbildung positiviert.
- *Glättung*: die nicht reproduzierbaren Amplitudenspikes werden durch Glättungsalgorithmen oder digitale Filter eliminiert. Das besser reproduzierbare Trendverhalten des Signals wird ermittelt.
- *Amplitudennormalisierung*: Um bei kinesiologicalen Studien zu einer Einschätzung der tatsächlichen neuromuskulären Beanspruchung zu gelangen, wird über eine Referenzkontraktion (z. B. eine so genannte maximale Willkürkontraktion „MVC“) die Amplitudenstärke in Prozent dieses Referenzwertes ausgedrückt (de Vries, 1974, S. 288; Konrad & Freiwald, 1997, S. 141).

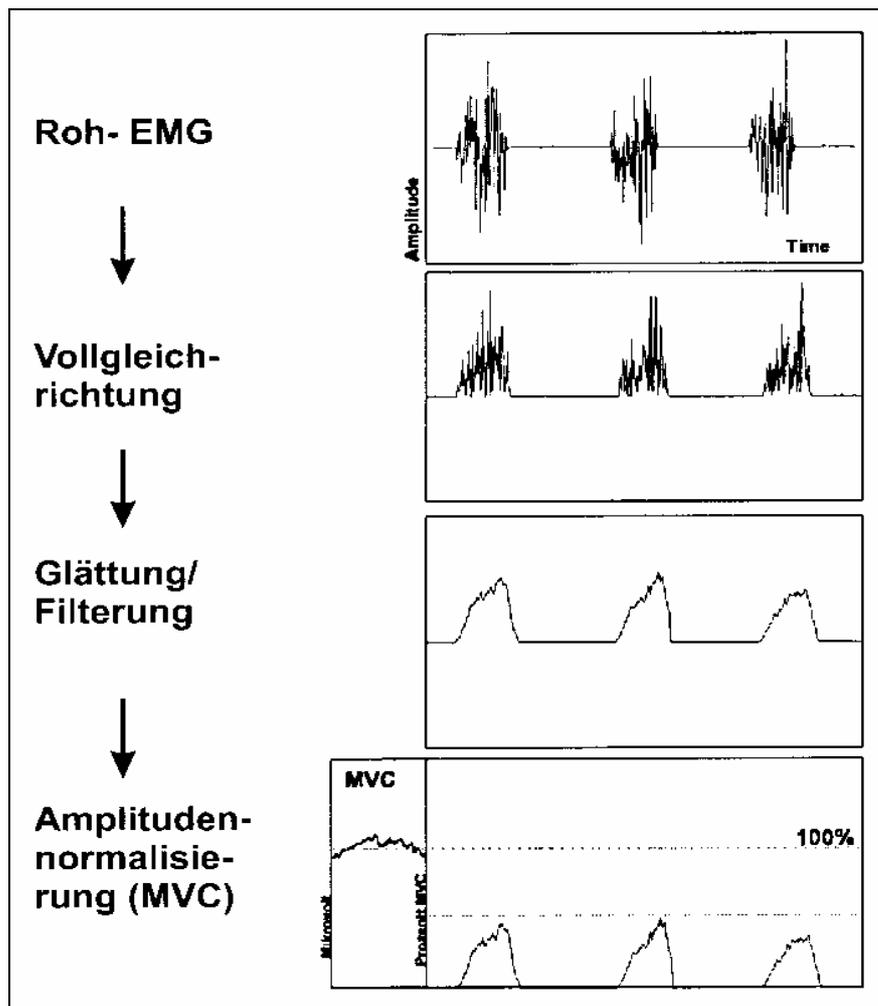


Abbildung 8: Typische Signalverarbeitungsschritte der quantitativen EMG-Analyse (mod. nach Konrad & Freiwald, 1997, S. 141).

Einerseits wird die gleichgerichtete geglättete EMG-Kurve mittels ihrer Amplitude quantifiziert. Andererseits wird über aufwendige Algorithmen die Frequenzleistung abgeschätzt und als Frequenzspektrum dargestellt (Laurig,

1983, S. 85–86; Zschorlich, 1987, S. 85 ff; Pollmann, 1993, S. 45; Bochs-dansky, 1994, S. 61; Konrad & Freiwald, 1997, S. 144).

#### 2.4.3.3.1 Amplitudenparameter

Einer dieser Amplitudenparameter ist das integrierte EMG (iEMG), welches den Flächeninhalt unter der EMG-Kurve in Relation zur Zeit beschreibt (vgl. de Vries, 1974, S. 288; Laurig, 1983, S. 85; Basmajian & De Luca, 1985, S. 96; Bochs-dansky, 1994, S. 62; Konrad & Freiwald, 1997, S. 144). Nach Wollny (2002, S. 118) erfolgt die Quantifizierung der myoelektrischen Aktivität über das iEMG. Es stellt somit den Gesamtinput der analysierten Zeitspanne dar.

Für dieses Zeitfenster werden von Basmajian und De Luca (1985, S. 96) Zeitintervalle von 100 bis 200 Millisekunden [msec] vorgeschlagen.

Entscheidende Einflussfaktoren auf das integrierte EMG sind nach Literaturangaben die Entladungsfrequenz und die Anzahl rekrutierter motorischer Einheiten (Wollny, 2002, S. 119).

#### 2.4.3.3.2 Frequenzparameter

Aus dem Frequenzspektrum lassen sich nach Basmajian und De Luca (1985, S. 100) und Konrad und Freiwald (1997, S. 144) die mittlere (= Mittelwert der Amplitude) und mediane (= halbiert die Fläche symmetrisch) Frequenz und die Gesamtleistung bzw. die Bandbreite des Spektrums berechnen (vgl. Abbildung 9). Nach Bochs-dansky (1994, S. 64) werden Frequenzanalysen mittels Fouriertransformationen hauptsächlich bei isometrischen Kontraktionen vorgenommen.

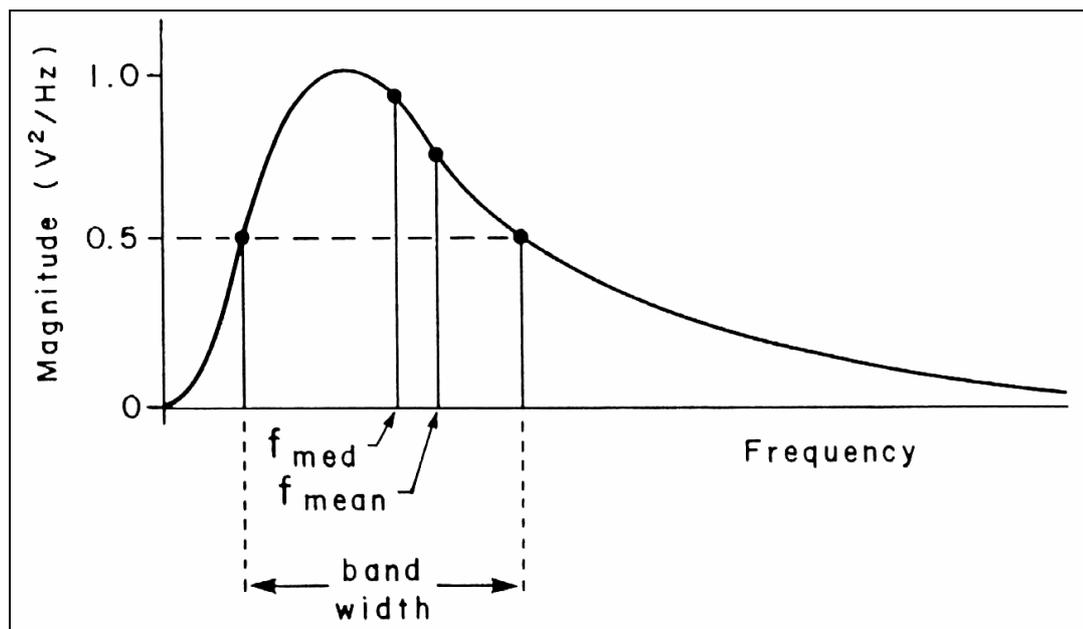


Abbildung 9: Das Frequenzspektrum des EMG-Signals mit den Parametern median frequency ( $f_{med}$ ), mean frequency ( $f_{mean}$ ) und der Bandbreite des Spektrums (band width) (mod. nach Basmajian & De Luca, 1985, S. 99).

„Die Median Frequency (MF) ... teilt das Integral unterhalb der Frequenzleistungskurve in zwei Hälften mit jeweils gleicher Leistung“ (Wollny, 2002, S. 127; vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 99–100).

„Die Mean Power Frequency (MPF) ... stellt das arithmetische Mittel der Spektralkurve dar“ (Wollny, 2002, S. 127; vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 99–100).

Nach Wollny (2002, S. 128) werden anhand der Veränderungen der mean und median frequency insbesondere in sportwissenschaftlichen Untersuchungen vorrangig neuromuskuläre Ermüdungsphänomene quantifiziert (vgl. Laurig, 1983, S. 91; Zschorlich, 1987, S. 90; Pollmann, 1993, S. 47; Bochdansky, 1994, S. 64; De Luca, 1997, S. 155; Boeckh-Behrens & Buskies, 2001, S. 92). Die mean frequency verhält sich nahezu proportional zur median frequency. Sowohl die enge mathematische Beziehung der Formeln, als auch Untersuchungen von Pollmann (1993, S. 49) und Wollny (2002, S. 162) bestätigen den engen Zusammenhang von  $r = 0.98$ .

Zusammenfassend stellt die Elektromyographie ein Ableitverfahren dar, bei dem elektrophysiologische Prozesse innerhalb der Muskulatur sichtbar gemacht werden können. Durch sorgfältige Präparation der Ableitstelle und durch sinnvolle Ergänzung messtechnischer Einrichtungen können Störquellen minimiert werden. Der Fragestellung entsprechend wird auf das integrierte EMG bzw. eine Frequenzanalyse zurückgegriffen.

#### 2.4.3.4 Elektromyographische Aufzeichnungen bei Dehnexperimenten

Nach Ullrich und Gollhofer (1994, S. 338) vermitteln sowohl die Muskelspindeln im Muskel als auch die Golgi-Sehnenorgane über afferente Fasern (Ia-Fasern) Längen- und Spannungsveränderungen. Die im Rückenmark eingetroffenen Erregungen werden nach Passieren der motorischen Vorderhornzelle über  $A\alpha$ -Fasern zu den betreffenden motorischen Einheiten geleitet. Die Folge sind elektrische Signale, die über EMG aufgezeichnet werden können (de Mairées, 1989, S. 64; Reuter et al., 1994a und b; Ullrich & Gollhofer, 1994; Weineck, 1994b; Birbaumer & Schmidt, 1996). Wird ein Muskel-Sehnenkomplex schnell gedehnt, vermitteln die Muskelspindeln monosynaptisch verschaltete Dehnreflexe.

Der spinale Dehnreflex ist nach Wolpaw (1983, S. 299) die schnellste und am besten definierte Antwort, zu der das Zentrale Nervensystem fähig ist. Bei diesem Reflexmechanismus wird sowohl die gedehnte Muskulatur als auch deren Synergisten aktiviert und die antagonistische Muskulatur wird über die reziproke Hemmung entspannt (vgl. Holland, 1968, S. 52; Beaulieu, 1981, S. 60; Prentice, 1983, S. 57; Basmajian & De Luca, 1985, S. 130; Reuter et al., 1994a, S. 181; Ullrich & Gollhofer, 1994, S. 338; Birbaumer & Schmidt, 1996, S. 258; ACSM, 1998, S. 984). Dieser Reflexmechanismus schützt die gedehnte Muskulatur vor einer Überdehnung (Beaulieu, 1981, S. 60).

Inzwischen sind auch langsamer ableitende Typ-II-Fasern, welche ebenfalls Längenänderungen registrieren, nachgewiesen (vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 132).

Eine konträre Wirkung sollen die Golgi-Organen vermitteln. In großen Gelenkwinkelbereichen erhöht sich die Spannung der Sehne, die über die autogene Hemmung durch Ib-Fasern dafür sorgen soll, dass die gedehnte Muskulatur entspannt und die Antagonisten aktiviert werden (Beaulieu, 1981, S. 60; Prentice, 1983, S. 57; Basmajian & De Luca, 1985, S. 130; Reuter et al., 1994a, S. 181; Ullrich & Gollhofer, 1994, S. 338; ACSM, 1998, S. 984). Inzwischen ist bekannt, dass die Reizschwelle der Golgi-Organen erheblich höher liegt als die der Muskelspindeln, so dass es nicht zur Auslösung der autogenen Hemmung kommen kann (Klee, 2001, S. 94).

Gelenkrezeptoren scheinen nach Reuter et al. (1994a, S. 184) erst in extremen Gelenkstellungen aktiviert zu werden. Deshalb kann diesen Rezeptoren keine Schutzfunktion zugeschrieben werden. Eine größere Rolle für die Entstehung elektrischer Signale bei Dehnungen spielen neuronale Strukturen. Werden durch Zug spannungsgesteuerte Kanäle geöffnet, resultiert ein Aktionspotential (Kandel et al., 1995, S. 383; Freiwald et al., 1997, S. 58).

Weiterhin messen insbesondere Mechanorezeptoren wie die Ruffini-Körperchen in der Lederhaut die Spannung im Gewebe und reagieren somit

auf Veränderungen durch Dehnen. Sie adaptieren nur langsam und feuern auch während eines konstanten Reizes (Klinke & Silbernagel, 1994, S. 557; Reuter et al., 1994b, S. 45; Schwegler, 2002, S. 480). Bei der Auslösung von Aktionspotenzialen während der Dehnung sind zusätzlich die Vater-Pacini-Körperchen im Unterhautfettgewebe denkbar. Hierbei handelt es sich um einen Beschleunigungssensor, dessen afferente Faser lediglich zu Beginn und am Ende eines ansteigenden Druckreizes feuert. Vater-Pacini-Körperchen adaptieren schnell an den Reiz (Klinke & Silbernagel, 1994, S. 558; Reuter et al., 1994b, S. 45; Schmidt & Schaible, 2000, S. 209 und 238; Schwegler, 2002, S. 480).

Elektrophysiologisch orientierte Dehnversuche beschäftigten sich hauptsächlich mit der Muskelaktivität während des Dehnvorgangs (Wydra, 1993a, S. 105), da nach Holland (1968, S. 52) einer der limitierenden Faktoren bei der Vergrößerung der Bewegungsreichweite der Dehnreflex darstellt (vgl. Hutton, 1994). Insbesondere steht die Veränderung oder Beeinflussung der Muskelaktivität bei der Dehnung im Vordergrund.

Eine Dehnanwendung ist offensichtlich nur dann effektiv ist, wenn die Aktivierung der kontraktilen Elemente so gering wie möglich ist (vgl. Sapega et al., 1981, S. 62; Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 49; Kapitel 2.4.3). Neuronale Einflüsse sollten also für optimale Effektivität beim Dehnen minimal sein (Hutton, 1994).

In Tabelle 10 werden Untersuchungen aufgeführt, die sich mit der Veränderung der Muskelaktivität durch Dehnen beschäftigen.

Tabelle 10: Ausgewählte Studien bei denen EMG-Ableitungen vorgenommen wurden.

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnisse
Mark et al. (1968)	21 männliche und weibliche Probanden (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- H-Reflex in neutraler Position</li> <li>- H-Reflexe bei 10° Dorsalflexion</li> <li>- H-Reflexe in neutraler Position</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dorsalflexion führte zu einer Reduktion der H-Reflexamplitude</li> <li>- nach der Dehnung ist die H-Reflexamplitude in neutraler Haltung größer</li> </ul>
Prentice (1982)	50 männliche und weibliche Studenten (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Basis-EMG-Messung</li> <li>- Kälte (20 min) mit 3mal PNF (10 sec isom. Kontraktion, 10 sec entspannen, weiter dehnen) der hamstrings</li> <li>- Hitze (20 min) mit 3mal PNF (s. o.)</li> <li>- Kälte (20 min) und statisches Dehnen (3mal 10 sec)</li> <li>- Hitze (20 min) und statisches Dehnen (s. o.)</li> <li>- kein Treatment</li> <li>- EMG-Messung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- im Vergleich zur Basismessung nahm die EMG-Aktivität 24 h nach der Belastung signifikant um 47 % zu</li> <li>- PNF und Kälte verringerte die Aktivierung signifikant um 16 %</li> <li>- PNF und Wärme verringerte die EMG-Aktivität signifikant um 11 %</li> <li>- statisch und Kälte reduzierte die Erregung signifikant um 23 %</li> <li>- statisch und Erwärmung führte zu einer signifikanten Abnahme um 15 %</li> <li>- die Kontrollgruppe verringerte die Muskelaktivität um 3 %</li> </ul>
Iles (1986)	7 erwachsene Probanden (nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Test-H-Reflex</li> <li>- Kontraktion des M. soleus (gegen 4–6 Nm)</li> <li>- Pause</li> <li>- Kontraktion des Gegenspielers (gegen 12 Nm)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- der Grad der Reflexhemmung nahm signifikant während des Überganges von Dorsalflexion über die Pause zur Plantarflexion ab</li> <li>- in der Pause besonders starke Hemmung</li> </ul>
Osternig et al. (1987)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- während ACR nahm die Muskelaktivität um 8 % zu</li> <li>- während CR um 43 %</li> <li>- während statischer Dehnung fand eine Reduktion der EMG-Werte um 11 % statt</li> <li>- ACR-Dehnung führte zur größten Gelenkreichweite bei gleichzeitig 71 % (gegenüber CR) bzw. 155 % (gegenüber statisch) höherer EMG-Aktivität</li> </ul>
Etnyre & Abraham (1988)	5 gesunde männliche Probanden ohne neurologische Funktionsstörung	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Oberflächen-EMG</li> <li>- Nadel-EMG</li> <li>- 10mal maximale isom. Kontraktion (Dichte: 2 min)</li> <li>- 10mal CRAC (Anspannung des M. soleus: 6 sec; Anspannung des M. tibialis: 3 sec; Dichte: 2 min)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Oberflächenelektroden konnten eine reziproke Hemmung nachweisen</li> <li>- Nadelelektroden zeigten sogar eine deutlichere reziproke Hemmung</li> </ul>

Osternig et al. (1990)	Beschreibung in Kapitel 2.3	Beschreibung in Kapitel 2.3	<ul style="list-style-type: none"> <li>- während jeder Dehnung veränderte sich die EMG-Aktivität nicht signifikant</li> <li>- ACR-Dehnen produzierte signifikant 89 bis 109 % mehr Muskelaktivität als CR und statisches Dehnen (alle Teilstichproben)</li> <li>- EN-Sportler hatten eine um 57 bis 116 % signifikant höhere EMG-Aktivität als HI-Athleten und Kontrollgruppe während allen Bedingungen</li> </ul>
Mc Hugh et al. (1992)	15 Personen (♂ = 9; ♀ = 6; nicht näher spezifiziert)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Test 1: dehnen bis zum Maximum, dort halten (Dauer: 45 sec)</li> <li>- Test 2: dehnen bis 5° unter der einsetzenden EMG-Aktivität von Test 1, dort halten (Dauer: 45 sec)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- in Test 1 lag die EMG-Aktivität bei 542 <math>\mu V</math>'s</li> <li>- in Test 2 bei lediglich 18 <math>\mu V</math>'s</li> <li>- während der initialen 6 sec bei Test 1 lag die EMG-Aktivität bei 136 <math>\mu V</math>'s bei den letzten 6 sec bei 76 <math>\mu V</math>'s</li> <li>- signifikante Abnahme der Aktivität von 44 % durch gehaltenes Dehnen</li> </ul>
Magnusson et al. (1996)	Beschreibung in Kapitel 2.4.2.1.2	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Beschreibung in Kapitel 2.4.2.1.2</li> <li>- Dehnung von außen auferlegt</li> <li>- Dehnung selbstgesteuert</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- EMG-Aktivität unterschied sich von außen gesteuert nicht signifikant zwischen Beginn der maximalen Dehnung und Ende</li> <li>- ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen statisch und CR</li> <li>- Muskelaktivität nahm durch statisches Dehnen um 12 % ab und durch CR-Dehnen um 49 %</li> <li>- bei selbstgesteuerter Dehnung wurde ebenfalls kein signifikanter Unterschied zwischen statischer (43.8 <math>\mu V</math>'s) und CR-Dehnung (22.3 <math>\mu V</math>'s) nachgewiesen</li> </ul>
Freiwald et al. (1997)	20 Kontrollpersonen, 20 am Knie verletzte Patienten, 53 Hockeyspieler (nicht näher spezifiziert)	- einmaliges Dehnen bis zum Schmerz	<ul style="list-style-type: none"> <li>- der Beginn der EMG-Aktivität fiel mit dem Beginn einer Schmerzempfindung zusammen</li> <li>- das Schmerzgefühl trat im Bereich des N. ischiadicus auf und nicht im Bereich der Muskel-Sehnenübergänge und Sehnen-Knochenübergänge</li> <li>- das Muster der elektrischen Aktivierung war nicht wie bei Reflexen üblich phasisch sondern tonisch</li> <li>- die elektrische Aktivierung der Muskulatur nahm durch wiederholtes Dehnen ab</li> </ul>
Künemeyer & Schmidtbleicher (1997)	12 springerfahrene Sportstudenten	<ul style="list-style-type: none"> <li>- rhythmisch neuromuskuläre Stimulation (Dauer: 2 min; Häufigkeit: 3 Serien)</li> <li>- statische Dehnung (Dauer: 2 min; 3 Serien)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- tendenzielle Reduktion der Muskelaktivität in der Vor-, Latenz- und Reflexphase beim Sprung nach den beiden Maßnahmen</li> <li>- dieses Phänomen lag über 30 min vor</li> <li>- kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Dehnverfahren</li> </ul>
Künemeyer & Schmidtbleicher (1997)	7 Sportstudenten (wie oben)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- H-Reflexableitung</li> <li>- rhythmisch neuromuskuläre Stimulation beider Beine (Gesamtdauer: 2 min; Häufigkeit: 3 Serien; Dehndauer: 10 sec; Dichte: 10 sec)</li> <li>- H-Reflex über insgesamt 30 min alle 2 min</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- direkt nach der Dehnung fiel die H-Antwort auf 43 % des Ausgangswertes ab</li> <li>- sie erholte sich innerhalb der folgenden 15 min, um sich auf einen Wert von 80 % des Ausgangswertes einzupendeln</li> </ul>

Rosenbaum & Hennig (1997)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- im Vergleich zur Ausgangsmessung fiel das Integral nach dem Dehnen im Mittel signifikant um 11 % - nach anschließender Erwärmung stieg die Muskelaktivität wieder um 8 %
Mc Hugh et al. (1998)	16 Freizeitsportler (♂ = 8; ♀ = 8) ohne orthopädische Verletzungen	- maximale Willkürkontraktion - dehnen bis zum Gefühl von Beschwerden und sofortige Entdehnung	- EMG-Aktivität betrug 3 % - Teilnehmer mit größerer Gelenkreichweite produzierten weniger Muskelaktivität als Personen mit geringerer Reichweite - bis zum Gelenkwinkel von 50° konnte keine EMG-Aktivität registriert werden
Mohr et al. (1998)	16 gesunde Personen (♂ = 14; ♀ = 2; nicht näher spezifiziert)	- 90 sec statisches Dehnen durch 5 Übungen (1mal Oberschenkelrückseite, 1mal M. soleus, 3mal M. gastrocnemius) - 30 min Aufwärmen auf Fahrradergometer dann dehnen wie oben	- M. biceps femoris änderte die EMG-Aktivität nicht durch Aufwärmen - sowohl der M. soleus als auch der M. gastrocnemius verringerten die EMG-Aktivität nach dem Aufwärmen signifikant - beim M. soleus nahm die Aktivität von 4 % zu Beginn (0 sec) bis auf 16 % (90 sec) zu
Schönthaler et al. (1998)	4 Probanden (nicht näher spezifiziert)	- singuläre postisometrische submaximale Dehnung (bei verstärkter elektrischer Aktivität) - isom. Anspannung des gedehnten Muskels (Dauer: 2 sec)	- EMG-Aktivität war deutlich reduziert nach der Kontraktion - die verminderte elektrische Aktivität dauerte 1500 bis 2000 msec
Glück et al. (2002a)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- EMG-Aktivität lag im Mittel bei direkter Eigendehnung bei 10 % der während MVC gemessenen - bei indirekter Eigendehnung 14 % - bei indirekter Fremddehnung 11 %
Schönthaler & Ohlendorf (2002)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- die elektrische Aktivität bei Ansteuerung eines konstanten Winkels war nachher hochsignifikant um 19 % reduziert - der Beginn der EMG-Aktivität lag nachher (82°) im Vergleich zum Vortest (74°) in hochsignifikant höheren Gelenkwinkeln

Zusätzlich zu den genannten Studien sind in Kapitel 2.3 weitere Untersuchungen beschrieben, die sich ebenfalls mit der Aufzeichnung von EMG-Daten bei Dehnexperimenten beschäftigten (vgl. Moore & Hutton, 1980; Etnyre & Abraham, 1986; Condon & Hutton, 1987; Guissard et al., 1988).

Einige Studien beschäftigen sich mit der Veränderung der Muskelaktivität durch Anpassung an die Dehnung. Nach Sapega et al. (1981, S. 62) waren die Reflexantworten der Ia-Afferenzen weniger intensiv nach statischem Dehnen als nach dynamischem Dehnen. Die Reflexaktivität nahm somit bei längerer Dehnung infolge einer Adaptation der Ia-Afferenzen ab. Bei Freiwald et al. (1997, S. 55) nahm die elektrische Aktivierung der Muskulatur durch wiederholtes Dehnen ab. Vermutet wurde deshalb einerseits, dass die Reduktion der

Dehnungsspannung durch plastische und elastische Verformung Einfluss auf die mechanische Steuerung der Ionenkanäle nimmt. Somit würde es zu einer Minderaktivierung der Muskulatur kommen. Andererseits argumentieren sie, dass nervöse Afferenzen mit der Zeit adaptieren und sich somit die Entladungen bei gleichem Reiz reduzieren. Die Muskelspindeln gewöhnen sich mit der Zeit an die Dehnung und verlagern die Reizauslösung in höhere Gelenkwinkel (Weineck, 1994b, S. 234). Für Mark et al. (1968, S. 133–136) war die Änderung des afferenten Ausflusses zu Gunsten der Gruppe-II-Fasern ein wichtiger Grund für die Reflexabnahme durch Dehnung. Diese bewirkte eine Zunahme der postsynaptischen Hemmung des Wadenmuskels. Bei Künnemeyer und Schmidbleicher (1997, S. 40) setzte die rhythmische neuromuskuläre Stimulation die Erregbarkeit der  $\alpha$ -Motoneurone stark herab.

Weitere Studien vergleichen verschiedene Dehntechniken hinsichtlich der EMG-Aktivität. Statisches Dehnen in der Form einer langsamen Verlängerung der Muskel-Sehneneinheit erhöht die Spannung auf die Sehne, was laut Literaturangaben über die Golgi-Sehnenorgane einen entspannenden Einfluss auf die gedehnte Muskulatur ausübt (vgl. Hutton et al., 1973, S. 1094). CR-Dehnen soll die autogene Hemmung erhöhen, indem durch die Kontraktion eine wesentlich größere Spannung auf die Golgi-Sehnenorgane übertragen wird (vgl. Smith et al., 1974, S. 194). Eine zusätzlich hemmende Komponente beinhaltet die CRAC-Dehnung. Hierbei wirken nach Angaben einiger Autoren die autogene Hemmung und die reziproke Hemmung in Folge, so dass eine starke Hemmung der Reflexe zu erwarten wäre (Etnyre & Lee, 1987, S. 185). Demgegenüber stehen jedoch vergleichende Studien, bei denen die Dehntechnik mit höchster EMG-Aktivität gleichzeitig die größten Gelenkwinkel erreichte (vgl. Etnyre & Abraham, 1988, S. 285). Condon und Hutton (1987, S. 25) nahmen in Folge ihrer Ergebnisse an, dass die möglicherweise stattgefundenen reziproke Hemmung während AC- und CRAC-Dehnen durch einen anderen neuralen Input maskiert wurde und somit bei diesen Techniken höhere EMG-Werte resultierten. Die Muskelentspannung während einer Dehnung scheint nur einen kleinen oder sogar keinen direkten Effekt auf den erreichbaren Gelenkwinkel zu haben. Etnyre und Abraham (1986, S. 175) bestätigten die Ergebnisse bereits existierender Resultate. Hierbei wurde deutlich, dass die Motoneuronenpool-Erregbarkeit während einer Dehnphase leicht abgeschwächt wird. Insbesondere während CRAC-Dehnung scheint die reziproke Hemmung dazu beizutragen (vgl. Iles, 1986, S. 212). Bei Etnyre und Abraham (1988, S. 286) schien das cross-talk-Problem bei Anwendung der Oberflächen-elektromyographie die positiven Auswirkungen der reziproken Hemmung zu maskieren.

Zu Gunsten der serien- bzw. parallelelastischen und -plastischen Elemente argumentieren Magnusson et al. (1996, S. 374). Sie nehmen auf Grund ihrer Er-

gebnisse an, dass der Mangel an erhöhter EMG-Aktivität bei größerem Gelenkwinkel ein Beweis für die Dehnung der passiven Strukturen der Muskel-Sehneneinheit ist (vgl. Magnusson et al., 1998, S. 312–313). Sie schlussfolgern, dass bei einer mittleren EMG-Amplitude von lediglich 5.4 Mikrovolt [ $\mu\text{V}$ ] innerhalb der ersten 5 Sekunden und 4.8  $\mu\text{V}$  während der letzten 5 Sekunden einer statischen Dehnung die kontraktiven Elemente nicht signifikant zum Dehnwiderstand beitragen.

Nach Prentice (1983, S. 57) verursacht die Dehnung eines Muskels einen Anstieg der Impulsfrequenz von den Muskelspindeln zum Rückenmark. Dieser wiederum sorgt für eine Zunahme der Frequenz der motorischen Nerven zu demselben Muskel. In Folge dessen entsteht ein reflexartiger Widerstand gegen die Dehnung. Interessanterweise argumentiert der Autor nicht über die integrierte Muskelaktivität, sondern über die Frequenzierung (vgl. Kapitel 2.4.3.3.2).

Evatt et al. (1989, S. 354) konnten nachweisen, dass je nach Instruktion (Dehnreflex erhöhen vs. Dehnreflex verringern) die Reflexamplitude bei Dehnprozeduren veränderbar ist.

Eine letzte Interpretation elektromyographischer Aufzeichnungen beschäftigt sich mit Ermüdungsphänomenen. Durch entsprechend hohe Belastung kann im Muskel eine Ermüdung ausgelöst werden, die sich durch das iEMG und die Frequenzierung ausdrücken lässt. Dabei ist im Frequenzverhalten eine Abnahme zu beobachten (Bigland-Ritchie, 1981, S. 144; Edwards, 1981, S. 11; Basmajian & De Luca, 1985, S. 204–205). Zusätzlich vergrößert sich die Amplitude bzw. das Integral des EMG-Signals (de Vries et al., 1982, S. 788; Moritani et al., 1982, S. 199; Pollmann, 1993, S. 58–63; Enoka, 1994, S. 287; Konrad & Freiwald, 1997, S. 159). Mögliche Erklärungen hierfür können die Rekrutierung zusätzlicher nichtermüdeter motorischer Einheiten, die Synchronisation der motorischen Einheiten durch Veränderung der Frequenz und der Amplitude und die veränderte Erregungsleitungsgeschwindigkeit in den Muskelfasern sein (Edwards, 1981, S. 10; Basmajian & De Luca, 1985, S. 204–213; Krogh-Lund & Jørgensen, 1992, S. 359). Der Anstieg des integrierten EMG muss bei prozessorientiertem, zyklischem Belastungsverlauf nicht zwangsläufig linear verlaufen. Vielmehr konnte Pollmann (1993, S. 102–104) bei der EMG-Aufzeichnung von aufeinander folgenden Einzelserien beim Bankdrücken eine unregelmäßige Wellencharakteristik beobachten.

*Zusammenfassend* verdeutlichen die beschriebenen Studien, dass die Anwendung der Elektromyographie bei Dehnversuchen inzwischen einen Stellenwert eingenommen hat. Alle beschriebenen Experimente arbeiten mit dem integrierten EMG als Analyseparameter. Bisherige Untersuchungsschwerpunkte waren der EMG-gestützte Vergleich der Effektivität verschiedener Dehntechniken, die Veränderung der Auslösbarkeit des H-Reflexes und die Verände-

rung der Muskelaktivität durch gehaltenes bzw. wiederholtes Dehnen. Bei vielen Untersuchungen wird leider auf korrekte Angaben bezüglich des integrierten Zeitfensters (Prentice, 1982; Osternig et al., 1987; Osternig et al., 1990) und hinsichtlich des Zeitpunktes der Integration verzichtet. Die angegebenen Zeitfenster der vorgestellten Studien differieren von 40 Millisekunden bis zu 6 Sekunden. Das gebräuchlichste Zeitfenster ist jedoch 1000 Millisekunden. Weiterhin werden oft nur die gleichgerichteten und integrierten Werte in Millivolt [mV] oder Mikrovolt [ $\mu$ V] angegeben (Prentice, 1982; Osternig et al., 1987; Mc Hugh et al., 1992; Magnusson et al., 1996; Rosenbaum & Hennig, 1997). Es fehlt deren Relativierung an einer maximalen Willkürkontraktion, um Vergleiche vornehmen zu können. Zusätzlich erscheint es bedenklich, wenn ein Muskel vor maximaler Dehnung bzw. Kontraktion mit EMG-Ableitung nicht aufgewärmt wird (vgl. Kapitel 4.1.1; Iles, 1986; Magnusson et al., 1996; Freiwald et al., 1997; Künnemeyer & Schmidtbleicher, 1997). Mark et al. (1968) verzichten sogar auf eine übersichtliche Darstellung ihrer erhobenen EMG-Werte und machen keine Signifikanzangaben. Eine für den EMG-Bereich bedenkliche Studie stammt von Mohr et al. (1998). Sie leiten die Muskelaktivität während der Durchführung von praxisnahen Dehnübungen ab. Hierbei kann es durch die koordinativen Anforderung der Dehnposition zu Entladungen des gedehnten Muskels kommen, die jedoch mit der Dehnung nichts zu tun haben. Die Interpretation solcher Ergebnisse ist deshalb schwierig und rein spekulativ. Zusätzlich mindern bereits erwähnte methodische Probleme die Qualität der Studien.

## 2.5 Zusammenfassung und offene Fragen

Anhand der aufgeführten Studien können folgende Aspekte festgehalten werden:

- Bisher fehlt eine klare Differenzierung der Dehnungsformen, die sowohl physische als auch psychische bzw. handlungstheoretische Merkmale integriert. Es existieren nur wenige Ansätze im Hinblick auf eine anwenderfreundliche Untergliederung der Durchführungsformen innerhalb der jeweiligen Dehntechnik.
- Vergleicht man verschiedene Dehntechniken miteinander, so zeigt sich, dass hierbei lediglich *passive* und *aktive Anteile* bei Dehnung berücksichtigt werden können. Es werden statische Beweglichkeitsübungen von solchen unterschieden, die vor oder während der Dehnung durch Kontraktion des zu dehnenden Muskels bzw. dessen Antagonist durchgeführt werden. Eine klare Überlegenheit einer der Dehntechniken konnte im Hinblick auf die Verbesserung der Beweglichkeit bislang nicht nachgewiesen werden. Die intermittierende bzw. dynamische Dehntechnik ist sowohl der statischen als auch der postisometrischen Durchführung bezüglich der Förde-

rung der Entspannungsfähigkeit nach anstrengenden Belastungen überlegen (Schober et al., 1990).

- Sowohl singuläre als auch kurzzeitige und langzeitige Dehnungen führen zu einer Vergrößerung der Bewegungsreichweite, bei singulärem Dehnen im Bereich von 10 %, bei kurzzeitigem Dehnen 16 % und bei langzeitigem Dehnen 24 %. Es handelt sich hierbei jedoch nur um eine rein quantitative Ergebnisdarstellung, da oftmals die direkte Vergleichbarkeit zwischen den Studien auf Grund methodischer Einschränkungen nur bedingt möglich ist.
- Dehnübungen bewirken aber auch in Abhängigkeit von der Methode eine Reduktion der Dehnungsspannung von 26 %. Weiterhin sind zumindest durch singuläres Dehnen akute Längenveränderungen nachzuweisen, wodurch eine verringerte Dehnungsspannung von 15 % bei konstantem Gelenkwinkel erreicht werden kann. Zusätzlich erhöht sich die maximal tolerierte Dehnungsspannung um 24 %.
- Neben den kontraktilen, serien- und parallelelastischen sowie -plastischen Elementen des Muskels sind weitere, die Dehnungsspannung beeinflussende tertiäre Filamente im Muskel bekannt. Diese so genannten Titinfilamente statten den Muskel zusätzlich mit Elastizität aus. Bei Dehnung zeigen sie gleiche Reaktionen wie der gesamte Muskel.
- Am Tiermuskel konnten morphologische Veränderungen in Form eines erhöhten Muskelgewichts und Längenwachstum durch Addition von Sarkomeren nachgewiesen werden. Allerdings entsprachen die Dehninterventionen in der Regel nicht den in der Sportpraxis üblichen Trainingsumfängen.
- Durch elektromyographische Ableitverfahren (EMG) konnte die Muskelaktivität als weiterer Parameter in der Beweglichkeitsforschung eingesetzt werden. Die Reflexaktivität und die elektrische Aktivierung der Muskulatur nehmen bei längerer Dehnung bzw. durch wiederholtes Dehnen infolge einer Adaptation der Afferenzen ab. Vergleicht man die Muskelaktivität bei verschiedenen Dehnstechniken, so zeigen einige Studien, dass bei der Dehnstechnik mit der höchsten EMG-Aktivität gleichzeitig der größte Gelenkwinkel erreicht wird.
- Psychologische Einflüsse im Hinblick auf die Effektivität von Dehnübungen wurden bisher noch kaum überprüft. Als Zufallsbefund zeigte sich bei einer Untersuchung (Osternig et al., 1987), dass sich Sportler bei aktiv mitgestalteten Dehnungen (selbstreguliert) selbstsicherer und besser kontrolliert fühlten und größere Gelenkwinkel erreichten, als bei Dehnungsübungen, die mit Hilfe des Trainers ausgeführt wurden (fremdgesteuert).

Aus den bisher aufgeführten Aspekten ergeben sich folgende Fragestellungen:

- Wie effektiv ist selbstgesteuertes Dehnen im Vergleich zur fremdgesteuerten Form?
- Wie viele Übungswiederholungen sind beim Dehnen optimal?
- Ist ein Beweglichkeitstraining im Rahmen eines Aufwärmprogramms überhaupt sinnvoll?
- Welchen Einfluss haben psychische Faktoren beim Dehnen?

### 3 Studie I: Vergleich zwischen Eigendehnung und Fremddehnung

In der Literatur wird meist zwischen *aktiven* und *passiven* Durchführungsformen beim Dehnen differenziert. Da diese Unterscheidung die physiologischen Eigenschaften beim Dehnen nur zum Teil beschreibt und psychische Komponenten bisher noch nicht berücksichtigt, soll im folgenden Kapitel eine eindeutigere Differenzierung hergeleitet und anschließend experimentell überprüft werden.

#### 3.1 Beweglichkeit aus handlungstheoretischer und motorischer Sicht

Handlung wird als „Verhaltensstruktur verstanden, die zur Verwirklichung subjektiver Absichten (Intentionen) in aktiver Auseinandersetzung mit der Umwelt entwickelt und realisiert wird“ (Meinel & Schnabel, 1987, S. 50; Nitsch, 2000, S. 49). Diese Verhaltensform besitzt sowohl innere Aspekte in der Form, wie eine Person sich wahrnimmt und äußere Aspekte, als die für andere Personen sichtbare Erscheinung. Bei der Realisierung des Zieles wirken immer bewusste Prozesse mit. Bestandteil sind die ständigen analytisch-synthetischen Kontroll- und Regulationsprozesse. Sportmotorik, im Speziellen Fall die Beweglichkeit, lässt sich also keinesfalls nur auf physiologische Dimensionen einschränken. Sie wird vielmehr auch durch psychische Vorgänge mitbestimmt (vgl. Nitsch, 2000, S. 55).

Aus handlungstheoretischer Perspektive können das *System-*, das *Intentionalitäts-*, das *Regulations-* und das *Entwicklungspostulat* zusammengefasst werden (Nitsch, 1986, S. 200).

1. Betrachtet man Handeln als *Systemprozess*, so ist es als ganzheitliches Geschehen zu verstehen, bei dem die Person mit ihrem Denken, physische und psychische Vorgänge, und Handlungsvollzüge in ihrem Zusammenwirken betrachtet werden (Nitsch, 1986, S. 268).
2. Ausgehend vom *Intentionalitätspostulat* wird Handeln unter subjektiven Absichten organisiert. Sowohl das absichtliche Tun, als auch das absichtliche Unterlassen sind demnach wichtige Bestandteile. Bei jeglicher Art der Dehnung soll der Sportler entweder *direkt* oder zumindest *indirekt* den Vorgang regulieren können. Das Postulat beinhaltet die Eigenaktivität ebenso wie die Autonomie der handelnden Person (Nitsch, 1986, S. 210).
3. Das *Regulationspostulat* geht von psychischen Vermittlungsprozessen aus, die zwischen Reizen und Reaktionen stattfinden. Um einen Reiz

als solchen zu erkennen, ist die Informationssuche, -selektion und -verarbeitung notwendig. Da Bewegungen in ihrem Gesamtvollzug psychisch reguliert sind, werden psychische Funktionsstrukturen von Handlungen und subjektive Bewertungsprozesse bei der Handlungsorganisation bedeutsam. Die eigene Situation und die Möglichkeiten der Veränderung werden eingeschätzt und man sucht anschließend nach Informationen dafür, die entsprechend verarbeitet werden (Nitsch, 1986, S. 268).

Bewertungsprozesse sollten auch in der Beweglichkeitsforschung zum Ausdruck kommen. So sollten Dehnungen, deren Art, Intensität und Dauer direkt beeinflusst werden können angenehmer bewertet werden als Dehnungen, die weniger Einflussmöglichkeit bieten. Subjektive Bewertungsprozesse hängen zunächst von wahrgenommenen Reizen ab, die nach oder schon während eines Bewegungsvollzuges aufgenommen und dann verarbeitet werden. Nur durch die Bildung von Afferenzen wird ein Soll-Ist-Wert-Vergleich möglich, der bei Bedarf zu einer Bewegungskorrektur führen kann. Entscheidend für die Bildung von Afferenzen sind verschiedene Analysatoren.

Die Rezeptoren des *kinästhetischen Analysators* sind in allen Muskeln, Sehnen und Gelenken des Menschen lokalisiert. Somit können Informationen aus einem Bewegungsvorgang, im Speziellen dem Dehnvorgang, unmittelbar signalisiert und dem Zentralen Nervensystem übertragen werden.

Der *taktile Analysator* hat seine Rezeptoren in der Haut lokalisiert. Wichtig sind diese Rezeptoren bei Bewegungen, die in unmittelbarem Kontakt mit der Umwelt erfolgen.

Der *staticodynamische Analysator* wird durch vestibuläre Signale versorgt. Er erhält bei Bewegungen ständig Information über die Lage des Kopfes im Schwerfeld der Erde.

Durch den *optischen Analysator* kann nicht nur die eigene Bewegung beobachtet, sondern auch Bewegungen anderer registriert und bewertet werden. Im Hinblick auf das Erstellen einer optimalen Bewegungsvorstellung ist dieser Analysator von großer Bedeutung. Die eigene Bewegung kann nur eingeschränkt optisch wahrgenommen und bewertet werden, da während des Bewegungsvollzuges eine Erregungsweiterleitung optischer Natur kaum möglich ist. In der Beweglichkeitsforschung kann jedoch durch diesen Analysator bei langsamem Bewegungsvollzug die Körperhaltung ständig beobachtet und gegebenenfalls korrigiert werden.

Der *akustische Analysator* empfängt akustische Signale in Form von Geräuschen oder sprachliche Informationen und leitet diese weiter. Insbesondere bei sehr langsamen Bewegungen kann somit eine unmittelbare Bewegungsanweisung und -korrektur stattfinden.

Die vorgestellten Analysatoren lassen Bewertungsprozesse durch die Erregungsweiterleitung vom spezifischen Rezeptor bis zum sensorischen Nervenzentrum im Sinne des *Regulationspostulates* zu (Nitsch, 1986).

4. Das *Entwicklungspostulat* beschreibt aus handlungstheoretischer Sicht die Zusammenhänge menschlicher Koordination (vgl. Meinel & Schnabel, 1987, S. 59). Dabei werden jedoch nicht vordergründig die physiologischen Prozesse betrachtet, sondern vielmehr die phylo- und ontogenetische Ausformung von Handlungsregulations-Strukturen und die Abhängigkeit der psychischen Entwicklung von Handlungserfahrungen. Demnach vollzieht sich Handeln auf unterschiedlichen aufeinander aufbauenden Organisationsebenen (Nitsch, 1996, S. 70; Nitsch, 2000, S. 66). In Abbildung 10 werden vier Dispositionssysteme des Handelns dargestellt.

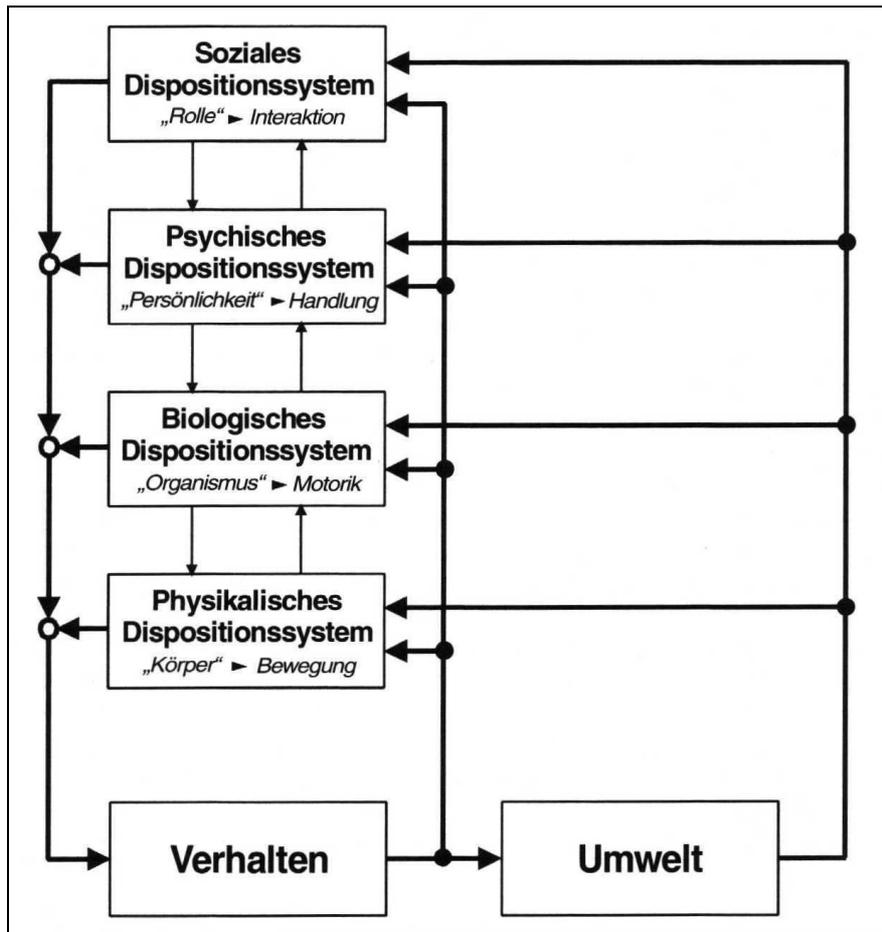


Abbildung 10: Systemebenen der Verhaltensorganisation (Nitsch, 2000, S. 66).

Jede Handlung besteht aus Bewegung eines *physikalischen* Körpers in einer *physikalischen* Welt mit entsprechender Wirkung. Nur so kann Handeln erkennbar werden.

Jede Handlung ist aber auch an *organische Voraussetzungen* gebunden, die ihre Verwirklichung durch die Stütz- und Zielmotorik erst ermöglichen.

Im *psychischen Dispositionssystem* wird deutlich, dass jede Handlung auf der Grundlage subjektiver Wahrnehmungen und Bewertungen reguliert wird.

Die letzte Ebene erklärt, dass menschliches Handeln in ein System gesellschaftlicher Beziehungen eingebettet ist. Jede Handlung ist somit *sozial* geprägt (Nitsch, 2000, S. 69).

Da beim Dehnen jedoch nicht nur psychologische, bzw. phylo- und ontogene Zusammenhänge im Sinne des *Entwicklungspostulates* bestehen, soll im Folgenden auf physiologische, motorische Prozesse Bezug genommen werden.

Die Repräsentation einer Handlung als eine zielgerichtete und auf einen Zweck ausgerichtete räumliche Verlagerung des Subjekts bezieht sich einer-

seits auf den kognitiven Aspekt der Handlung. Andererseits muss dieselbe Handlung auf der Ausführungsebene in einer detaillierten Weise repräsentiert sein, also in Form von spezifischen neuronalen Kommandos (Daug & Blischke, 1996, S. 19).

Eine solche Differenzierung scheint jedoch sehr schwierig, denn hinsichtlich der Bewegungsrepräsentation gibt es Überschneidungen zwischen kognitiven und motorischen Ebenen. Elementare motorische Prozesse können von spezifischen kognitiven Zuständen wie beispielsweise Erwartung, Zielvorstellung oder Kenntnis des Resultates beeinflusst werden.

Es finden sich auch Belege für die Unterscheidung „deklarativer“, bewusst zugänglicher, und „prozeduraler“, nichtkognitiver, Gedächtnisprozesse. Prozedurale Prozesse sind fertigkeitsspezifisch und an hohe Übungsraten gebunden (Daug & Blischke, 1996, S. 20).

Deshalb wird aus psychologischer Sicht eine Differenzierung kognitiver und nichtkognitiver Mechanismen vorgeschlagen. Eine nichtkognitive Sensomotorik findet nicht nur bei Reflexen, zentralen Mustergenerationen und hochgeübten Automatismen statt, sondern kann auch an der Ausführung von willentlichen, geplanten Handlungen beteiligt sein (Neumann, 1996, S. 65; Beyer, 1994, S. 45). Kognitive Repräsentationen sind nötig, wenn die Handlungsplanung noch nicht abgeschlossen ist und weitere Reize einzubeziehen sind.

Im Sinne der nichtkognitiven Sensomotorik spricht die Motorikforschung von Bewegungsautomatismen, deren Prozess sich als Übergang von vormals angestrengt aufmerksamer zu schließlich gut koordinierter subjektiv anstrengungsarmer automatischer Kontrolle vollzieht (Daug, 1993, S. 32; Daug & Blischke, 1996, S. 29). Bewegungsautomatisierung ist als ein mehrdimensionaler Effekt extensiven Übens gekennzeichnet, der sowohl kognitive als auch motorische Faktoren erfasst und eine Veränderung der äußeren Bewegung, der internen Kontrollmechanismen und des subjektiven Erlebens zur Folge hat (Daug, 1993, S. 33; Daug & Blischke, 1996, S. 29). Automatismen spielen nicht nur im Zusammenhang mit monosynaptischen und polysynaptischen Reflexen eine Rolle, sondern auch bei Prozessen der motorischen Kontrolle. Dies trifft nicht nur für die sog. „Closed-Loop“-Kontrolle in Form einer Regelung in Abhängigkeit von Feedback zu, sondern gilt auch für die „Open-Loop“-Kontrolle mit Programm-Steuerung (Daug, 1993, S. 37; Magill, 1993, S. 89).

Die dargestellten Rückkopplungsprozesse werden insbesondere während eines Dehnvorganges aus den verschiedenen Rezeptoren aktiviert. Jedoch nutzt das motorische System sensorisches Feedback auch während der Bewegung ohne gleich ein neues Bewegungsprogramm starten zu müssen (Konczak, 1996, S. 39). Abbildung 11 zeigt den Zusammenhang zwischen dem Handlungsantrieb als Ursprung jeglicher Willkürbewegung und den anderen Ebenen der Hand-

lungsplanung, des Programms, der Ausführung und der rückgekoppelten Information.

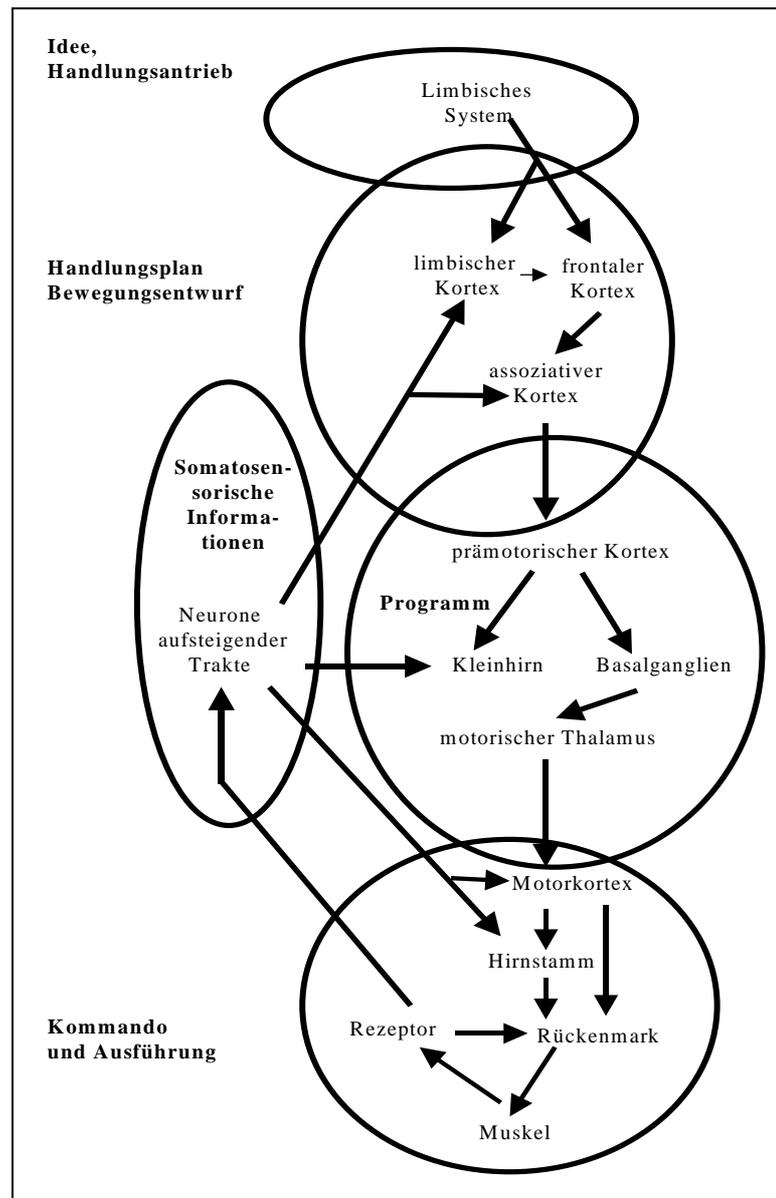


Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Konzepts der Willkürbewegung (mod. nach Mechau, 2001, S. 34).

Die dargestellten theoretischen Überlegungen zeigen im Hinblick auf Dehnprozeduren, dass sowohl handlungstheoretische bzw. psychologische Überlegungen, als auch Erkenntnisse aus der Motorikforschung vereint werden müssen. Dehnen besteht demnach nicht nur in *aktivem* bzw. *passivem* Sinn aus Kontraktionsmechanismen oder aus dem Einwirken äußerer Kräfte, sondern beinhaltet vielfältigere Ebenen.

Eine vollständige Automatisierung von Dehnvorgängen ist vermutlich nicht möglich, da diese Bewegungen stets langsam durchgeführt und aufmerksam kontrolliert werden müssen. Wesentlich sind demnach ständige und sofort angepasste Rückmeldeprozesse der entsprechenden Rezeptoren.

Im Folgenden werden auf der Basis der bisher aufgeführten Sachverhalte die verschiedenen Dehnformen neu strukturiert (vgl. Wydra et al., 1999a, S. 255 und 256; Glück et al., 2002a, S. 67).

### 3.2 Eigen- und Fremddehnung

Auf Grund der vorangegangenen Ausführungen erscheint eine Differenzierung in *aktiv selbst durchgeführtes* und *passiv* durch eine Person oder Apparatur *von außen* reguliertes Dehnen nahe liegend.

Erste Schritte in eine solche Unterscheidung sind bei Knebel (1985, S. 93) zu finden. Er spricht von „aktiv-selbstgesteuerter“ und „passiv-fremdgesteuerter“ Gelenkbeweglichkeit. Ausgehend von dieser Differenzierung wird eine Struktur vorgeschlagen, die nicht nur nach Dehnmethode, -art und -technik unterscheidet, sondern auch die sensorisch-motorische Handlungsregulation mit einbezieht (vgl. Abbildung 11). In dieser Neugliederung werden in Anlehnung an Knebel (1985) die Begriffe *passiv* und *aktiv* durch die umfassenderen Bezeichnungen *Eigen-* und *Fremddehnung* ersetzt (Abbildung 12; vgl. Wydra et al., 1999a, S. 256).

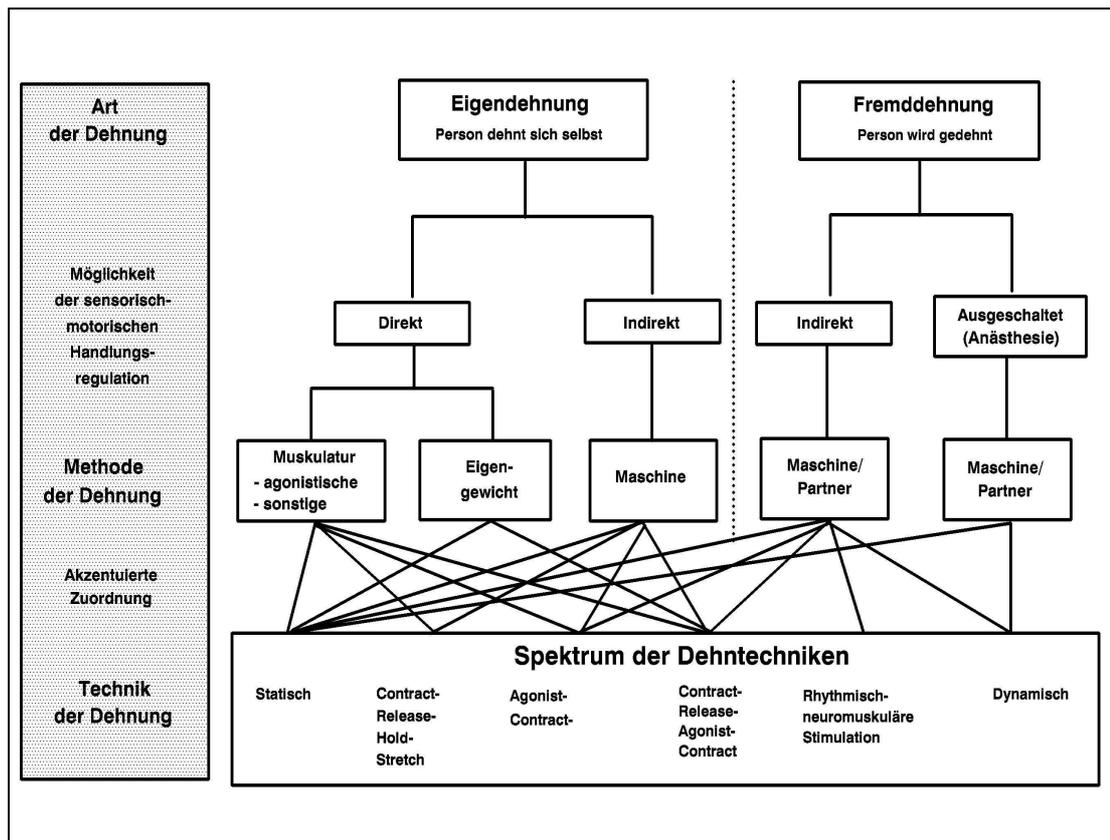


Abbildung 12: Differenzierung der verschiedenen Formen der Muskeldehnung (Wydra et al., 1999a, S. 256).

Den Normalfall der Muskeldehnung im Sport stellt die *direkte Eigendehnung* dar, bei der die Dehnposition durch die antagonistische oder andere Muskulatur oder unter Zuhilfenahme des Eigengewichts eingenommen bzw. gehalten wird. Nur bei dieser Form des Dehnens hat der Sportler von der Handlungsplanung bis zu ihrer Vollendung die uneingeschränkte Möglichkeit der Auseinandersetzung mit der Dehnung. Gleichzeitig hat man über Rückkopplungsprozesse sowohl aus der gedehnten als auch aus der zur Dehnung eingesetzten Muskulatur die direkte und uneingeschränkte Möglichkeit der sensorisch-motorischen Handlungsregulation (Wydra et al., 1999a, S. 255).

Die *indirekte Eigendehnung* wird in der Beweglichkeitsforschung lediglich zur standardisierten Bestimmung einzelner Parameter eingesetzt. Dabei kann der Proband die Dehnprozedur indirekt über eine (Zug-)Maschine selbst steuern. Der Proband hat ebenfalls die uneingeschränkte Möglichkeit der Handlungsplanung und des -vollzuges. In diesem Fall kann jedoch nicht auf das komplette sensomotorische Feedback zurückgegriffen werden. Es fehlt beispielsweise die Rückmeldung der sonstigen Muskeln, die bei *direkter Eigendehnung* über einen Seilzug das Bein bewegen.

Nach Wydra et al. (1999a, S. 255) ist bei einer *Fremddehnung* durch einen Partner oder eine Maschine lediglich eine *indirekte* Möglichkeit der Korrektur von Umfang, Intensität und Dauer der Dehnung gegeben. Die Möglichkeit der Einflussnahme beschränkt sich dabei auf die Absprache von besonderen akustischen oder optischen Signalen, auf Grund derer eine Dehnung gestoppt oder z. B. weiter forciert werden kann. Doch bereits die Handlungsplanung kann nicht eigenständig durchgeführt werden, sondern wird durch den Partner fremdgesteuert initiiert. Eine direkte Reaktion auf Feedbackinformationen von Analysatoren kann hier nicht als gegeben angesehen werden. Man befindet sich von der Bewegungsplanung und während der -durchführung in Abhängigkeit einer zweiten Person.

Ein Extremfall stellt die Dehnung unter Narkose dar. Dabei stehen der Person keine Möglichkeiten der sensorisch-motorischen Handlungsregulation zur Verfügung. Diese ist allerdings in der sportwissenschaftlichen Forschung aus ethischen Gründen bisher nicht angewendet worden.

*Zusammenfassend* bleibt festzuhalten, dass die bisherige Einteilung in *aktive* und *passive* Beweglichkeit bzw. Dehnungen lediglich aus physiologischen Gründen sinnvoll war. Eine wahrscheinlich entscheidende Größe stellen jedoch zusätzlich handlungstheoretische Merkmale dar. Aus diesem Grund ist eine Strukturierung in *Eigen-* bzw. *Fremddehnung* gewählt worden und soll in der folgenden Untersuchung bezüglich der Effektivität überprüft werden.

### **3.3 Darstellung der empirischen Untersuchung**

#### **3.3.1 Fragestellung und Arbeitshypothesen**

Mit Hilfe dieser Untersuchung soll überprüft werden, ob die *eigenständige* Durchführung wiederholter singulärer Dehnungen effektiver ist, als die *fremdgesteuerte* Dehnung.

Weiterhin soll überprüft werden, wie viele Übungswiederholungen am wirkungsvollsten die Bewegungsreichweite verbessern.

#### **3.3.2 Untersuchungsmethodik**

##### **3.3.2.1 Personenstichprobe**

An der Untersuchung nahmen insgesamt 27 Sportstudenten teil (vgl. Tabelle 11).

Tabelle 11: Darstellung der anthropometrischen Daten der Versuchspersonen ( $M \pm SD$ ).

	<b>Gesamtstichprobe (n=27)</b>	<b>Männer (n=16)</b>	<b>Frauen (n=11)</b>
<b>Alter [Jahre]</b>	24.9±1.7	25.4±1.7	24.1±1.4
<b>Größe [cm]</b>	175.6±7.7	178.6±6.1	171.3±7.9
<b>Gewicht [kg]</b>	67.6±9.6	72.6±7.1	60.4±8.2

Bei allen Studien waren solche Studenten ausgeschlossen, deren Hauptsportart mit überdurchschnittlich hohen Beweglichkeitsanteilen (z. B. Turnen, Rhythmische Sportgymnastik, Akrobatik) verbunden ist. Die Versuchspersonen wurden zu Beginn der Untersuchung angewiesen ihre sportliche Aktivität und insbesondere ihre Dehnübungen wie gewohnt fortzusetzen. Jedoch sollten am Vortag eines jeden Testtermins keine intensiven körperlichen Belastungen durchgeführt werden. Ebenso wurde darauf geachtet, dass während des gesamten Untersuchungszeitraumes kein zusätzliches Beweglichkeitstraining absolviert wurde.

### 3.3.2.2 Variablenstichprobe

Zur Überprüfung der Messparameter Bewegungsreichweite, Dehnungsspannung und EMG-Aktivität wurde eine Apparatur entwickelt, die sich am Straight-Leg-Raise-Test in Rückenlage orientiert. Durch diese Testform wird bei im Kniegelenk gestrecktem Testbein durch anschließende Hüftflexion der Dehnungsgrad der Oberschenkelrückseite repräsentiert. Sie stellt einen akzeptierten klinischen Test zur Überprüfung der Beweglichkeit der ischiocruralen Muskelgruppe dar (Gajdosik, 1991, S. 250; Mc Hugh et al., 1998, S. 931). In Anlehnung an diese Testform wurden von verschiedenen Forschergruppen Apparaturen entwickelt, die in vergleichbarer Weise die Dehnfähigkeit der Oberschenkelrückseite überprüfen. Dabei ist lediglich zu differenzieren, ob das nicht zu testende Bein gestreckt fixiert wird, oder ob es gebeugt bleibt. Da man jedoch bei dieser Testform möglicherweise dem Risiko einer Nervendehnung des N. ischiadicus unterlag (Freiwald et al., 1997, S. 54), wurde eine weitere Form der Testdurchführung, der Knie-Extensions-Test, praktiziert. Hierbei befindet sich das Hüftgelenk in einem konstanten Beugewinkel und das Testbein wird passiv oder aktiv im Kniegelenk gestreckt, bis die ischiocrurale Muskelgruppe die Limitierung der Bewegung darstellt. Das Testbein kann einerseits im Sitzen passiv Apparatur gesteuert gestreckt werden. Andererseits kann die Dehnung in Rückenlage durch Kontraktion der Antagonisten eingeleitet werden. Da bei der Versuchsanordnung in Rückenlage Verzerrungen der Ergebnisse durch Flüssigkeits- und Weichteilverschiebungen auftreten

können, wurden in einem letzten Entwicklungsschritt Apparaturen in Seitlage konstruiert.

Obwohl durch eine 30-sekündige Dehnung in Rückenlage bei einem Hüftflexionswinkel von  $90^\circ$  eine Abnahme des Schwerkraftmomentes des Beines von 7.9 % festgestellt wurde (vgl. Klee & Wiemann, 2000, S. 207), wird in den später beschriebenen Experimenten dennoch diese Position gewählt, weil keine der folgenden Studien eine längere Dehndauer beinhaltet und zwischen den einzelnen Dehnungen eine ausreichend lange Pause gewährleistet wird, um die gleichen Ausgangsbedingungen wie in der vorangegangenen Dehnung zu schaffen.

Das hier verwendete Messarrangement (Abbildung 13) ermöglicht sowohl eine *direkte* und *indirekte Eigen-* als auch eine *indirekte Fremddehnung* des Probanden (vgl. Glück et al., 2002a, S. 68).

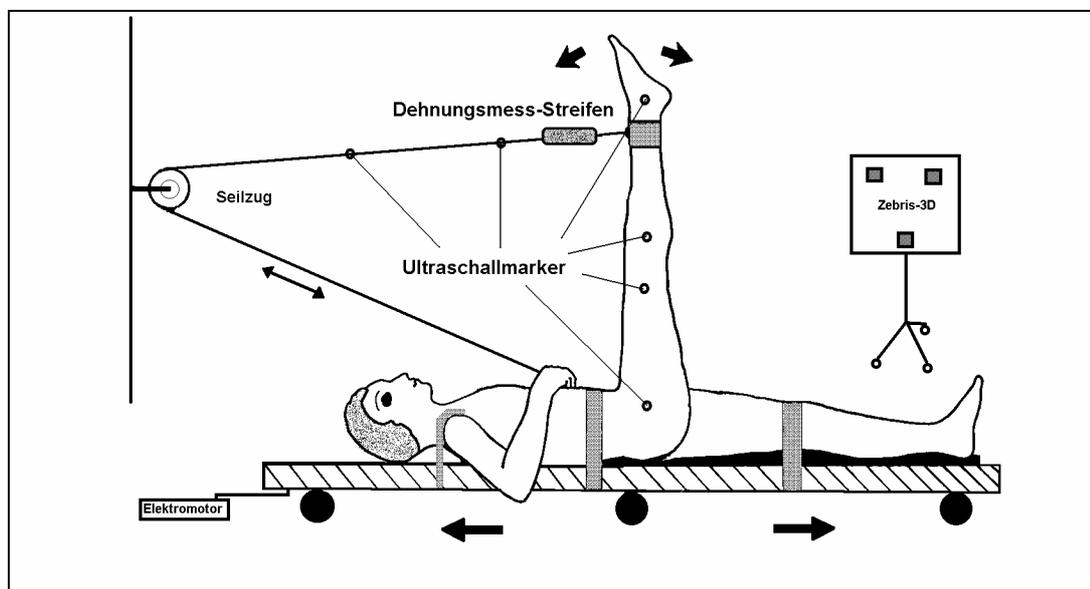


Abbildung 13: Schematische Darstellung der Messapparatur.

Mit Hilfe einer Kabelfernbedienung ist der Motorantrieb von der Versuchsperson selbst [*indirekte Eigendehnung* (IE); vgl. Abbildung 14] oder von den Versuchsleitern [*indirekte Fremddehnung* (IF); vgl. Abbildung 15] stufenlos regulierbar. Die Dehngeschwindigkeit beträgt  $3^\circ$  pro Sekunde, um die Auslösung eines Dehnreflexes zu vermeiden (vgl. Gajdosik, 1991, S. 252; Magnusson et al., 2000, S. 1161).



Abbildung 14: Indirekte Eigendehnung durch selbstständiges Bedienen des Elektromotors (siehe Pfeil; zur Demonstration wurden die Kabelfixierungen am Testbein entfernt).

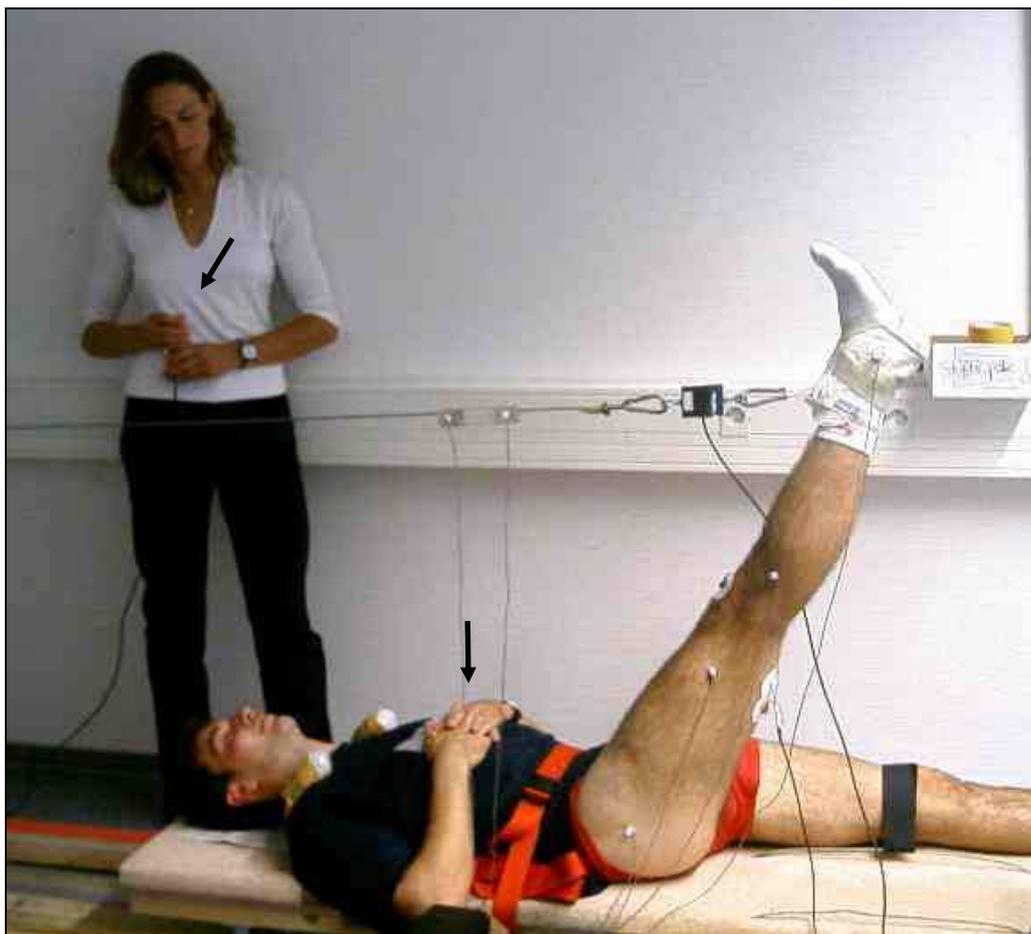


Abbildung 15: Indirekte Fremddehnung, indem der Testleiter den Elektromotor steuert (siehe Pfeile).

Bei *direkter Eigendehnung* (DE) wird die Versuchsperson nicht durch das Bewegen der Liegefläche gedehnt, sondern durch direkten Zug am Stahlseil (vgl. Abbildung 16).

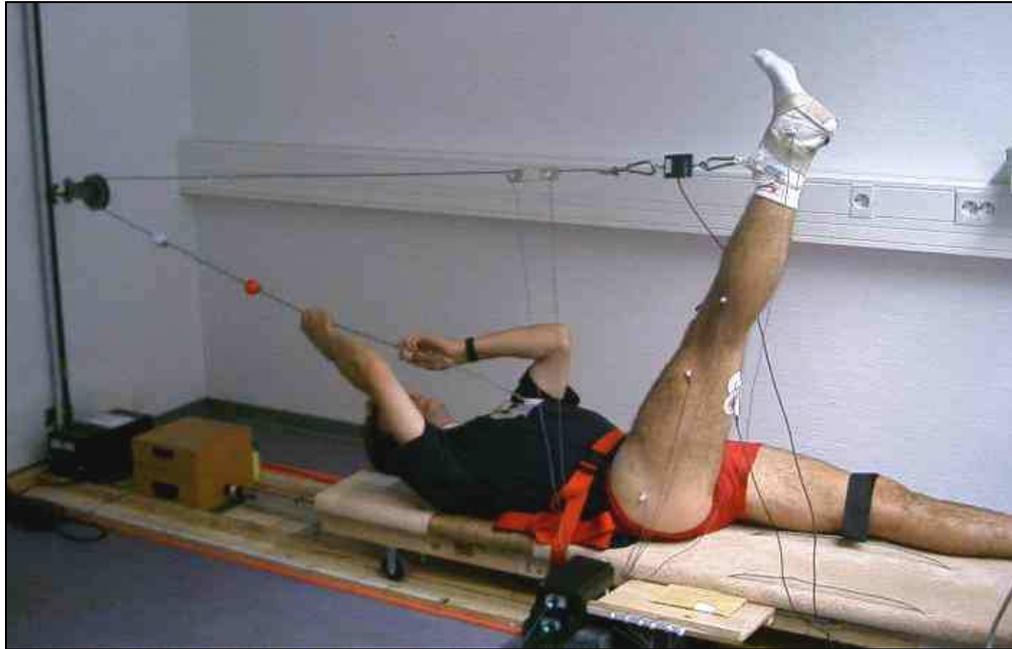


Abbildung 16: Direkte Eigendehnung durch Zug am Seil.

Mit Hilfe dieser Apparatur können spezifische Beweglichkeitsparameter erfasst werden (vgl. Kapitel 2.4), deren Operationalisierung im Folgenden vorgestellt wird.

#### 3.3.2.2.1 Maximale Bewegungsreichweite

Die Operationalisierung der maximalen Bewegungsreichweite des Testbeins erfolgte bei den durchgeführten Studien mittels dreidimensionaler Bewegungsanalyse (CMS 30) der Firma Zebris Medizintechnik GmbH Tübingen. Es wurde der Hüftflexionswinkel [°] bei gleichzeitig subjektiver Knieextension erfasst. Zur Bestimmung der Drehachse des Hüftgelenks wurde die am weitesten lateral tastbare Position des rechten trochanter major bestimmt und markiert (vgl. Abbildung 17).



Abbildung 17: Ertasten des trochanter major.

Als Referenzpunkt wurde der malleolus lateralis ertastet und ebenfalls markiert. Mit Hilfe dieser beiden Punkte war es möglich den Hüftflexionswinkel mit einer Messgenauigkeit von  $0.1^\circ$  zu bestimmen. Zusätzlich wurde der Knieflexionswinkel erfasst. Dazu wurden auf einer gedachten Linie zwischen Hüftdrehachse und malleolus lateralis zwei weitere Ultraschallmarker angebracht. Je ein Marker proximal und distal des Kniegelenks (vgl. Abbildung 18).

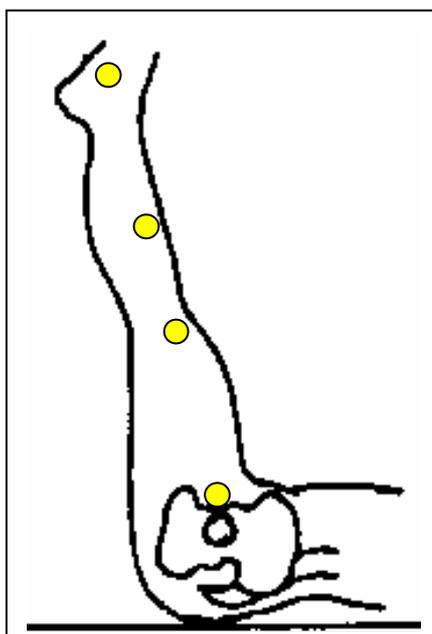


Abbildung 18: Position der vier Ultraschallmarker am Bein.

Die von den Markern ausgesendeten Signale (Frequenz 20 Hz) wurden von drei Ultraschallmikrofonen aufgenommen, so dass mit der Software Windata jegliche Winkelveränderung online feststellbar war. Die Erfassung des Kniewinkels diente den Versuchsleitern nur während den einzelnen Messungen zur Kontrolle der Probanden. Bei einer auftretenden Abweichung (größer als  $2^\circ$ ) wurden die Probanden aufgefordert das Kniegelenk subjektiv maximal zu strecken. Eine Fixierung des Kniegelenkes war aus Gründen der externen Validität und Ökonomie nicht vorgesehen (vgl. Wydra et al., 1999a, S. 256), zumal die Probanden der oben genannten Gefahr der Nervendehnung ausgesetzt wurden. Zusätzlich garantierte eine gestützte Kniestreckung auch keine vollständige Knieextension und könnte durch ungeschickte Platzierung vielmehr zu Interferenzen mit der elektromyographischen Aufzeichnung der Muskelaktivität führen (vgl. Mc Hugh et al., 1992, S. 1377). Am Stahlseil wurden ebenfalls zwei Marker angebracht um die Veränderung des Seilwinkels zu erfassen. Um die Markierung am Bein über den Testzeitraum beizubehalten, mussten die Probanden jeden zweiten Tag zur Markerkontrolle erscheinen. Zusätzlich wurden sie aufgefordert nach besonderen Aktivitäten (z. B. Training oder Duschen) die Markierung vom Testleiter nachbessern zu lassen, um eine exakte Positionierung der Ultraschallmarker zu erzielen.

Alle Versuchspersonen wurden angewiesen bis zur maximalen Dehnposition bzw. dem Erreichen der Schmerzgrenze ( $BR_{\max}$ ) zu dehnen.

Die aufgezeichneten Winkelwerte in Abhängigkeit der Zeit sind in Abbildung 19 dargestellt.

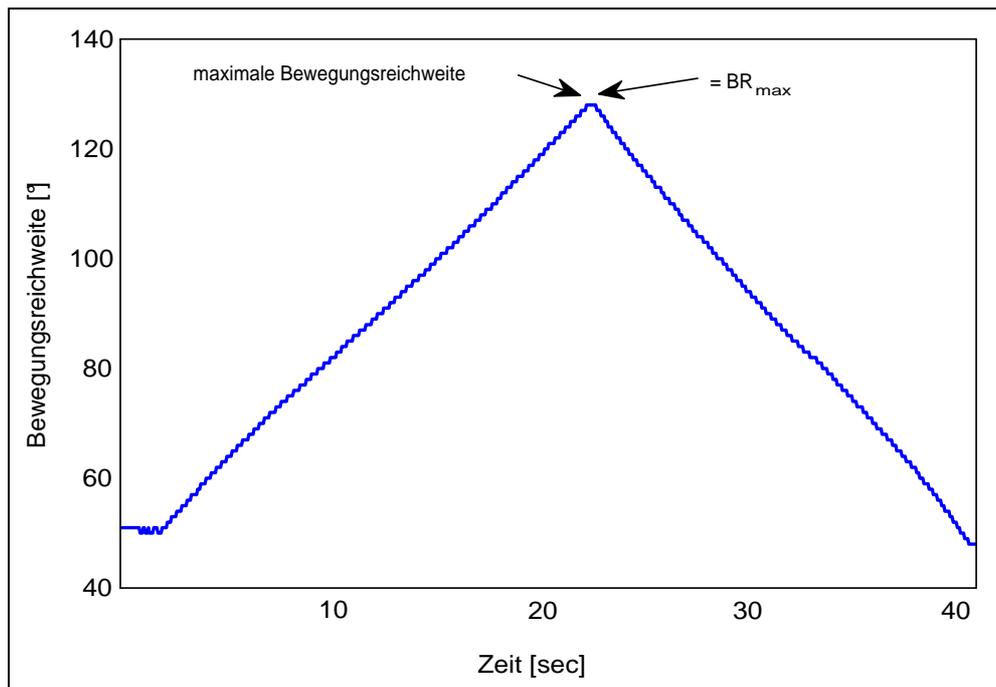


Abbildung 19: Exemplarischer Verlauf der Bewegungsreichweite während eines Dehnvorganges.

Zur statistischen Weiterverarbeitung wurden während jeder Einzeldehnung zunächst die maximalen Werte der Bewegungsreichweite ( $BR_{max}$ ) bestimmt. Zur Berechnung der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel (vgl. Kapitel 3.3.2.2.2) wurde bei der ersten Wiederholung der singulären Dehnungen die maximale Bewegungsreichweite ermittelt und zur Auswertung der folgenden Wiederholungen dieser Wert angesteuert.

#### 3.3.2.2.2 Zugkraft

Die biologische Dehnungsspannung wird im Folgenden in Anlehnung an Wydra et al. (1999a, S. 12) durch die am Seil wirkende physikalische Zugkraft angegeben und in der Einheit Newton [N] dargestellt.

Als Kraftaufnehmer diente ein Dehnungsmessstreifen der Firma Mecha Tronic Gesellschaft für Steuerungs- und Diagnosesysteme mbH Hamm, der zwischen der Fußfixierung und dem Stahlseil frei beweglich eingespannt war. Die Messfrequenz betrug 100 Hz während den Dehnmaßnahmen und 200 Hz bei der Bestimmung der maximalen willkürlichen Kontraktionskraft (MVC) 5 % unterhalb der durchschnittlichen maximalen Bewegungsreichweite.

Mit Hilfe eines A/D-Wandlers und der Bearbeitungssoftware Z2 der Firma biovision Wehrheim konnte für jede Dehnprozedur ein Kraftzeitdiagramm er-

stellt werden. Aus diesen Diagrammen konnten neben den Kraftspitzenwerten auch Kraftmittelwerte über beliebige Zeitintervalle bestimmt werden.

Die gemessenen Kraftwerte entsprachen jedoch nicht dem operationalisierten Parameter der Zugkraft ( $F$ ). Um den eigentlichen Wert zu ermitteln, mussten die Beingewichtskraft ( $F_G$ ), der aufgenommene Kraftwert ( $F_{Seil}$ ), der Seil- ( $\beta$ ) und der Hüftflexionswinkel ( $\alpha$ ) in der Berechnung berücksichtigt werden. Die Beingewichtskraft ist die Kraft, die durch das Eigengewicht des Beines mit in die Kraftmessung eingeht. Der Einfluss dieser Kraft bei der Berechnung der Dehnungsspannung ist vom Hüftflexionswinkel abhängig. Über trigonometrische Funktionen wird die um die winkelabhängige Beingewichtskraft bereinigte Zugkraft berechnet. Die endgültige Berechnungsformel sieht folgendermaßen aus:

$$F = \sin \beta \cdot \cos \alpha \cdot F_{Seil} + \sin \alpha \cdot \cos \beta \cdot F_{Seil} - \cos \alpha \cdot F_G$$

Die aufgezeichneten Kraftwerte in Abhängigkeit der Zeit sind in Abbildung 20 dargestellt.

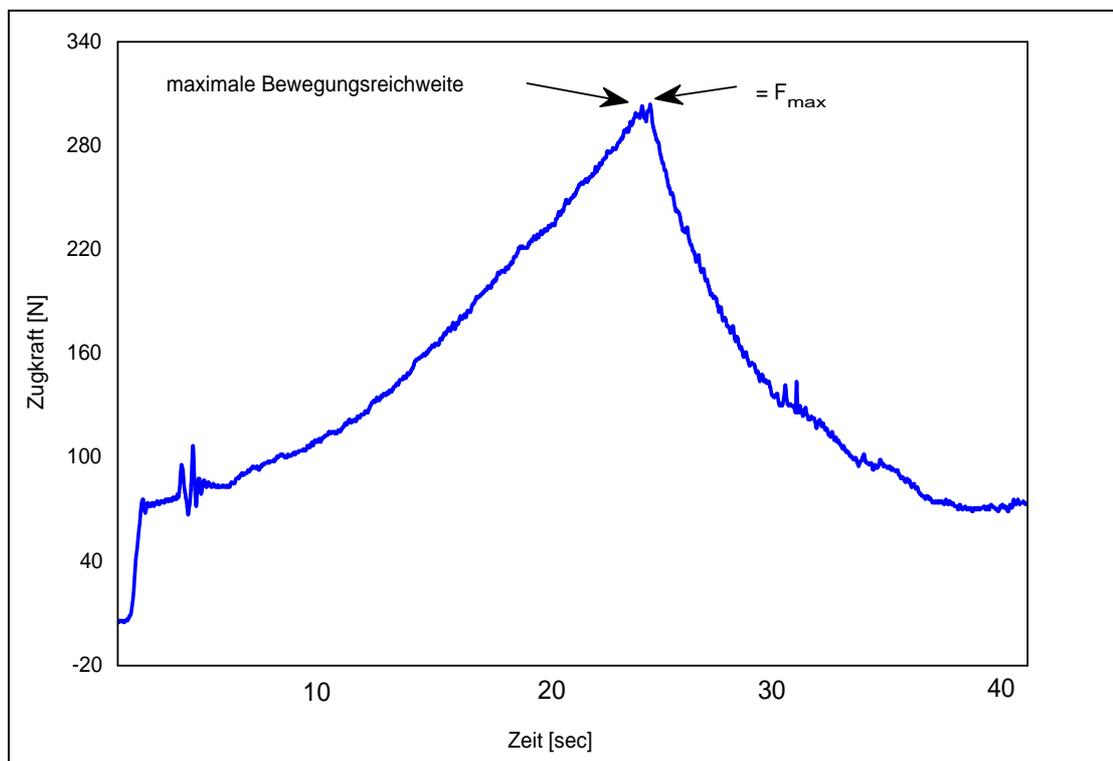


Abbildung 20: Exemplarischer Verlauf der Zugkraft während eines Dehnvorganges.

Zur statistischen Weiterverarbeitung wurden während jeder Einzeldehnung zunächst die Kraftspitzenwerte ( $F_{max}$ ) bestimmt. Somit konnte eine Aussage über das Verhalten der maximal tolerierten Zugkraft durch wiederholte singuläre Dehnungen gemacht werden.

Da durch *direkte Eigendehnung* einerseits keine konstante Dehngeschwindigkeit produziert werden konnte und andererseits nur durch Zug in eine Richtung die Möglichkeit bestand, die Beinposition zu verändern, wurde bei allen Studien unabhängig von der Durchführungsform ein möglicher Dehnungsrückstand von der ersten bis zur nächsten Wiederholung bei einem konstanten Bezugswinkel ermittelt (vgl. Klee et al., 1999, S. 250). Dabei wurde zur Bestimmung akuter Längenveränderungen die maximale Bewegungsreichweite der ersten Wiederholung bestimmt und der zugehörige Kraftwert abgeglichen. Bei der Auswertung der folgenden Wiederholungen wurde dieser erste Winkelwert angesteuert und der nun entsprechende Kraftwert ermittelt. Somit wurde die Zugkraft bei einem konstanten Bezugswinkel ( $F_{\text{konst}}$ ) der ersten maximalen Bewegungsreichweite ausgewertet.

#### 3.3.2.2.3 Muskelaktivität

Die Operationalisierung der Muskelaktivität erfolgte durch EMG-Aufzeichnungen mittels Oberflächenelektroden, die eine Erfassung der simultanen Aktivität großer Muskelgruppen ermöglichten (Etnyre & Abraham, 1988, S. 285, Mc Hugh et al., 1992, S. 1378). Die Ableitung erfolgte bipolar über vorgelierte selbstklebende Silber-/Silberchlorid-EKG-Elektroden (Fa. Dahlhausen & Co GmbH Köln). Zur Analyse wurde der M. biceps femoris herangezogen. Das Elektrodenpaar wurde mit einem Interelektrodenabstand von 2 cm auf die Mitte des Muskelbauchs und parallel zur Muskelfaser-Richtung appliziert (vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 64; Noth, 1989, S. 11; De Luca, 1997, S. 140; Konrad & Freiwald, 1997, S. 150). Die Referenzelektrode wurde in einer elektrisch neutralen Umgebung auf der Patella platziert. Wie bereits in Kapitel 2.4.3.2 erwähnt, wurden zuvor die Haare über der Ableitstelle entfernt und die Haut dekornifiziert und entfettet (Laurig, 1983, S. 80; Gollhofer & Schmidtbleicher, 1989, S. 77; Konrad & Freiwald, 1997, S. 150). Die Positionierung der Elektroden wurde beim ersten Gewöhnungstermin vorgenommen und anschließend markiert. Die Markierungen wurden im Abstand von maximal zwei Tagen kontrolliert und gegebenenfalls nachgezeichnet. Dadurch wurde eine nahezu identische Ableitung der Muskelaktivität innerhalb des Untersuchungszeitraumes gewährleistet (Gollhofer & Schmidtbleicher, 1989, S. 76). Das Elektrodenkabel wurde bei allen Dehnanwendungen seitlich am Testbein fest geklebt, um die bereits erwähnten Kabelbewegungsartefakte zu eliminieren (vgl. Zschorlich, 1987, S. 36; Zipp, 1989, S. 69; Konrad & Freiwald, 1997, S. 140). Weiterhin wurde vor jedem Test durch passives Schütteln des Beines und durch Bewegen der Kabel versucht Artefakte auszuschließen. Störende Spannungsquellen wurden entfernt (vgl. Basmajian & De Luca, 1985, S. 51; Zschorlich, 1987, S. 36; Hartung & Haverkamp, 1989, S. 49; Konrad & Freiwald, 1997, S. 140).

Die eintreffenden Signale wurden bei den Dehnexperimenten 5000fach und bei der Messung der maximalen Willkürkontraktion 2500fach vorverstärkt. Über einen A/D-Wandler der Firma biovision Frankfurt am Main wurden die Daten einem computergestützten Mess- und Auswerteprogramm (Z2) der Firma biovision Wehrheim übermittelt. Der A/D-Wandler registrierte mechanische Einheiten pro Volt. Demnach wurde die Einstellung für den Kanal des M. biceps femoris auf 1000 mechanische Einheiten pro Volt eingestellt. Die Spannungs-differenz wurde somit in der Einheit  $\gamma V$  angegeben. Der Messbereich des A/D-Wandlers betrug  $\pm 10$  Volt. Der Frequenzbereich betrug 1000 Hz bei den Dehnungen und bei der MVC-Messung. Mit Hilfe der Auswertesoftware Z2 wurden die EMG-Kurven fullwave gleichgerichtet und geglättet. Um exakte Aussagen über die Muskelaktivität machen zu können wurden die EMG-Werte an der maximalen Willkürkontraktion 5 % unterhalb der gemittelten maximalen Bewegungsreichweiten relativiert und in % angegeben [% MVC]. Das integrierte Zeitfenster betrug bei allen Untersuchungen 1000 Millisekunden. Abbildung 21 zeigt den Verlauf einer Roh-EMG-Kurve.

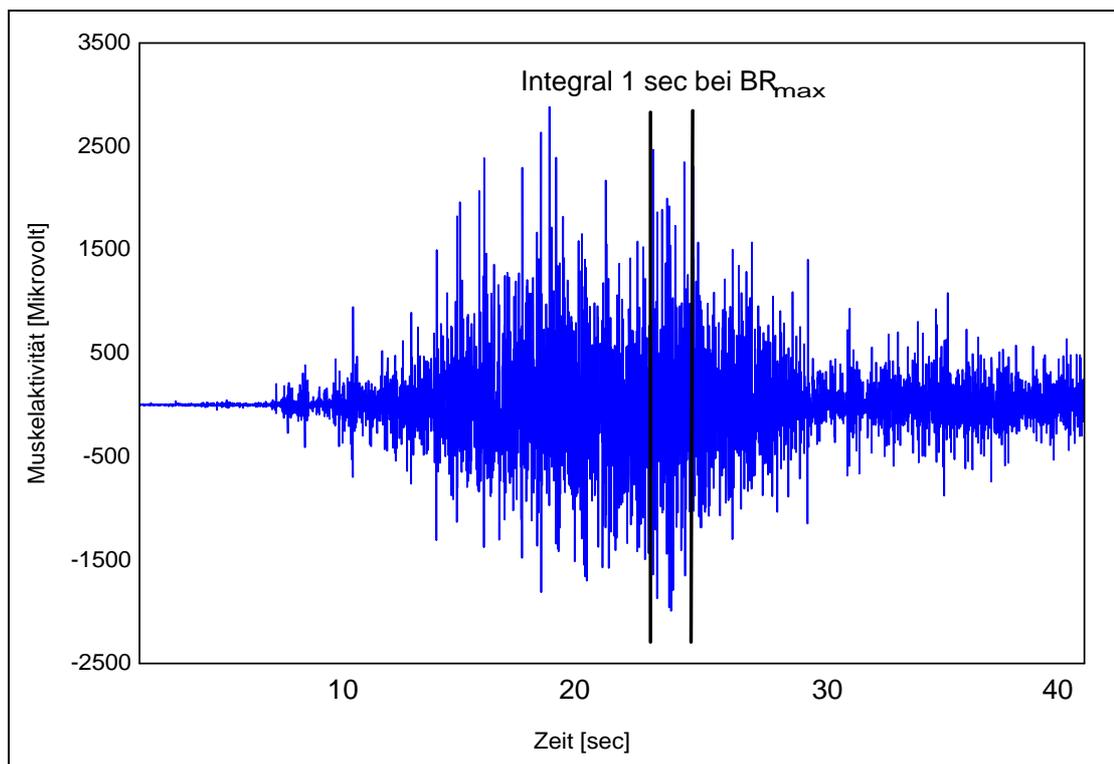


Abbildung 21: Exemplarischer Verlauf der Muskelaktivität während eines Dehnvorganges.

Zur statistischen Weiterverarbeitung wurde einerseits im Maximum der Dehnung ( $iEMG_{max}$ ) und andererseits bei konstantem Bezugswinkel orientiert an der ersten maximalen Bewegungsreichweite ( $iEMG_{konst}$ ) integriert (vgl. Kapitel 3.3.2.2.2).

Die Auswertungsprogramme (Zebris und Z2) waren auf zwei unabhängigen Hardwaresystemen installiert. Dadurch konnten während einer Messung alle Parameter auf zwei unterschiedlichen Bildschirmen beobachtet und registriert werden. Die Abstimmung der beiden Programme erfolgte über einen elektronischen Trigger.

#### 3.3.2.2.4 Subjektiver Anstrengungsgrad

Da der subjektive Anstrengungsgrad zur Bestimmung der Beanspruchungsintensität in der Beweglichkeitsforschung bisher kaum Anwendung fand, soll hier ein kurzer Überblick zur wissenschaftlichen Bedeutung dieses Parameters gegeben werden.

1970 entwickelte Borg (1973, S. 92) eine Skala zur Erfassung der subjektiv wahrgenommenen Beanspruchung (vgl. Beneke & Hütler, 1998, S. 149). Diese Skala reicht von der Bewertungsstufe 6 („sehr sehr leicht“) bis 20 („sehr sehr schwer“). Die körperliche Belastung wird als eine objektive, vorgegebene Anforderung verstanden, während die Beanspruchung durch die individuellen Reaktionen auf diese Belastung geprägt und durch das Befragen des subjektiven Anstrengungsgrades transparent wird (vgl. Beneke & Hütler, 1998, S. 149; Kellmann & Kallus, 2000, S. 8). Die Höhe der wahrgenommenen Beanspruchung ist auch von der Sportart abhängig (Beneke, 1998, S. 155).

Die Höhe der Belastung ist durch verschiedene Kriterien objektivierbar. Bei einer stufenförmig ansteigenden Fahrradergometrie ist der Beanspruchungsgrad beispielsweise durch das Herzfrequenz- und Blutdruckverhalten oder die Laktatkonzentration messbar. Eine maximale Herzfrequenz von 200 Schlägen pro Minute [ $\text{min}^{-1}$ ] minus Lebensalter oder ein Laktatspiegel von mindestens  $8 \text{ mmol} \cdot \text{l}^{-1}$  gelten hier als Ausbelastungskriterium (Kindermann, 1987b, S. 9). Durch die zusätzliche Erfassung des subjektiven Anstrengungsgrades am Ende jeder Belastungsstufe kann zusätzlich der persönliche Eindruck über die Höhe der Belastung gewonnen werden.

Der subjektive Anstrengungsgrad wird nicht nur bei Ausdauerbelastungen sondern auch im klinisch-rehabilitativen und im fitnessorientierten Krafttraining verwendet (Robertson, 2001a, S. 182 und 2001b, S. 191).

Smith et al. (1993, S. 104) ließen 20 Männer nach jeder Dehnung (statisch bzw. ballistisch; 17 Dehnungen; Häufigkeit: drei Serien; Dehndauer: 60 Sekunden) die lokal wahrgenommene Anstrengung durch die Borg-Skala beurteilen. Hierbei bewerteten die Versuchspersonen sowohl statisches als auch ballistisches Dehnen in der Größenordnung von 14 („etwas schwer“ bis „schwer“) bzw. 13 („etwas schwer“).

Bei Beweglichkeitstests stellt die Schmerzgrenze bzw. Dehngrenze das Ausbelastungskriterium dar. Die so genannte Dehnschwelle ist ein weiteres Krite-

rium zur Erfassung subjektiv wahrgenommener Beanspruchung. Die Dehnschwelle stellt das subjektive Empfinden dar, das zu Beginn des Dehnreizes bzw. der Muskelspannung beim Einnehmen der Dehnposition wahrgenommen wird. Die Dehngrenze stellt den subjektiv wahrgenommenen Übergang vom Dehnreiz zum Dehn- bzw. Muskelschmerz dar (Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 135).

In den folgenden Studien wurde das subjektive Anstrengungsempfinden anhand der Borg-Skala (6–20) erfasst. Die Probanden sollten den in maximaler Dehnposition bzw. an der Schmerzgrenze empfundenen Beanspruchungsgrad (der ischiocruralen Muskulatur) angeben. Es sollte überprüft werden, ob der subjektive Anstrengungsgrad neben der Schmerzgrenze Aussagen über die Höhe der Ausbelastung bei Dehnübungen geben kann und ob er zur Objektivierung der  $BR_{\max}$  und  $F_{\max}$  einsetzbar ist.

Der Parameter wurde nach jeder Einzeldehnung und nach jeder MVC-Messung registriert.

### 3.3.2.3 Treatmentstichprobe

Im ersten Test wurde die *direkte Eigendehnung* (DE) überprüft. Hierbei erfolgte das Einnehmen und Lösen der Dehnposition selbstständig über das Betätigen eines Seilzuges (vgl. Abbildung 16).

Der zweite Test bestand aus einer *indirekten Eigendehnung* (IE). Bei dieser Durchführungsform konnten die Versuchspersonen einen Elektromotor selbstständig bedienen (vgl. Abbildung 14).

Im dritten Test wurde eine *indirekte Fremddehnung* (IF) durchgeführt (vgl. Abbildung 15). Entscheidendes Kriterium dieser Dehnmethode war, dass der Testleiter den Elektromotor bediente und der Proband lediglich durch Zuruf die Intensität der Dehnung steuern konnte (Glück et al., 2002a, S. 68).

Um Interferenzen zwischen den Dehnungsarten auszuschließen, wurden die Versuchsteilnehmer zufällig in drei Gruppen eingeteilt und absolvierten alle drei Tests in randomisierter Reihenfolge.

### 3.3.2.4 Ablauf der Untersuchung

Vor jeder *Gewöhnung* und jedem *Test* sollte zunächst ein Anamnesebogen ausgefüllt werden, der Auskunft über das körperliche Befinden lieferte. Anschließend wurde die Testperson wie in Kapitel 3.3.2.2.3 beschrieben zur EMG-Ableitung präpariert.

Zu Beginn der *Gewöhnungstermine* führen die Probanden zum allgemeinen Aufwärmen 5 Minuten auf dem Fahrradergometer (Belastungsintensität: 1.5 Watt pro Kilogramm Körpergewicht). Im Anschluss wurden die Versuchspersonen durch schriftliche und mündliche Instruktion mit der einzunehmenden

Messposition und der zeitlichen Abfolge der Gewöhnungstermine bekannt gemacht. Zusätzlich bekamen die Probanden eine Einweisung in die Verwendung der Borg-Skala.

Der Proband sollte sich bei den Gewöhnungs- und Testterminen rücklings auf die Fläche der Apparatur legen. Die Schultern wurden dabei in die Bügel eingeführt. Mit Hilfe zweier Klettgurte wurden das Becken und der linke Oberschenkel zwei Zentimeter oberhalb der kranialen Kniescheibenbegrenzung fixiert. An das zu testende rechte Bein wurden seitlich vier Ultraschallmarker angebracht (vgl. Abbildung 18). Der rechte Fuß wurde in eine Orthese geführt, die mit dem Zugseil verbunden wurde. Zur Bestimmung der Beingewichtskraft wurde der Schlitten fußwärts gefahren, um eine Hüftflexion bei gleichzeitiger Knieextension von genau  $45^\circ$  zu erreichen. Das Zugseil wurde mit Hilfe einer angebrachten Wasserwaage und der höhenverstellbaren Umlenkrolle in eine waagerechte Position gebracht. Um auch den Seilwinkel erfassen zu können, wurden zwei Ultraschallmarker im Abstand von zehn Zentimetern am Zugseil angebracht.

Nach der Positionierung auf der Apparatur sollte sechsmal hintereinander die maximale Dehnposition mit der jeweiligen Dehnmethode angesteuert werden. Weiterhin sollte eine submaximale Dehnposition eingenommen werden um diese 45 Sekunden zu halten. Dieser Teil wurde insgesamt dreimal hintereinander durchgeführt. Nach einer kurzen Pause erfolgte abschließend eine Messung der maximalen willkürlichen Kontraktionskraft (MVC) in einer Dehnposition 5 % unterhalb der gemittelten maximalen Gelenkwinkel. Sowohl bei den maximalen, als auch bei den submaximalen Dehnungen und der MVC-Messung sollte das subjektive Anstrengungsempfinden durch die Borg-Skala beurteilt werden. Die Zeitdauer eines Gewöhnungstermins belief sich auf ca. 45 Minuten. Genau eine Woche nach dem dritten Gewöhnungstermin fand der erste Testtermin für jeden Probanden statt.

Ebenso wie bei Magnusson et al. (1998, S. 311) wurden die Probanden aufgefordert, stets die Augen geschlossen zu halten, um jeglichen visuellen Input der unmittelbaren Umgebung auszuschließen.

Bei den folgenden *Tests* sollte aus der Ausgangslage 15mal nacheinander die maximale Bewegungsreichweite angesteuert werden (Marschall 1999, S. 7). Das Bein wurde jeweils bis zur Ausgangsposition von  $45^\circ$  zurückgeführt und 30 Sekunden zur Entlastung abgestellt (vgl. Abbildung 22).

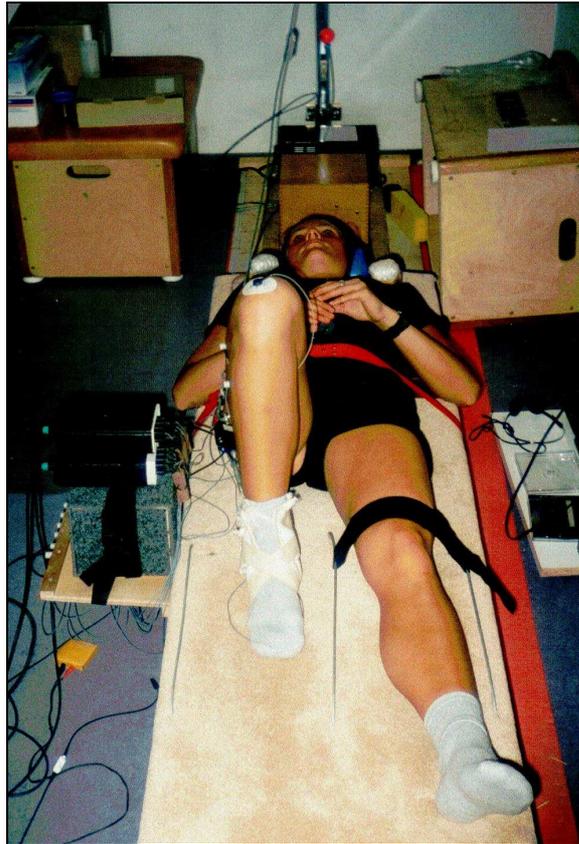


Abbildung 22: Ruheposition zwischen den Einzelmessungen.

Während jeder Einzelmessung wurden die  $BR_{\max}$  an der Schmerzgrenze, die  $F_{\max}$  sowie die  $F_{\text{konst}}$  und  $iEMG_{\max}$  zusammen mit  $iEMG_{\text{konst}}$  erfasst. Am Ende jeder Einzelmessung wurde zusätzlich der subjektive Anstrengungs- bzw. Schmerzgrad registriert. 90 Sekunden nach der 15. Einzelmessung wurde abschließend zur Relativierung der aufgezeichneten und integrierten EMG-Signale die MVC ermittelt. Dazu wurden die erreichten 15 Hüftflexionswinkel (Messung 1–15) gemittelt. Der Proband wurde mit Hilfe des Elektromotors zu einer Position 5 % unterhalb der durchschnittlichen  $BR_{\max}$  gefahren. Auf Anweisung drückte der Proband so fest wie möglich mit gestrecktem Bein gegen den Widerstand des Stahlseiles. Die Kontraktionsdauer betrug 3 Sekunden. Da die Bestimmung der MVC von der Motivation der Versuchsteilnehmer abhängig ist, wurde versucht, die Probanden standardisiert verbal zur maximalen Leistung zu animieren (Klee et al., 1999, S. 250). Auch nach dieser Messung wurde das subjektive Anstrengungs- bzw. Schmerzniveau erfasst. Der gesamte Test dauerte pro Teilnehmer ca. 60 Minuten.

Eine Woche später zur gleichen Uhrzeit erfolgte der nächste Test. Somit sollte gewährleistet sein, dass die Testpersonen immer mit der gleichen Vorbelastung zum Untersuchungstermin kamen und tageszeitliche Schwankungen der

Beweglichkeit möglichst vermieden wurden (Osolin, 1954, S. 145). Abbildung 23 zeigt den Verlauf der gesamten Untersuchung in der Übersicht.

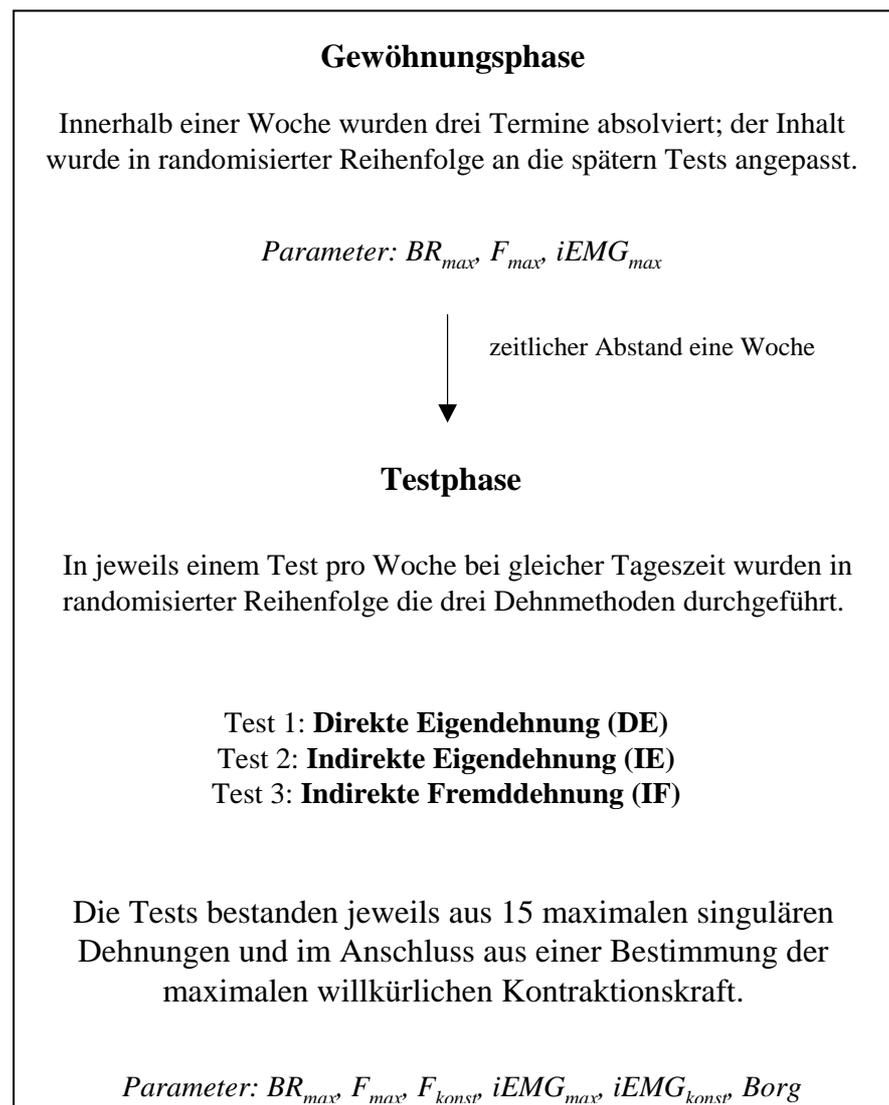


Abbildung 23: Untersuchungsdesign.

### 3.3.2.5 Statistik

Die Datenauswertung erfolgte in Anlehnung an Bortz (1999) mit dem Programm Statistica<sup>®</sup> Version 5.5 für Windows (Stat Soft Tulsa, Oklahoma, USA). Zur deskriptiven Darstellung wurden Häufigkeitsverteilungen, sowie Mittelwerte (M) und Standardabweichungen (SD) berechnet. Die Prüfung auf Normalverteilung der Daten erfolgte mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests mit Lillieforssschranke (Voraussetzung:  $p > 20\%$ ). Die Homogenität der Varianzen wurde mit dem Levene-Test überprüft (Voraussetzung:  $p > 20\%$ ). Bei varianzhomogenen Daten wurde zur Überprüfung signifikanter Gruppenunterschiede die mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung

durchgeführt. Trat bei der Voraussetzungsprüfung auf Varianz/Kovarianzhomogenität (Mauchly-Test) eine Verletzung auf, erfolgte die Korrektur mit dem Huynh-Feldt-Test. Bei einem signifikanten Ergebnis erfolgte post hoc der Scheffé-Test. Trat bei der Voraussetzungsprüfung auf Normalverteilung/

Varianzhomogenität eine Verletzung auf, wurden die Ergebnisse mit Hilfe des Friedman-Tests auf signifikante Gruppenunterschiede geprüft. Signifikante Unterschiede wurden post hoc mit dem Wilcoxon-Test für Paardifferenzen berechnet. Bei gegebener Voraussetzung wurden Paardifferenzen zwischen Wiederholung eins und 15 mit dem t-Test für abhängige Stichproben berechnet. Wurden die Voraussetzungen nicht erfüllt, wurde hierfür der Wilcoxon-Test für Paardifferenzen herangezogen. Der Vergleich unabhängiger Stichproben erfolgte nach Voraussetzungserfüllung mit dem t-Test für unabhängige Stichproben. Bei Nichterfüllung der Voraussetzungen wurde hierfür der Mann-Whitney-U-Test gewählt. Signifikante Zusammenhänge zwischen dem subjektiven Anstrengungsempfinden und der maximalen Bewegungsreichweite bzw. der maximal tolerierten Zugkraft wurden auf Grund der Rangskalierung der Borg-Skala mit der Rangkorrelation nach Spearman berechnet. Die Einschätzung der Korrelation erfolgte in Anlehnung an Bös (1987, S. 123).

Zusätzlich wurde zur Quantifizierung der erzielten Effekte a posteriori für die parametrischen Testverfahren die Effektgröße berechnet. Dieser Wert steht für den Unterschied der mindestens bestehen muss, um von einer praktisch bedeutsamen Differenz sprechen zu können bzw. um die Mindestgröße einer praktisch bedeutsamen Korrelation und Prozentwertdifferenz charakterisieren zu können. Die Formel zur Berechnung ergibt sich aus dem jeweils verwendeten statistischen Testverfahren, ebenso die Einordnung in kleine, mittlere bzw. große Effekte (vgl. Bortz, 1999; Coe, 2000).

Es wurden folgende Signifikanzstufen gewählt (Clauß & Ebner, 1975, S. 189):

$p \leq 0.05$     signifikant    (\*)

$p \leq 0.01$     sehr signifikant    (\*\*)

$p \leq 0.001$     hochsignifikant    (\*\*\*)

### 3.3.3 Statistische Hypothesen

Anhand der in Kapitel 3.3.1 formulierten Fragestellungen ergeben sich folgende Hypothesen.

H<sub>1</sub>: Die maximale Bewegungsreichweite vergrößert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die *Eigendehnung* ist effektiver als die *Fremddehnung*.

- H<sub>2</sub>: Die maximal tolerierte Zugkraft (Dehnungsspannung) erhöht sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die *Eigendehnung* ist effektiver als die *Fremddehnung*.
- H<sub>3</sub>: Die Zugkraft (Dehnungsspannung) bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die Reduktion ist bei der *Eigendehnung* deutlicher als bei der *Fremddehnung*.
- H<sub>4</sub>: Die integrierte maximale Muskelaktivität verringert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die *Eigendehnung* ist effektiver als die *Fremddehnung*.
- H<sub>5</sub>: Die integrierte Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die Reduktion ist bei der *Eigendehnung* deutlicher als bei der *Fremddehnung*.
- H<sub>6</sub>: Es besteht ein positiv korrelierender Zusammenhang zwischen der Ausprägung der maximalen Bewegungsreichweite bzw. maximal tolerierten Zugkraft und der Höhe des subjektiven Anstrengungsgrades.
- H<sub>7</sub>: Durch 15 maximale singuläre Dehnungen ist a) ab einem bestimmten Zeitpunkt keine signifikante Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite zu verzeichnen; es kommt in der Erhöhung zu einer Abflachung der Kurve („Effektivitätsoptimum“) und b) das „Effektivitätsoptimum“ wird bei der *Eigendehnung* früher erreicht als bei der *Fremddehnung*.

### 3.4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse in Bezug zu den Hypothesen dargestellt. Dabei wird zunächst bei jedem Parameter auf dessen Veränderung durch 15 singuläre Dehnungen eingegangen. Im Anschluss erfolgt die Darstellung der Gruppenunterschiede zwischen den drei Durchführungsformen. Neben der Darstellung der Gesamtstichprobe erfolgt weiterhin eine geschlechtsspezifische Betrachtung.

In Tabelle 12 sind die Messergebnisse für die Parameter  $BR_{\max}$ ,  $F_{\max}$ ,  $F_{\text{konst}}$ ,  $iEMG_{\max}$  und  $iEMG_{\text{konst}}$  der ersten und letzten Wiederholung sowie die Differenz zwischen der ersten und 15. Einzelmessung für die Gesamtstichprobe dargestellt.

Tabelle 12: Erfasste Parameter (1. und 15. Messung) und deren Differenz (Diff.) in Abhängigkeit von der Dehnungsart bei der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ;  $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung			Indirekte Eigendehnung			Indirekte Fremddehnung		
	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.
<b>BR<sub>max</sub> [°]</b>	104.1±10.9	113.0±12.4	8.9	100.3±11.5	108.4±12.4	8.1	99.4±12.5	108.3±12.9	8.9
<b>F<sub>max</sub> [N]</b>	165.0±49.2	184.9±47.4	19.9	168.6±41.4	191.0±60.4	22.4	171.4±50.9	192.9±59.2	21.5
<b>F<sub>konst</sub> [N]</b>	169.3±55.7	133.4±40.3	35.9	172.2±47.6	136.9±48.7	35.3	184.5±60.2	143.6±57.1	40.9
<b>iEMG<sub>max</sub> [% MVC]</b>	8.3±6.4	7.3±5.1	1.0	9.8±6.9	11.8±10.1	2	9.8±8.1	8.5±5.9	1.3
<b>iEMG<sub>konst</sub> [% MVC]</b>	9.5±8.1	6.1±3.9	3.4	11.2±7.6	8.6±6.1	2.6	10.8±7.7	8.6±5.9	2.2

In Tabelle 13 sind die Messergebnisse für die gleichen Parameter bei der ersten und letzten Wiederholung sowie die Differenz der 15 Einzelmessungen für die männliche Stichprobe dargestellt.

Tabelle 13: Erfasste Parameter (1. und 15. Messung) und deren Differenz (Diff.) in Abhängigkeit von der Dehnungsart bei der männlichen Stichprobe ( $n = 16$ ;  $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung			Indirekte Eigendehnung			Indirekte Fremddehnung		
	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.
<b>BR<sub>max</sub> [°]</b>	100.4±9.9	109.1±12.4	8.7	96.3±10.5	104.1±12.1	7.8	95.4±13.0	104.2±13.5	8.8
<b>F<sub>max</sub> [N]</b>	174.0±49.7	194.5±48.0	20.5	181.4±34.2	201.4±61.3	20.0	182.8±53.5	208.8±61.6	26.0
<b>F<sub>konst</sub> [N]</b>	189.4±54.0	153.9±40.6	35.5	195.1±34.2	156.6±55.2	38.5	212.9±58.7	179.5±50.2	33.4
<b>iEMG<sub>max</sub> [% MVC]</b>	7.3±5.2	6.8±4.4	0.5	9.3±7.5	11.2±11.0	1.9	10.1±9.6	8.2±6.2	1.9
<b>iEMG<sub>konst</sub> [% MVC]</b>	8.6±6.6	6.3±4.1	2.3	12.2±9.5	10.4±7.9	1.8	11.4±9.2	10.0±7.2	1.4

In Tabelle 14 sind die Messergebnisse für die gleichen Parameter bei der ersten und letzten Wiederholung sowie die Differenz der 15 Einzelmessungen für die weibliche Stichprobe dargestellt.

Tabelle 14: Erfasste Parameter (1. und 15. Messung) und deren Differenz (Diff.) in Abhängigkeit von der Dehnungsart bei der weiblichen Stichprobe ( $n = 11$ ;  $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung			Indirekte Eigendehnung			Indirekte Fremddehnung		
	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.	1. Wdh.	15. Wdh.	Diff.
<b>BR<sub>max</sub></b> [°]	109.6±10.2	118.6±10.5	9.0	106.1±10.7	114.6±10.4	8.5	105.2±9.3	114.2±9.8	9.0
<b>F<sub>max</sub></b> [N]	151.9±47.7	171.0±45.1	19.1	150.1±45.4	175.9±58.5	25.8	154.9±44.1	169.7±49.5	14.8
<b>F<sub>konst</sub></b> [N]	146.2±51.8	110.1±26.0	36.1	146.0±49.3	114.5±29.6	31.5	151.9±46.0	102.6±31.8	49.3
<b>iEMG<sub>max</sub></b> [% MVC]	9.8±7.9	7.9±6.2	1.9	10.6±6.2	12.5±9.2	1.9	9.3±5.7	8.9±5.6	0.4
<b>iEMG<sub>konst</sub></b> [% MVC]	10.7±10.6	5.9±4.1	4.8	10.1±5.2	6.8±3.2	3.3	10.2±6.5	6.7±3.0	3.5

### 3.4.1 Maximale Bewegungsreichweite

Aus Tabelle 12 ist ersichtlich, dass sich die maximale Bewegungsreichweite durch *direkte Eigendehnung* ( $t = - 8.86$ ;  $FG = 26.0$ ) und *indirekte Fremddehnung* ( $t = - 7.54$ ;  $FG = 26.0$ ) jeweils um 9 % vergrößert hat ( $p \leq 0.001$ ). Die errechneten Effektgrößen konnten jeweils als stark beurteilt werden ( $d' = 2.4$  bzw.  $d' = 2.0$ ). Die *indirekte Eigendehnung* bewirkte eine Erhöhung um 8 % ( $t = - 7.99$ ;  $FG = 26.0$ ;  $p \leq 0.001$ ), was ebenfalls einen großen Effekt zur Folge hatte ( $d' = 2.2$ ). Zwischen den drei Durchführungsformen bestand bezüglich dieser Veränderung jedoch kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Glück et al., 2002a; siehe Abbildung 24).

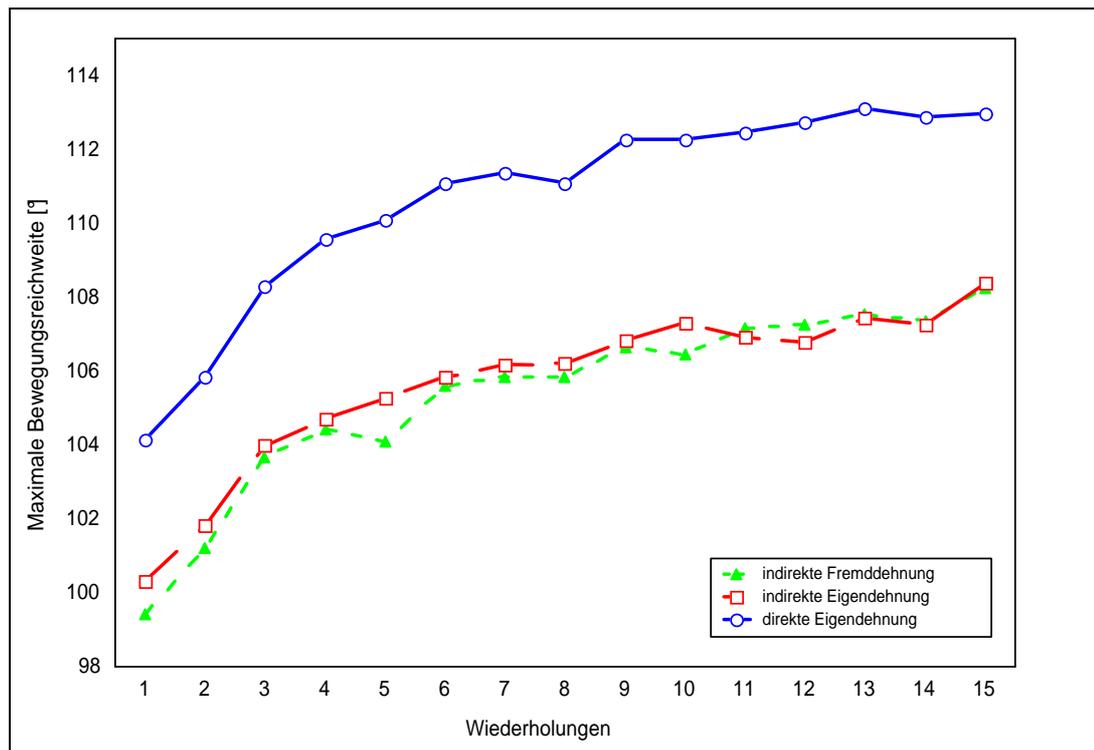


Abbildung 24: Veränderung der maximalen Bewegungsreichweite in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart ( $n = 27$ ; mod. nach Glück et al., 2002a).

Tabelle 15: Maximale Bewegungsreichweite [°] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung	Indirekte Eigendehnung	Indirekte Fremddehnung
<b>Gesamtstichprobe</b>	110.7±12.5	105.7±12.2	105.4±12.2
<b>Männer</b>	106.1±12.3	101.4±11.5	101.3±12.6
<b>Frauen</b>	117.3±9.8	111.9±10.9	111.3±9.2

Im Durchschnitt war die maximale Bewegungsreichweite bei *direkter Eigendehnung* jeweils 5 % bei großem Effekt höher als bei den *indirekten* Verfahren [ $F(2,52) = 14.47$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $f = 0.75$ ]. Diese unterschieden sich nicht voneinander (vgl. Tabelle 15).

Der erste Wert bei *direkter Eigendehnung* lag bereits  $3.8^\circ$  (4 %) höher als bei *indirekter Eigendehnung* [ $F(2,52) = 9.00$ ;  $p \leq 0.01$ ] und  $4.7^\circ$  (5 %) über dem bei *indirekter Fremddehnung* [ $F(2,52) = 9.00$ ;  $p \leq 0.001$ ]. Die berechneten Effekte waren jeweils groß [ $f = 0.79$  bzw.  $f = 0.72$ ]. Der Ausgangswinkel bei *indirekter Eigendehnung* war mit  $0.9^\circ$  (1 %) lediglich tendenziell höher als bei *indirekter Fremddehnung*. Aus Abbildung 24 wird ersichtlich, dass die Bewe-

gungsreichweite bei *direkter Eigendehnung* generell oberhalb der beiden indirekten Verfahren lag.

Sowohl bei der männlichen als auch bei der weiblichen Stichprobe (vgl. Tabelle 13 und Tabelle 14) vergrößerte sich bei allen drei Durchführungsformen die Bewegungsreichweite signifikant [ $\text{♂}$ : *DE* 9 % ( $t = - 8.08$ ;  $FG = 15.0$ ;  $p \leq 0.001$ ), *IE* 8 % ( $t = - 6.22$ ;  $FG = 15.0$ ;  $p \leq 0.001$ ), *IF* 9 % ( $t = - 5.42$ ;  $FG = 15.0$ ;  $p \leq 0.001$ );  $\text{♀}$ : *DE* 8 % ( $t = - 4.62$ ;  $FG = 10.0$ ;  $p \leq 0.01$ ), *IE* 8 % ( $t = - 4.84$ ;  $FG = 10.0$ ;  $p \leq 0.01$ ), *IF* 9 % ( $t = - 5.10$ ;  $FG = 10.0$ ;  $p \leq 0.001$ )]. Sowohl bei der männlichen als auch bei der weiblichen Stichprobe konnten die berechneten Effekte als stark beurteilt werden [ $\text{♂}$ : *DE* ( $d' = 2.86$ ), *IE* ( $d' = 2.19$ ), *IF* ( $d' = 1.9$ );  $\text{♀}$ : *DE* ( $d' = 1.94$ ), *IE* ( $d' = 2.08$ ), *IF* ( $d' = 2.15$ )]. Bezüglich der Verbesserung zwischen den drei Dehnmethoden konnte kein signifikanter geschlechtsspezifischer Gruppenunterschied festgestellt werden. Die mittlere Ausprägung der Bewegungsreichweite war bei den Frauen generell höher als bei den Männern [vgl. Tabelle 15; *DE* 11 % ( $t = - 2.53$ ;  $FG = 25.0$ ;  $p \leq 0.05$ ), *IE* 10 % ( $t = - 2.37$ ;  $FG = 25.0$ ;  $p \leq 0.05$ ), *IF* 10 % ( $t = - 2.24$ ;  $FG = 25.0$ ;  $p \leq 0.05$ )]. Die Effekte waren jeweils stark ( $\varepsilon = 1.01$ ,  $\varepsilon = 0.95$ ,  $\varepsilon = 0.91$ ). Hinsichtlich der ersten Messwerte konnte bei allen drei Dehnmethoden ein geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden [*DE* 9 % ( $t = - 2.37$ ;  $FG = 25.0$ ;  $p \leq 0.001$ ), *IE* 10 % ( $t = - 2.38$ ;  $FG = 25.0$ ;  $p \leq 0.05$ ), *IF* 10 % ( $t = - 2.16$ ;  $FG = 25.0$ ;  $p \leq 0.05$ )]. Es konnten jeweils große Effekte berechnet werden ( $\varepsilon = 0.92$ ,  $\varepsilon = 0.92$ ,  $\varepsilon = 0.87$ ). Der Parameter war bei den Frauen generell höher ausgeprägt als bei der männlichen Stichprobe.

### 3.4.2 Maximal tolerierte Zugkraft

Aus Tabelle 12 wird deutlich, dass sich die maximal tolerierte Zugkraft bei *direkter Eigendehnung* um 12 % erhöhte ( $t = - 4.29$ ;  $FG = 26.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Die berechnete Effektgröße lag bei  $d' = 1.19$ . Sowohl bei *indirekter Eigendehnung* ( $t = - 3.11$ ;  $FG = 26.0$ ;  $p \leq 0.01$ ) als auch *indirekter Fremddehnung* ( $t = - 4.07$ ;  $FG = 26.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) stieg sie um 13 % und zeigte jeweils einen großen Effekt ( $d' = 0.84$  bzw.  $d' = 1.12$ ). Zwischen den drei Durchführungsformen bestand jedoch bezüglich dieser Veränderung kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Abbildung 25).

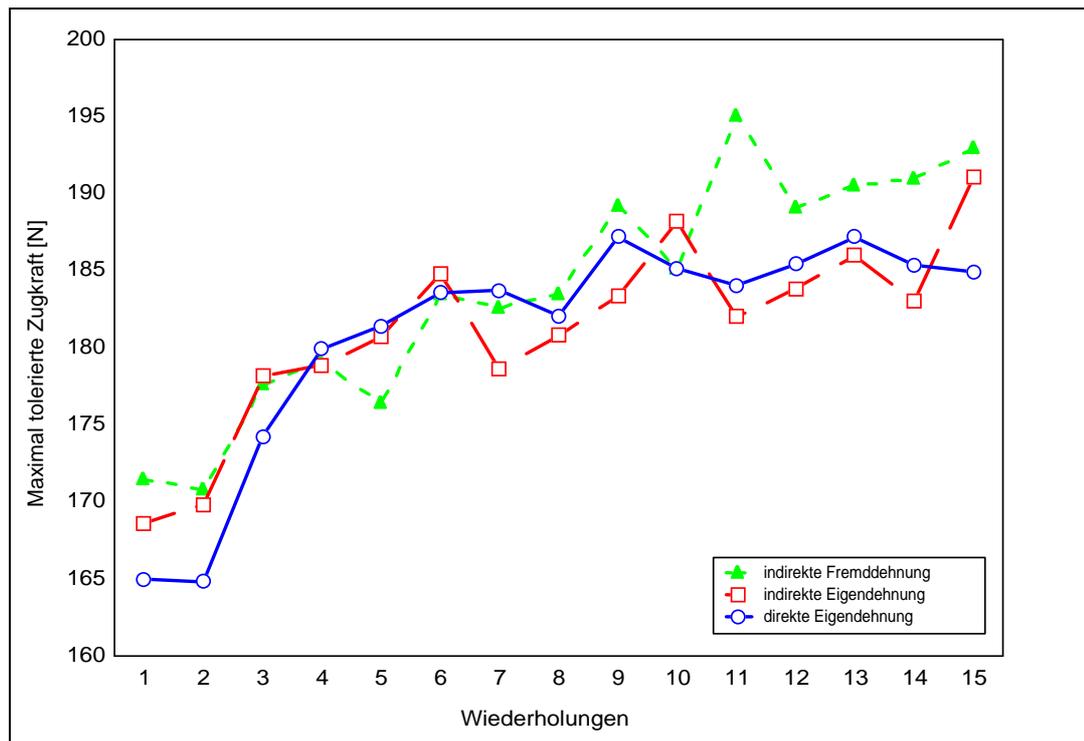


Abbildung 25: Veränderung der maximal tolerierten Zugkraft in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart ( $n = 27$ ; mod. nach Glück et al., 2002a).

Tabelle 16: Maximal tolerierte Zugkraft [N] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung	Indirekte Eigendehnung	Indirekte Fremddehnung
<b>Gesamtstichprobe</b>	180.9±50.0	181.2±54.5	189.3±55.2
<b>Männer</b>	187.2±49.7	191.7±52.8	204.4±56.2
<b>Frauen</b>	171.8±51.4	165.9±55.8	167.5±47.8

Tabelle 17: Relativierte Werte der maximal tolerierten Zugkraft bei Männern ( $n = 16$ ) und Frauen ( $n = 11$ ) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung	Indirekte Eigendehnung	Indirekte Fremddehnung
<b>Männer</b>	2.70	2.75	2.95
<b>Frauen</b>	2.81	2.72	2.74

Im Mittel gab es keinen Unterschied zwischen den drei Dehnformen (vgl. Tabelle 16). Die *Eigendehnungen* differierten um 2 %, die *indirekten Verfahren*

ren um 4 % und *direkte Eigendehnung* zu *indirekter Fremddehnung* um 5 %. Der Vergleich der jeweils ersten Messwerte führte auch zu keinem signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen. Bei *direkter Eigendehnung* lag der Ausgangswert 3.6 N (2 %) tiefer als bei *indirekter Eigendehnung* und 6.4 N (4 %) unterhalb von *indirekter Fremddehnung*. Der erste Kraftwert bei *indirekter Eigendehnung* war nur 2.8 N (2 %) tiefer als bei *indirekter Fremddehnung*.

Beide Geschlechter (vgl. Tabelle 13 und Tabelle 14) erhöhten die maximal tolerierte Zugkraft [ $\text{♂}$ : *DE* 12 % ( $t = -3.01$ ;  $FG = 15.0$ ;  $p \leq 0.01$ ;  $d' = 1.08$ ), *IE* 11 %, *IF* 14 % ( $t = -3.37$ ;  $FG = 15.0$ ;  $p \leq 0.01$ ;  $d' = 1.17$ );  $\text{♀}$ : *DE* 13 % ( $t = -3.15$ ;  $FG = 10.0$ ;  $p \leq 0.05$ ;  $d' = 1.36$ ), *IE* 17 % ( $t = -2.75$ ;  $FG = 10.0$ ;  $p \leq 0.05$ ;  $d' = 1.17$ ), *IF* 10 % ( $t = -2.33$ ;  $FG = 10.0$ ;  $p \leq 0.05$ ;  $d' = 0.89$ )]. Alle Veränderungen waren durch einen starken Effekt begleitet. Bezüglich des Anstieges konnte zwischen den drei Dehnmethoden kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Im Durchschnitt war die maximal tolerierte Zugkraft der Männer bei allen drei Dehnformen tendenziell höher als bei den Frauen (vgl. Tabelle 16; *DE* 9 %, *IE* 16 %, *IF* 22 %). Die an der jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse relativierten Zugkraftwerte (vgl. Tabelle 17) waren bei den Frauen zumindest bei *direkter Eigendehnung* tendenziell höher (4 %), ansonsten lagen die Werte der Männer geringfügig über den Frauen (*IE* 1 %, *IF* 8 %). Hinsichtlich der ersten Messwerte konnte kein signifikanter geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden, obwohl die Zugkraft der Frauen jeweils weniger stark ausgeprägt war (*DE* - 13 %, *IE* - 17 %, *IF* - 15 %).

### 3.4.3 Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel

Die Zugkraft bei konstantem Winkel ( $BR_{\max}$  bei Wiederholung eins; vgl. Tabelle 12) nahm durch *direkte Eigendehnung* um 21 % ab ( $t = 6.59$ ;  $FG = 14.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) und zeigte einen großen Effekt ( $d' = 2.36$ ). Bei *indirekter Eigendehnung* betrug die Reduktion 20 % ( $t = 5.90$ ;  $FG = 4.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) bei ebenfalls starkem Effekt ( $d' = 2.21$ ). Durch *indirekte Fremddehnung* konnte eine Verringerung von 22 % ( $t = 7.00$ ;  $FG = 14.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) erzeugt und ein großer Effekt berechnet werden ( $d' = 2.61$ ). Zwischen den drei Dehnmethoden bestand demnach kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Abbildung 26).

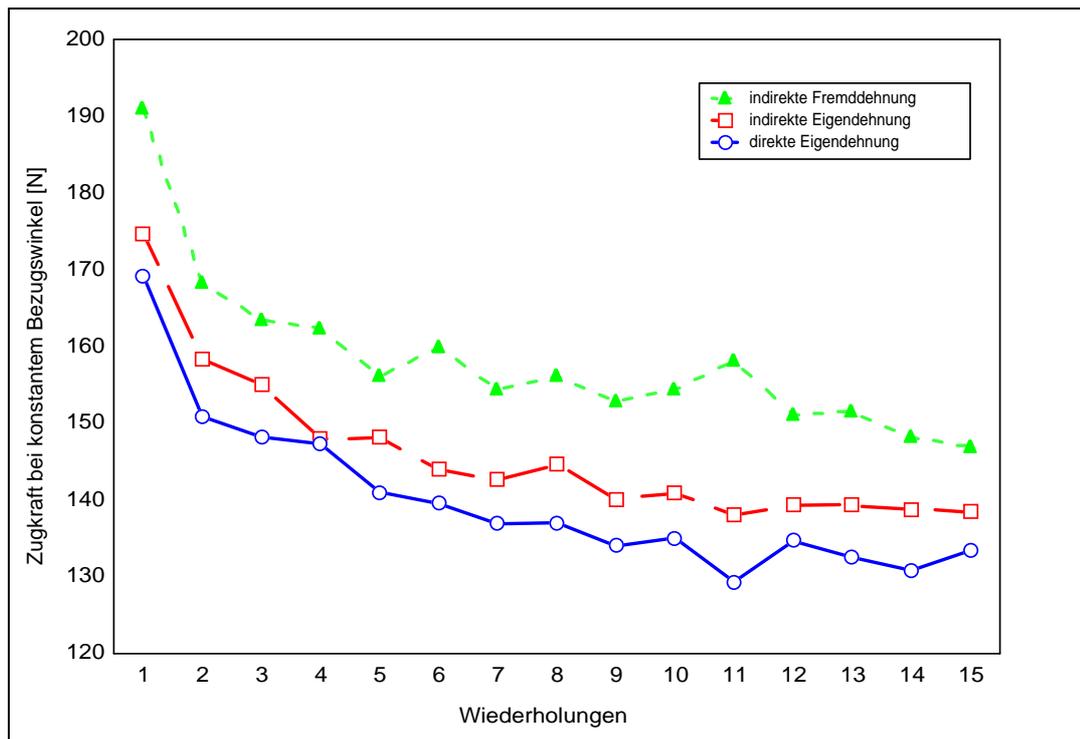


Abbildung 26: Veränderung der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart ( $n = 27$ ; mod. nach Glück et al., 2002a).

Tabelle 18: Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung [N] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung	Indirekte Eigendehnung	Indirekte Fremddehnung
<b>Gesamtstichprobe</b>	140.0±41.9	146.0±47.4	158.3±65.6
<b>Männer</b>	158.0±43.2	163.4±46.0	190.2±55.2
<b>Frauen</b>	119.4±31.6	122.9±41.9	121.2±31.0

Tabelle 19: Relativierte Werte der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel bei Männern ( $n = 16$ ) und Frauen ( $n = 11$ ) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung	Indirekte Eigendehnung	Indirekte Fremddehnung
<b>Männer</b>	2.28	2.35	2.74
<b>Frauen</b>	1.95	2.01	1.98

Im Mittel konnte zwischen den drei Dehnformen kein Unterschied berechnet werden (vgl. Tabelle 18). Beim Vergleich der jeweiligen Ausgangswerte lag die Zugkraft bei *direkter Eigendehnung* 2.9 N (2 %) niedriger als bei *indirekter Eigendehnung* und 15.2 N (8 %) niedriger als bei *indirekter Fremddehnung*. Die beiden *indirekten* Verfahren differierten um 12.3 N (7 %), wobei der Wert bei *indirekter Eigendehnung* tiefer lag. Für die Werte der ersten Wiederholung bestand kein signifikanter Gruppenunterschied. Aus Abbildung 26 wird ersichtlich, dass die Zugkraft bei konstantem Winkel bei *indirekter Fremddehnung* generell am höchsten und bei *direkter Eigendehnung* am tiefsten ausgeprägt war.

Bei geschlechtsspezifischer Betrachtung (vgl. Tabelle 13 und Tabelle 14) verringerten sowohl die Frauen als auch die Männer die Zugkraft bei konstantem Winkel statistisch nachweisbar [ $\text{♂}$ : *DE* 19 % ( $t = 5.94$ ;  $FG = 7.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 3.07$ ), *IE* 20 % ( $t = 8.06$ ;  $FG = 7.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 2.24$ ), *IF* 16 % ( $t = 3.77$ ;  $FG = 7.0$ ;  $p \leq 0.01$ ;  $d' = 1.92$ );  $\text{♀}$ : *DE* 25 % ( $t = 3.62$ ;  $FG = 6.0$ ;  $p \leq 0.05$ ;  $d' = 1.94$ ), *IE* 22 % ( $t = 3.59$ ;  $FG = 6.0$ ;  $p \leq 0.05$ ;  $d' = 1.93$ ), *IF* 32 % ( $t = 7.56$ ;  $FG = 6.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 4.1$ )]. Alle Veränderungen entsprachen einem starken Effekt. Bezüglich der Verringerung konnte zwischen den drei Dehnmethoden kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Durchschnittlich waren die Messwerte der Männer bei den drei Dehnmethoden tendenziell bzw. nachweislich höher als die der Frauen [vgl. Tabelle 18; *DE* 32 %; *IE* 33 %; *IF* 57 % ( $t = 2.71$ ;  $FG = 11.0$ ;  $p \leq 0.05$ )]. Der berechnete Effekt war stark ( $\epsilon = 1.54$ ). Die an der jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse relativierten Zugkraftwerte (vgl. Tabelle 19) waren bei den Männern jeweils nur tendenziell höher (*DE* 48 %, *IE* 17 %, *IF* 38 %). Im Hinblick auf die Ausgangswerte konnten folgende geschlechtsspezifischen Unterschiede nachgewiesen werden: *direkte Eigendehnung* 23 %, *indirekte Eigendehnung* 25 % ( $t = 2.27$ ;  $FG = 13.0$ ;  $p \leq 0.05$ ) und *indirekte Fremddehnung* 29 % ( $t = 2.21$ ;  $FG = 13.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Die errechneten Effektgrößen lagen jeweils bei  $\epsilon = 1.16$ , wobei die Werte der Frauen grundsätzlich niedriger waren als die der Männer.

#### 3.4.4 Muskelaktivität bei maximaler Dehnung

Bei der Gesamtstichprobe (vgl. Tabelle 12) veränderte sich der Parameter durch keine Dehnform (*DE* - 12 %, *IE* + 20 %, *IF* - 13 %). Bezüglich der Veränderung zwischen den drei Dehnmethoden konnte kein statistisch nachweisbarer Gruppenunterschied nachgewiesen werden (vgl. Abbildung 27).

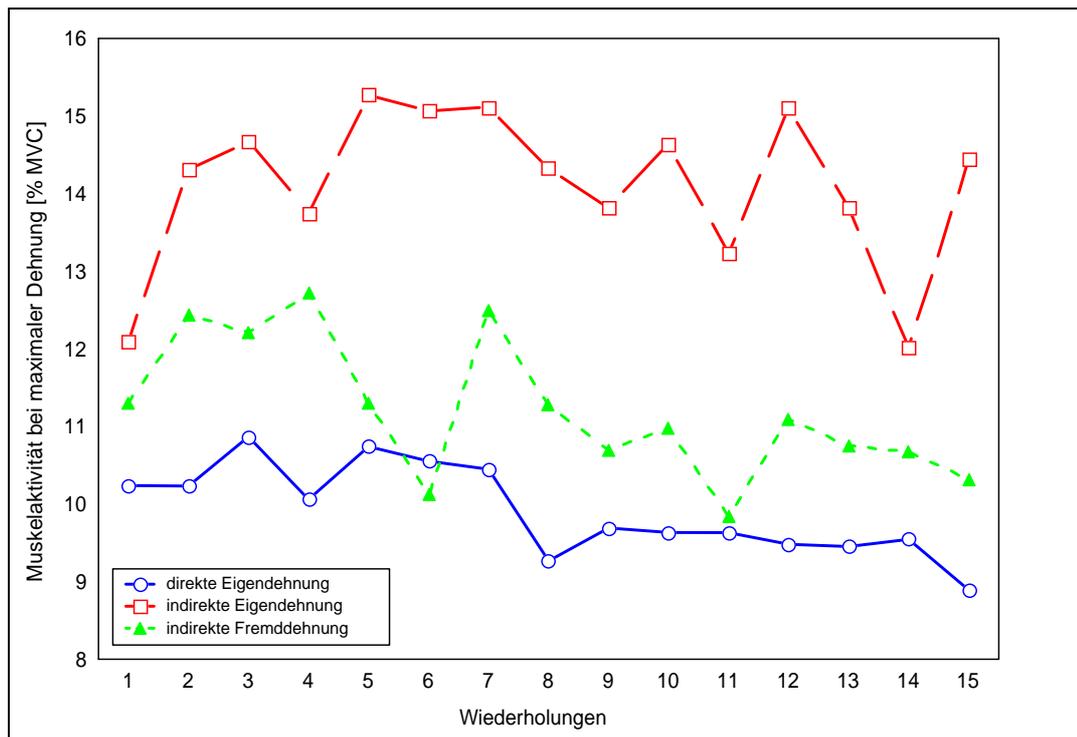


Abbildung 27: Veränderung der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart ( $n = 27$ ).

Tabelle 20: Muskelaktivität bei maximaler Dehnung [% MVC] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung	Indirekte Eigendehnung	Indirekte Fremddehnung
<b>Gesamtstichprobe</b>	8.4±6.0	11.9±9.1	10.3±6.8
<b>Männer</b>	7.6±5.1	11.7±10.6	10.7±8.0
<b>Frauen</b>	9.4±7.1	12.0±7.4	9.6±4.4

Im Durchschnitt (vgl. Tabelle 20) war die maximale Muskelaktivität bei *direkter Eigendehnung* 18 % tiefer als bei *indirekter Fremddehnung* ( $T = 45.0$ ;  $Z = 2.24$ ;  $p \leq 0.05$ ) und lag 29 % unterhalb der *indirekten Eigendehnung* ( $T = 50.0$ ;  $Z = 2.05$ ;  $p \leq 0.05$ ). Die beiden *indirekten* Verfahren differierten nicht (-13 %). Der erste Wert bei *direkter Eigendehnung* war 15 % geringer ausgeprägt als bei *indirekter Eigen- und Fremddehnung*. Die Ausgangswerte bei *indirekter Eigen- und Fremddehnung* waren gleich. Zwischen den drei Dehnformen ergaben sich keine signifikanten Gruppenunterschiede. Generell lag die maximale Muskelaktivität bei *direkter Eigendehnung* jedoch deutlich unterhalb der bei *indirekter Eigendehnung* und tendenziell tiefer als die bei *indirekter Fremddehnung* (vgl. Abbildung 27).

Sowohl bei der weiblichen als auch der männlichen Stichprobe (vgl. Tabelle 13 und Tabelle 14), veränderte sich die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung in keinem Fall signifikant ( $\text{♂}$ :  $DE - 7\%$ ,  $IE + 20\%$ ,  $IF - 19\%$ ;  $\text{♀}$ :  $DE - 19\%$ ,  $IE + 18\%$ ,  $IF - 4\%$ ). Diesbezüglich konnte zwischen den drei Dehnmethoden sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Die mittlere Ausprägung der Muskelaktivität ergab bei keiner Dehnform geschlechtsspezifische Differenzen (vgl. Tabelle 20; Männer zu Frauen:  $DE - 19\%$ ,  $IE - 3\%$ ,  $IF + 11\%$ ). Zusätzlich konnten bei den Ausgangswerten keine geschlechtsspezifischen Differenzen nachgewiesen werden (Männer zu Frauen:  $DE - 26\%$ ,  $IE - 12\%$ ,  $IF + 9\%$ ).

### 3.4.5 Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel

Tabelle 12 zeigt, dass sich die Muskelaktivität bei konstantem Winkel ( $BR_{\max}$  bei Wiederholung eins) durch *direkte Eigendehnung* um 36 % verringerte ( $T = 0.00$ ;  $Z = 2.80$ ;  $p \leq 0.01$ ). Bei *indirekter Eigendehnung* konnte eine Reduktion von 23 % erzeugt werden ( $T = 15.00$ ;  $Z = 2.35$ ;  $p \leq 0.05$ ) und durch *indirekte Fremddehnung* nahm die Muskelaktivität bei konstantem Winkel um 20 % ab ( $t = 2.30$ ;  $FG = 12.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Somit konnte ein kleiner Effekt berechnet werden ( $d' = 0.49$ ). Zwischen den drei Gruppen wurde bezüglich dieser Entwicklung kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen (vgl. Abbildung 28).

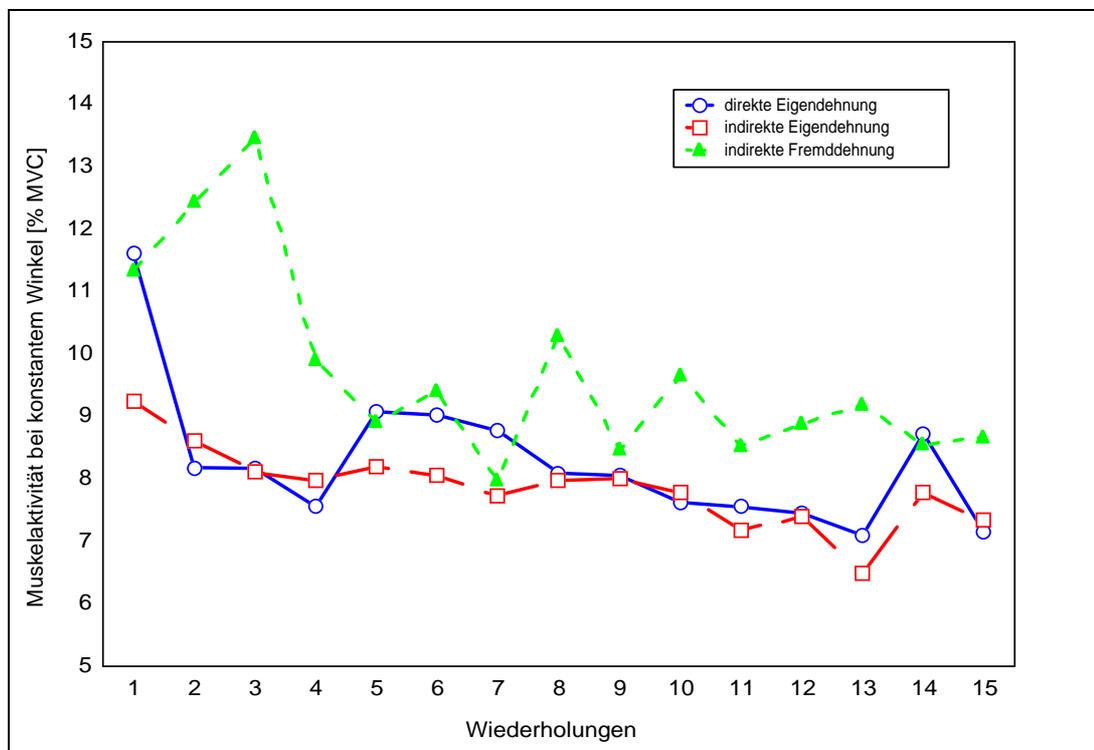


Abbildung 28: Veränderung der Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung in Abhängigkeit von der Wiederholungszahl und Dehnungsart ( $n = 27$ ).

Tabelle 21: Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils 1. Wiederholung [% MVC] der Gesamtstichprobe ( $n = 27$ ), sowie der männlichen ( $n = 16$ ) und weiblichen ( $n = 11$ ) Teilstichproben bei den Dehnungsarten ( $M \pm SD$ ).

	Direkte Eigendehnung	Indirekte Eigendehnung	Indirekte Fremddehnung
Gesamtstichprobe	7.6±5.3	8.9±6.4	8.7±5.0
Männer	7.4±4.7	10.2±8.0	9.9±6.2
Frauen	7.7±6.5	6.8±2.5	7.3±3.1

Im Mittel unterschieden sich die drei Durchführungsformen nicht voneinander (vgl. Tabelle 21). *Direkte Eigendehnung* war 15 % bzw. 13 % tiefer als *indirekte Eigen- und Fremddehnung*, die *indirekten* Verfahren differierten um 2 %. Der erste gemessene Wert bei *direkter Eigendehnung* war 15 % bzw. 12 % tiefer als bei *indirekter Eigendehnung* und *indirekter Fremddehnung*. *Indirekte Eigen- und Fremddehnung* unterschieden sich um 4 %. Es konnte kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden. Die *indirekte Fremddehnung* war tendenziell höher ausgeprägt als die beiden *Eigendehnungen* (vgl. Abbildung 28).

Bei der männlichen und bei der weiblichen Stichprobe (vgl. Tabelle 13 und Tabelle 14) reduzierte sich die Muskelaktivität bei konstantem Winkel bei allen drei Durchführungsformen [ $\text{♂}$ : *DE* 27 % ( $t = 4.12$ ;  $FG = 4.0$ ;  $p \leq 0.05$ ), *IE* 15 %, *IF* 12 %;  $\text{♀}$ : *DE* 45 % ( $T = 0.00$ ;  $Z = 2.02$ ;  $p \leq 0.05$ ), *IE* 33 %, *IF* 34 % ( $T = 0.00$ ;  $Z = 2.20$ ;  $p \leq 0.05$ )]. Die Veränderung der männlichen Stichprobe bei *direkter Eigendehnung* entsprach einem großen Effekt ( $d' = 1.25$ ). Bezüglich der Veränderung zwischen den drei Dehnmethoden konnte kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Die mittlere Ausprägung differierte bei keiner Dehnform geschlechtsspezifisch (vgl. Tabelle 21; Männer zu Frauen: *DE* + 4 %, *IE* - 33 %, *IF* - 26 %). Die Ausgangswerte differierten für keine Dehnmethode geschlechtsspezifisch signifikant (Männer zu Frauen: *DE* - 20 %, *IE* + 21 %, *IF* + 12 %).

### 3.4.6 Subjektiver Anstrengungsgrad

Der subjektive Anstrengungsgrad bei maximaler Dehnung wurde im Mittel bei  $17.4 \pm 2$  („sehr schwer“) angegeben. In Abbildung 29 wird bei den einzelnen Probanden der subjektive Anstrengungsgrad bei maximaler Dehnung ( $BR_{\max}$ ) dargestellt.

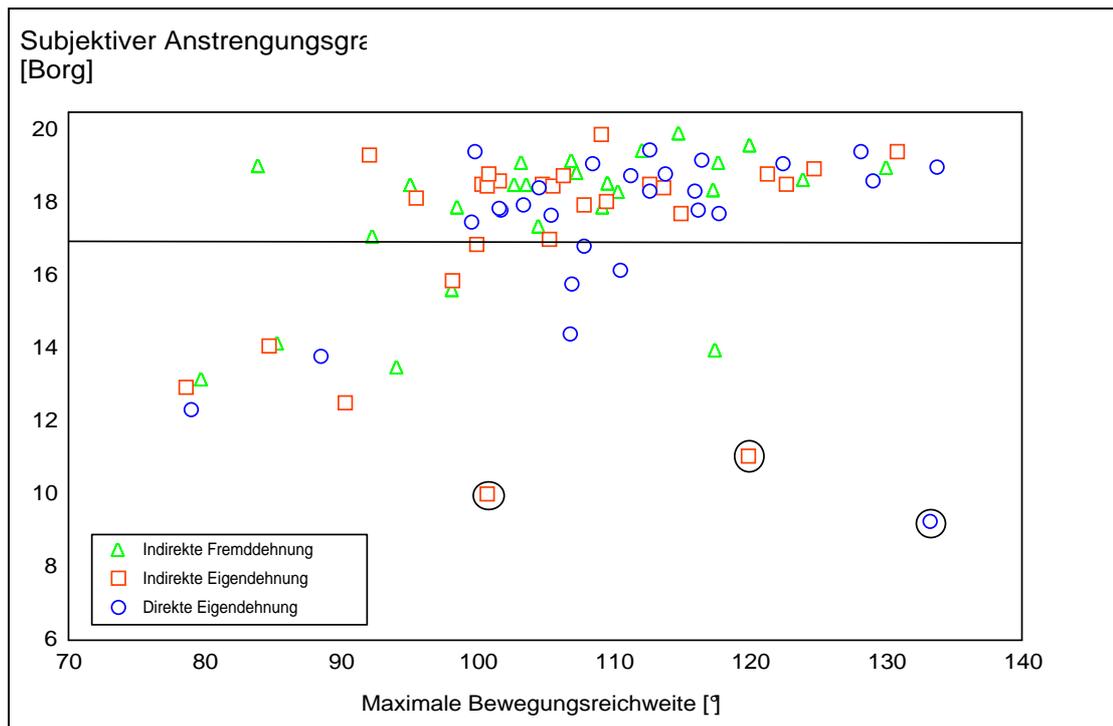


Abbildung 29: Maximale Bewegungsreichweite und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 15 Wiederholungen) der einzelnen Probanden ( $n = 27$ ) bei den jeweiligen Dehnungsarten (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).

Die Bewertung des subjektiven Anstrengungsempfindens betrug bei *direkter Eigendehnung*  $17.4 \pm 2.2$  („sehr schwer“), bei *indirekter Eigendehnung*  $17.1 \pm 2.7$  und bei *indirekter Fremddehnung*  $17.6 \pm 2.0$ .

Bei *indirekter Eigendehnung* konnte ein geringer Zusammenhang zwischen der maximalen Bewegungsreichweite und dem subjektiven Anstrengungsgrad hergestellt werden ( $r = 0,42$ ;  $p \leq 0,05$ ) werden. Bei *indirekter Fremddehnung* war der Zusammenhang zwischen beiden Messgrößen gering ( $r = 0,52$ ;  $p \leq 0,01$ ).

Bei allen drei Dehnmethoden gaben Frauen und Männer trotz deutlicher Unterschiede in der maximalen Bewegungsreichweite den gleichen subjektiven Anstrengungsgrad an (17 bzw. 18).

In Abbildung 30 wird bei den einzelnen Probanden der subjektive Anstrengungsgrad bei maximaler Dehnung ( $F_{\max}$ ) dargestellt.

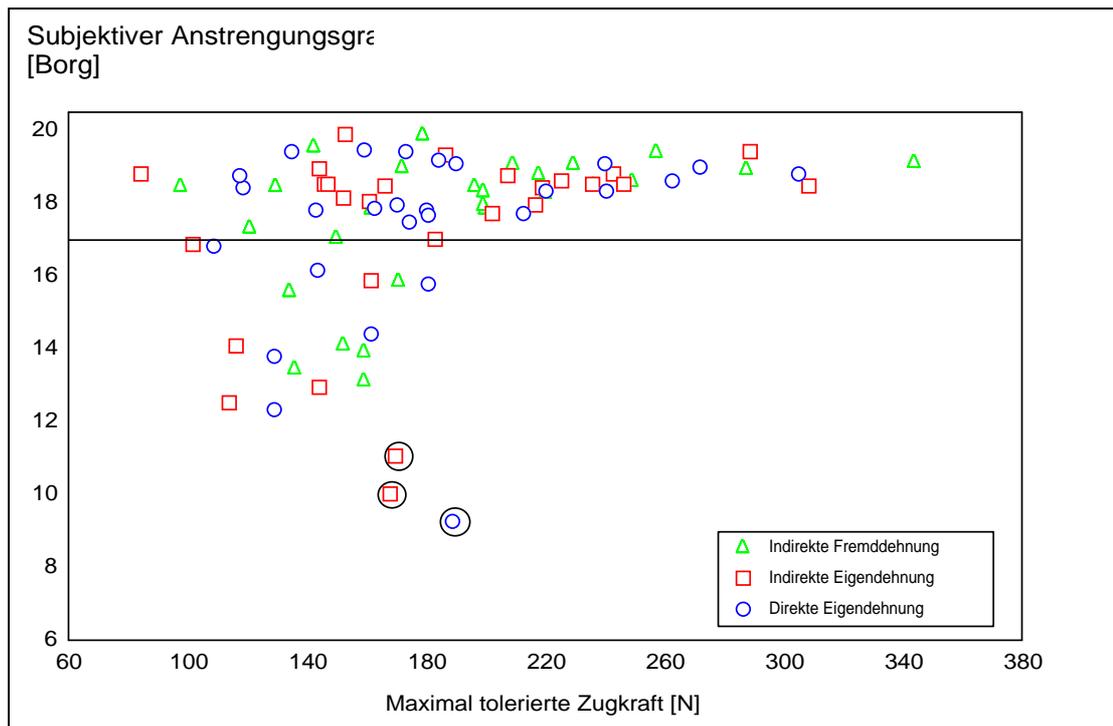


Abbildung 39: Maximal tolerierte Zugkraft und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 15 Wiederholungen) der einzelnen Probanden ( $n = 27$ ) bei den jeweiligen Dehnungsarten (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).

Es konnte lediglich bei *indirekter Fremddehnung* zwischen der maximal tolerierten Zugkraft und dem subjektiven Anstrengungsgrad ein Zusammenhang hergestellt werden ( $r = 0,54$ ;  $p \leq 0,01$ ).

#### 3.4.6.1 Einzelfallbetrachtung

Sowohl bei der maximalen Bewegungsreichweite als auch bei der maximal tolerierten Zugkraft wurden die drei Ausreißer von denselben Versuchspersonen verursacht.

**Erster Einzelfall:** Er wurde durch eine Schwimmerin bei *direkter Eigendehnung* erzeugt. Sie erreichte dabei nur  $118^\circ$  und eine maximale Zugkraft von 159 N (Borg 9).

**Zweiter Einzelfall:** Dieselbe weibliche Versuchsteilnehmerin erreichte bei *indirekter Eigendehnung* einen etwas höheren Gelenkwinkel ( $120^\circ$ ) bei einer maximalen Zugkraft von 170 N (Borg 11). Die höchsten Werte der Frau lagen bei *indirekter Fremddehnung* ( $BR_{\max}: 133^\circ$ ;  $F_{\max}: 189$  N; Borg 14).

**Dritter Einzelfall:** Er wurde durch einen männlichen Fußballspieler bei *indirekter Eigendehnung* beobachtet. Er dehnte sich bei seiner ersten Testform (*IE*) am geringsten ( $BR_{\max}: 101^\circ$ ;  $F_{\max}: 168$  N; Borg 10). Im zweiten Test (*IF*)

dehnte er etwas weiter ( $BR_{\max}$ :  $103^\circ$ ;  $F_{\max}$ : 190 N; Borg 19). Am weitesten dehnte sich der Mann im letzten Test bei *direkter Eigendehnung* ( $BR_{\max}$ :  $109^\circ$ ;  $F_{\max}$ : 209 N; Borg 19).

### 3.4.7 Wiederholungszahl beim Dehnen

Zur Feststellung der optimalen Wiederholungszahl beim Dehnen wurde die Anzahl der Dehnwiederholungen ermittelt, bis bei der maximalen Bewegungsreichweite kein Unterschied mehr bis zur letzten Wiederholung nachzuweisen war (vgl. Abbildung 24). Die Ergebnisse sind in Tabelle 22 dargestellt.

Tabelle 22: Veränderung der Gelenkreichweite von Wdh. 1–15 ( $n = 27$ ) in Abhängigkeit von der Dehnungsart. Ergebnisse mit Stern präsentieren einen signifikanten Unterschied zur letzten Wiederholung (\* =  $p \leq 0.05$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ; \*\*\* =  $p \leq 0.001$ ).

Dehnungsarten	Dehnprozeduren														
	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.	12.	13.	14.	15.
Direkte Eigendehnung	***	***	***	***	***	*	*	**							
Indirekte Eigendehnung	***	***	***	***	***	***	***	***	*		*			**	
Indirekte Fremddehnung	***	***	***	***	***	***	***	***	**	**					

Bei *direkter Eigendehnung* wurde ab der neunten Wiederholung keine nachweisbare Vergrößerung mehr erreicht.

Bei *indirekter Fremddehnung* wurde ab der 11. Wiederholung keine weitere Vergrößerung erreicht.

Die Ergebnisse bei *indirekter Eigendehnung* ergaben kein einheitliches Bild. Die erste nicht mehr signifikante Veränderung trat bei der 10. Wiederholung auf. Dabei wurde jedoch das Signifikanzniveau (5 %) nur geringfügig unterschritten. Bei Wiederholung 11, 12 und 14 wurde jeweils eine geringere Gelenkreichweite erzielt als in der Dehnung davor. Deshalb unterschieden sich die 11. und 14. Dehnprozedur signifikant vom letzten Dehnversuch.

## 3.5 Diskussion

### 3.5.1 Maximale Bewegungsreichweite

**Hypothese 1:** Die maximale Bewegungsreichweite vergrößert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die *Eigendehnung* ist effektiver als die *Fremddehnung*.

Hypothese 1a kann angenommen und 1b muss abgelehnt werden.

Die drei verwendeten Dehnmethoden waren im Hinblick auf die Verbesserung der Bewegungsreichweite gleichermaßen effektiv. Bei der *direkten Eigendehnung* wurden allerdings während des gesamten Treatments 5 % ( $p \leq 0.001$ )

höhere Gelenkwinkel erzielt als bei den *indirekten Verfahren*. Sowohl die Eigenaktivität als auch die Autonomie der handelnden Person könnten sich hierbei positiv ausgewirkt haben (vgl. Nitsch, 1986, S. 210), wie bereits von Osternig et al. (1987, S. 305) vermutet wurde. Die feedbackbasierte Handlungsregulation mit ständiger Anpassung an die gesendeten Afferenzen ist ein möglicher Erklärungsansatz. Durch den eigenständigen Zug am Seil können sich die Versuchsteilnehmer kontrollierter an die Schmerzgrenze herantasten, was bei motorgesteuerter, konstanter Dehngeschwindigkeit nicht möglich ist.

Eine mögliche Erklärung für die geringere maximale Bewegungsreichweite bei den *indirekten Verfahren* ist die eingeschränkte Eigenständigkeit bzw. Autonomie. Die Einschätzung des Dehnungszustandes könnte kurzfristig zur Furcht vor Überlastung geführt haben. Der verminderte Handlungsspielraum löste wahrscheinlich größere Stressreaktionen in Form erhöhter muskulärer Anspannung aus (Nitsch, 1981b, S. 88).

Die Frauen erreichten bei allen drei Durchführungsformen eine um 10 bzw. 11 % ( $p \leq 0.05$ ) größere Bewegungsreichweite als die Männer. Frauen und Männer erreichten bei der *direkten Eigendehnung* die höchsten Gelenkwinkel im Vergleich zu den indirekten Methoden. Andere Studien kamen zum gleichen geschlechtsspezifischen Ergebnis (Etnyre & Lee, 1988, S. 226; Wiemann, 1991; Wydra et al., 1991). Hier sind offensichtlich die anatomischen Gegebenheiten der Frauen im Vergleich zu den Männern in der Form eines höheren Bindegewebs- bzw. Fettanteils, einer geringeren Muskelmasse und einer spezifischen Beckenform verantwortlich (de Marées, 1989, S. 367; Hollmann & Hettinger, 1990, S. 185; Weineck, 1994b, S. 374 f).

### 3.5.2 Maximal tolerierte Zugkraft

**Hypothese 2:** Die maximal tolerierte Zugkraft (Dehnungsspannung) wird a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen erhöht und b) die *Eigendehnung* ist effektiver als die *Fremddehnung*.

Hypothese 2a kann angenommen werden, 2b muss abgelehnt werden.

Das Verhalten der maximal tolerierten Zugkraft war bei allen drei Dehnformen nahezu identisch. Die maximal tolerierte Dehnungsspannung stieg bei allen Durchführungsformen parallel zur maximalen Bewegungsreichweite um etwa 12 % ( $p \leq 0.001$ ) an. Diese Effekte sind offensichtlich auf die Gewöhnung an das Spannungsgefühl zurückzuführen, wobei die Schmerzrezeptoren durch wiederholtes Dehnen adaptieren, sodass die gleiche Schmerzempfindung in einem höheren Gelenkwinkelbereich liegt (vgl. Wiemann, 1993, S. 102; Freiwald et al., 1997, S. 58; Magnusson et al., 1998, S. 314; Freiwald et al., 1999, S. 6). Da auch bezüglich der Dehnungsspannung kein Unterschied zwischen den Methoden bestand, objektiviert dieser Parameter die Ergebnisse

zur Bewegungsreichweite. Er verdeutlicht, dass sich die Versuchspersonen bei allen Dehnformen gleichermaßen intensiv bis zur Schmerzgrenze gedehnt hatten.

Die Männer und Frauen dehnten sich subjektiv gleichermaßen intensiv bis zur Schmerzgrenze. Bezüglich der maximal gemessenen Zugkraft bestand kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Geschlechtern. Bei den Frauen wurde lediglich eine tendenziell niedrigere maximale Zugkraft als bei den Männern gemessen. Aber die an der jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse relativierten maximalen Zugkräfte waren bei Männern und Frauen nahezu identisch. Da die maximale Hüftflexion ausschließlich einer muskulären Hemmung unterliegt, und die weibliche Stichprobe über weniger Muskelmasse verfügt (de Marées, 1989; Hollmann & Hettinger, 1990; Weineck, 1994b), haben sich offensichtlich sowohl die Frauen als auch die Männer maximal gedehnt und somit ein ausgeprägtes Spannungsgefühl empfunden.

Analog zu Befunden anderer Autoren (vgl. Wiemann, 1991) adaptierten beide Geschlechter in gleicher Weise an wiederholte Dehnungen bzgl. der maximal tolerierten Zugkraft (Frauen 10 bis 17 % und Männer 11 bis 14 %;  $p \leq 0.05$ ).

### 3.5.3 Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel

**Hypothese 3:** Die Zugkraft (Dehnungsspannung) bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die Reduktion ist bei der *Eigendehnung* deutlicher als bei der *Fremddehnung*.

Hypothese 3a kann angenommen werden, aber Hypothese 3b muss abgelehnt werden.

Bei allen Dehnformen verringerte sich die Dehnungsspannung bei gleichem submaximalem Gelenkwinkel zwischen 20 und 22 % ( $p \leq 0.001$ ). Ähnliche Spannungsreduktionen konnten andere Autoren ebenfalls nachweisen. Ebenso wie der Verlauf der Hysteresekurve werden die genannten nachgewiesenen Veränderungen hauptsächlich auf die viskoelastischen und plastischen Eigenschaften der Muskel-Sehneneinheit zurückgeführt (vgl. Taylor et al., 1990, S. 306; Mc Hugh et al., 1992, S. 1380; Taylor et al., 1997, S. 1623; Magnusson et al., 1998, S. 314; Mc Hugh et al., 1998, S. 931).

Die Tertiärfilamente sind jedoch laut Literaturbefunden zu gleichen Reaktionen fähig. Die von Linke et al. (1998b) beschriebene akute reversible PEVK-Verlängerung und die Entfaltung der Ig-Domänen haben einerseits die Relaxation in der Größenordnung von 33 bis 50 % und andererseits die Bildung einer Hysterese zur Folge (vgl. Rief et al., 1998; Kellermayer et al., 2001; Minajeva et al., 2001). Adaptationen von Titinfilamenten und der gesamten Muskel-

Sehneneinheiten sind gemeinsam für nachweisbare Veränderungen dieses Parameters verantwortlich.

An Muskel-Sehneneinheiten konnte bei identischer submaximaler Dehnintensität bereits in früheren Studien eine Rechtsverschiebung der Hysterese bei gleichzeitiger Verringerung der Fläche beobachtet werden, was eine verringerte Zugkraft bei gleichem Gelenkwinkel zur Folge hat (Schönthaler et al., 1998, S. 228).

Die hier erhobenen Befunde liegen ca. 12 % oberhalb der in der Literatur beschriebenen Spannungsreduktionen. Lediglich Taylor et al. (1990, S. 306) und Taylor et al. (1997, S. 1623) konnten im Tierexperiment Abnahmen in gleicher Größenordnung feststellen. Zwischen der durchgeführten Studie und weiteren Literaturquellen bestehen aber methodische Differenzen. Bei anderen Untersuchungen wurde die erste Dehnwiederholung bereits im submaximalen Bereich abgetragen (z. B.  $BR_{\max} - 7.5^\circ$ ; Magnusson et al., 1996; Klee et al., 2000, S. 300) bzw. wurde nur der mittlere Dehnbereich ausgewertet ( $70^\circ$ ; Wiemann, 1994, S. 54). Oder es erfolgte ein Vergleich des Winkels der zweiten maximalen Bewegungsreichweite in einem Vortest mit dem gleichen Wert nach einer Dehnintervention (Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 208). Die entsprechend niedrigen Kraftwerte (67.6 N) belegen die submaximale Messung. Die höhere Spannungsabnahme dieser Studie erklärt sich durch diese methodisch unterschiedlichen Vorgehensweisen. Wird schon zu Beginn der Dehnprozedur nicht die maximale Bewegungsreichweite, sondern lediglich ein submaximaler Bezugspunkt definiert, muss die Spannungsreduktion im Vergleich geringer ausfallen. Bei dieser und den beiden folgenden Untersuchungen (Studie II und III) wurde die Zugkraft jeweils in Bezug zum ersten gemessenen Wert der maximalen Bewegungsreichweite gesetzt, um eine möglichst exakte und eindeutig definierte Ausgangssituation zu schaffen.

Bei den Frauen verringerte sich die Zugkraft bei konstantem Winkel um 22 bis 32 % ( $p \leq 0.05$ ) bzw. bei den Männern um 16 bis 20 % ( $p \leq 0.01$ ). Die weibliche Stichprobe adaptierte somit stärker durch wiederholtes Dehnen. Zusätzlich waren sowohl der erste Messwert als auch die folgenden bei allen drei Durchführungsformen zumindest tendenziell geringer ausgeprägt und wurde durch die relativierten Zugkräfte auch ersichtlich. Hierfür sind bereits erwähnte anatomische Differenzen verantwortlich, da der Kraftabfall bei gleichem Winkel durch die Strukturen im und um den Muskel beeinflusst wird.

### 3.5.4 Muskelaktivität bei maximaler Dehnung

**Hypothese 4:** Die integrierte maximale Muskelaktivität verringert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die *Eigendehnung* ist effektiver als die *Fremddehnung*.

Hypothesen 4a und b müssen abgelehnt werden.

Die Muskelaktivität lag in maximaler Dehnung nur bei 7 bis 12 % der bei maximaler Willkürkontraktion (MVC) erreichten Aktivierung. Die kontraktile Elemente des Muskels waren also am Gesamtdehnungswiderstand nur geringfügig beteiligt.

Die EMG-Aufzeichnungen waren prozentual zur MVC im Mittel bei den drei Durchführungsformen vergleichbar, allerdings variierten die Summenpotentiale bei den jeweiligen Methoden sehr stark. Solche uneinheitlichen und ausgeprägten Wellenmuster bei wiederholter Ableitung elektrischer Signale wurden auch von Pollmann (1993, S. 102–104) beobachtet. Vermutlich wurde die Stärke der Muskelaktivität von der Beanspruchung durch die vorhergehende Dehnung beeinflusst. Möglicherweise könnte die wiederholte maximale Dehnung aber auch zu neuromuskulären Ermüdungsprozessen geführt haben, durch die noch nicht beanspruchte motorische Einheiten zusätzlich aktiviert werden (vgl. de Vries et al., 1982, S. 788; Moritani et al., 1982, S. 199; Pollmann, 1993, S. 61 und 68; Enoka, 1994, S. 287; Konrad & Freiwald, 1997, S. 159). Diese große Streubreite relativiert die Bedeutung der Muskelaktivität bei Fragestellungen bezüglich des Aktivitätsgrades einzelner Muskeln. Eine EMG-Aufzeichnung scheint eher sinnvoll, um die muskuläre Beteiligung bei bestimmten Bewegungsabläufen zu objektivieren.

Die EMG-Aktivität bei wiederholt maximaler Dehnung veränderte sich analog zu den Befunden in der Literatur nicht (vgl. Osternig et al., 1990, S. 107; Mohr et al., 1998, S. 216; Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 212).

Insbesondere bei *indirekter Fremddehnung* waren sehr starke Schwankungen zu beobachten, die auf die eingeschränkte Handlungsfreiheit und auf die Furcht vor Überdehnung zurückzuführen sein könnten. Sie wären demnach Ausdruck psychisch ausgelöster Reaktionsmuster (vgl. Lazarus & Launier, 1981, S. 81; Nitsch, 1981b, S. 88; Laux, 1983, S. 470; Schwarzer, 2000, S. 14).

Obwohl die Frauen größere Gelenkwinkel erreichten als die Männer, fanden sich keine geschlechtsspezifischen Unterschiede bezüglich der EMG-Aktivität. Dabei besteht eine Verbindung zur relativen maximalen Zugkraft, die ebenfalls keine geschlechtsspezifischen Differenzen zeigte. Die Frauen dehnten auf Grund des höheren Bindegewebsanteils weiter als die Männer (de Marées, 1989, S. 367; Hollmann & Hettinger, 1990, S. 185; Weineck, 1994b, S. 374 f) und ertrugen scheinbar ein größeres Dehnungsgefühl.

### 3.5.5 Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel

**Hypothese 5:** Die integrierte Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch 15 singuläre maximale Dehnungen und b) die Reduktion ist bei der *Eigendehnung* deutlicher als bei der *Fremddehnung*.

Hypothese 5a kann angenommen und 5b muss verworfen werden.

Im Gegensatz zur maximalen Dehnung konnte durch die EMG-Aufzeichnung bei konstantem Bezugswinkel eine Reduktion der Muskelaktivität um 20 bis 36 % nachgewiesen werden ( $p \leq 0.05$ ). Literaturbefunde berichten sogar von Aktivitätsminderungen bis zu 49 % (Prentice, 1982; Mc Hugh et al., 1992; Magnusson et al., 1996; Rosenbaum & Hennig, 1997; Schönthaler & Ohlendorf, 2002). Methodisch sind die Literaturquellen jedoch nicht mit der vorliegenden Untersuchung vergleichbar. Mehrheitlich wurde bisher die Veränderung der EMG-Aktivität durch verschiedene Dehntechniken untersucht (vgl. Tabelle 10). Statisches Dehnen verringerte in fast allen Fällen die Muskelaktivität, wobei Varianten der PNF-Technik die EMG-Werte zum Teil ansteigen ließen. Die Auswirkung zyklischen Dehnens auf die Veränderung der Muskelaktivität wurde lediglich von Magnusson et al. (1998, S. 312) im Sinne einer dynamischen Dehnung untersucht. Leider wurde auf die Aufzeichnung der Muskelaktivität verzichtet, da nach Meinung der Autoren die kontraktile Elemente nicht signifikant zum Dehnwiderstand beitragen, bzw. weil Dehnen hauptsächlich die passiven Eigenschaften der Muskel-Sehneneinheit anspricht.

Wie bereits in anderen Literaturbefunden beschrieben, sank in dieser Studie die EMG-Aktivität durch wiederholtes Dehnen auf Grund der Adaptation mehrerer Rezeptoren und der Gewöhnung nervöser Afferenzen und der Muskelspindeln an die Dehnung (Mark et al., 1968, S. 133–136; Sapega et al., 1981, S. 62; de Marées, 1989, S. 64; Klinker & Silbernagel, 1994, S. 557; Reuter et al., 1994a und b; Ullrich & Gollhofer, 1994; Weineck, 1994b, S. 234; Freiwald et al., 1997, S. 55; Künnemeyer & Schmidtbleicher, 1997, S. 40; Schmidt & Schaible, 2000, S. 209 und 238; Schwegler, 2002, S. 480). Unterstützend wirkt auch ein Ergebnis von Schönthaler und Ohlendorf (2002, S. 171). Sie konnten nach einer einfachseriellen Dehnmaßnahme einen zu höheren Gelenkwinkeln verschobenen Beginn der EMG-Aktivität nachweisen.

Die Reduktion vollzog sich ohne geschlechtsspezifische Differenzierung.

### 3.5.6 Subjektiver Anstrengungsgrad

**Hypothese 6:** Es besteht ein positiv korrelierender Zusammenhang zwischen der Ausprägung der maximalen Bewegungsreichweite bzw. maximal tolerierten Zugkraft und der Höhe des subjektiven Anstrengungsgrades.

Hypothese 6 muss abgelehnt werden.

Messungen der maximalen Bewegungsreichweite sind, ebenso wie bei der maximalen willkürlichen Kontraktionskraft (MVC), sehr stark von der Motivation der Probanden abhängig (vgl. Klee et al., 1999, S. 250; Schönthaler & Oh-

lendorf, 2002, S. 215). Aus diesem Grund wurde nach jeder Einzeldehnung und nach der Messung der MVC der subjektive Anstrengungsgrad befragt, um Aussagen über die Höhe der Ausbelastung bei Dehnübungen geben zu können und um die  $BR_{\max}$  und  $F_{\max}$  zu objektivieren.

Lediglich Smith et al. (1993, S. 104) ließen ebenfalls nach jeder Dehnung die lokal wahrgenommene Anstrengung durch die Borg-Skala dokumentieren. Dabei wollten die Autoren hauptsächlich untersuchen, inwiefern in der wahrgenommenen Anstrengung Unterschiede zwischen einer statischen und einer ballistischen Dehnform bestehen. Die ermittelten Werte lagen für statisches Dehnen bei 13.6 und für ballistisches Dehnen bei 12.9 („etwas schwer“; Borg-Skala 6–20) in ähnlichem Bereich. Aus der Untersuchungsmethodik geht nicht hervor, wie intensiv gedehnt wurde, jedoch spricht dieser subjektive Anstrengungsgrad für eine lediglich submaximale Dehnprozedur.

Die hier erhobenen Mittelwerte von 17 bzw. 18 ( $\pm 2$ ; „sehr schwer“) verdeutlichen, dass der subjektive Anstrengungsgrad bei allen drei Dehnformen zur Einschätzung maximaler Dehnungen verwendet werden kann.

In Bezug zur maximalen Bewegungsreichweite konnte nur bei den *indirekten Verfahren* jeweils ein geringer Zusammenhang gefunden werden. Man kann annehmen, dass sich dabei nur die gut beweglichen Probanden maximal, also bis zur Schmerzgrenze gedehnt haben. Dabei könnte bei den weniger beweglichen bzw. dehnerfahreneren Probanden die Furcht, diese indirekte Methode nicht optimal kontrollieren zu können, für den frühen Abbruch verantwortlich gewesen sein. Im Vergleich dazu haben sich alle Probanden bei *direkter Eigendehnung* innerhalb ihres eigenen Beweglichkeitsspektrums unabhängig von der erzielten Bewegungsreichweite maximal bis zur Schmerzgrenze gedehnt.

In Bezug zur maximal tolerierten Zugkraft konnte nur bei *indirekter Fremddehnung* ein geringer Zusammenhang berechnet werden. Die beschriebenen Überlegungen werden bei diesem Zusammenhang noch deutlicher. Da bei *indirekter Fremddehnung* die eigenständige Kontrolle über die Dehnung fehlte, wurde nur von den gut beweglichen ein Schmerzempfinden bei entsprechend hohen Gelenkwinkeln provoziert. Weniger bewegliche Probanden vermieden eine maximale Dehnposition und ließen keine Schmerzen zu.

Bei der Korrelation des subjektiven Anstrengungsempfindens sowohl mit der maximalen Bewegungsreichweite als auch mit der maximal tolerierten Zugkraft wurden die beiden ersten Ausreißer jeweils von derselben Frau produziert. Sie ist Schwimmerin und gut beweglich. Der erste Ausreißer wurde bei *direkter Eigendehnung* aufgezeichnet. *Direkte Eigendehnung* war bei der Frau die erste getestete Dehnform, bei der sie zwar hohe Gelenkwinkel erreichte, aber nicht bis zum Beginn eines Schmerzgefühls dehnte. Sie war offensichtlich nicht in ausreichendem Maß an die Borg-Skala gewöhnt oder sie hat sich

subjektiv nicht ausbelastet. *Indirekte Eigendehnung* (zweiter Ausreißer) war bei der Versuchsperson die zweite Testform, in der sie ebenfalls nicht die maximale Dehnposition erreicht hat. Es wurde kein ausreichend hohes Dehngefühl wahrgenommen. Der dritte Ausreißer wurde von einem männlichen Fußballspieler bei *indirekter Eigendehnung* produziert. Der Teilnehmer absolvierte die Dehnform als ersten Test. Somit könnte er sich durch fehlende Routine zunächst nicht subjektiv ausbelastet und keine Schmerzsenation provoziert haben.

Die Einzelfälle zeigen, dass die subjektive Ausbelastung beim Dehnen durch die Borg-Skala (6–20) objektiviert werden kann.

### 3.5.7 Wiederholungszahl beim Dehnen

**Hypothese 7:** Durch 15 maximale singuläre Dehnungen ist a) ab einem bestimmten Zeitpunkt keine signifikante Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite zu verzeichnen; es kommt in der Erhöhung zu einer Abflachung der Kurve („Effektivitätsoptimum“) und b) das „Effektivitätsoptimum“ wird bei der *Eigendehnung* früher erreicht als bei der *Fremddehnung*.

Hypothesen 7a und b können bestätigt werden.

Zusätzlich zu bereits durchgeführten Erhebungen hinsichtlich der Belastungsnormative Dehndauer bzw. -umfang (vgl. Ohlendorf et al., 1999, S. 108; Schönthaler et al., 1999, S. 108) sollte in dieser Untersuchung die Anzahl der Wiederholungen bestimmt werden, die kontinuierlich zu einer signifikanten Verbesserung der Bewegungsreichweite führen.

In der Literatur wird zur Überprüfung der Effektivität von Dehnmaßnahmen in einer bis maximal zehn Serien gedehnt, die Dehndauer variiert dabei von 3 Sekunden bis zu 2 Minuten (vgl. Kapitel 2.4.1.3).

Die praktische Umsetzung dieser Belastungsnormative erscheint zeitlich sehr aufwändig. Zyklisches bzw. dynamisches Dehnen wurde bisher über dreimal fünf bzw. einmal 15 bis 20 Wiederholungen praktiziert (Sady et al., 1982; Marschall, 1999; Klee et al., 2000; Glück et al., 2002a).

Der Zeitpunkt, ab dem zusätzliche Wiederholungen zu keiner weiteren *signifikanten* Steigerung der Bewegungsreichweite führen, wird als „Effektivitätsoptimum“ bezeichnet.

Bei *direkter Eigendehnung* wurde dieser Punkt nach neun, bei *indirekter Fremddehnung* nach 11 Wiederholung erreicht. Die *indirekte Eigendehnung* führte zu einem indifferenten Verlaufsmuster. Insbesondere der Anstieg bei der letzten Dehnung bei *indirekter Eigendehnung* ist nicht auf weitere Adaptationen des Muskel-Sehnenkomplexes (vgl. Gajdosik, 1991; Wiemann, 1994; Magnusson et al., 1998; Wydra et al., 1999a; Klee et al., 2000) oder der

Schmerztoleranz zurückzuführen (vgl. Wiemann, 1993 und 1994; Magnusson, 1998; Freiwald et al., 1999; Klee et al., 2000). Vermutlich ist die Gewissheit der Versuchspersonen, den letzten Dehndurchgang zu absolvieren, für den sprunghaften Anstieg bei der 15. Wiederholung verantwortlich. Die Abnahmen des Gelenkwinkels bei Wiederholung 11, 12 und 14 sind wahrscheinlich auf motivationale Aspekte zurückzuführen, da den Versuchspersonen bekannt war, bei welcher Dehnwiederholung sie sich befanden. Das „Effektivitätsoptimum“ wurde durch *direkte Eigendehnung* am frühesten erreicht. Sollen motivational bedingte negative Schwankungen in der Ausprägung der Gelenkreichweite vermieden werden, sind mehr als 10 Wiederholungen nicht sinnvoll.

### 3.6 Schlussfolgerungen

- *Direkte* und *indirekte Eigendehnung* sowie *indirekte Fremddehnung* vergrößern die maximale Bewegungsreichweite jeweils hochsignifikant um 9 %. Bei *direkter Eigendehnung* sind insgesamt größere Gelenkwinkel erzielbar, was wahrscheinlich auf die handlungsregulatorischen Freiheiten und die uneingeschränkten sensorischen Feedbackoptionen zurückzuführen ist.
- Bezüglich der maximal tolerierten Zugkraft, der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung und des subjektiven Anstrengungsgrades besteht kein Unterschied zwischen den drei Dehnformen, was in Verbindung mit der generell höchsten Bewegungsreichweite für die *direkte Eigendehnung* spricht. Zusätzlich wird dadurch der standardisierte und exakte Untersuchungsverlauf bestätigt.
- Der subjektive Anstrengungsgrad scheint neben der Schmerzgrenze ein geeigneter Parameter zur differenzierten Überprüfung der Beanspruchungsintensität bei Dehnübungen zu sein und kann dementsprechend zur Objektivierung der erzielten maximalen Bewegungsreichweite und maximal tolerierten Zugkraft beitragen.
- Bei *direkter Eigendehnung* ist die geringste Wiederholungszahl zum Erreichen des „Effektivitätsoptimums“ notwendig.
- Die Frauen erreichen höhere Gelenkwinkel als die Männer, bei gleichen absoluten bzw. relativierten Kraftwerten und identischer Muskelaktivität. Männer und Frauen dehnen bis zur maximal möglichen Bewegungsreichweite und verspüren subjektiv den gleichen Anstrengungsgrad.

Biomechanische und neurophysiologische Adaptationen an wiederholtes Dehnen finden ohne geschlechtsspezifische Differenzierung statt.

---

Auch aus geschlechtsspezifischer Betrachtungsweise war die *direkte Eigendehnung* vorteilhafter als die anderen Verfahren.

Die *direkte Eigendehnung* ist zudem äußerst praktikabel, insbesondere für ein eigenständig durchgeführtes Aufwärmprogramm, da kein Partner oder sonstiges Hilfsmittel erforderlich ist. Die beiden indirekten Verfahren erscheinen eher für standardisierte laborexperimentelle Studien sinnvoll zu sein. Auf Grund der Motorsteuerung wird eine gleichmäßige Dehngeschwindigkeit erzielt, wodurch ein standardisierter Untersuchungsablauf und eine exakte Aufzeichnung der einzelnen Parameter gewährleistet werden.

## 4 Studie II: Dehnen innerhalb eines Aufwärmprogramms

Dem Aufwärmen vor körperlichem Training oder Wettkampf wird in der Literatur eine hohe Bedeutung beigemessen (Kopell, 1962; Hollmann & Hettinger, 1990; Smith, 1994; Joch & Ückert, 1999; Bishop, 2003). Die inhaltliche Gestaltung wird jedoch unterschiedlich beschrieben. So zählt neben Lauf- und Sprungbelastungen mit variierenden Geschwindigkeiten auch das Dehnen zur Aufwärmphase (Karvonen, 1978, S. 11; Beaulieu, 1981, S. 61; Shellock & Prentice, 1985, S. 268; Peterson & Renström, 1987, S. 87; Schnabel et al., 1994, S. 322; Smith, 1994, S. 12; Weineck, 1994a, S. 646 und 1994b, S. 451; Joch & Ückert, 1999, S. 166). Gerade in Sportarten mit sehr hohen Beweglichkeitsanteilen, wie z. B. Kunstturnen, Rhythmische Sportgymnastik, Ballett oder Sportakrobatik muss die Beweglichkeit insbesondere durch gezielte Dehnübungen schon innerhalb des Aufwärmens verbessert werden. Bei Sportarten mit beispielsweise hohen Schnelligkeits- bzw. Schnellkraftanteilen werden hohe Beweglichkeitsanteile beim Aufwärmen eher kontrovers diskutiert (Pacheo, 1957; Hennig & Podzielny, 1994; Rosenbaum & Hennig, 1997; Wiemeyer, 2002).

In der folgenden Untersuchung soll überprüft werden, inwiefern ein Dehnprogramm im Rahmen eines Aufwärmtrainings die Beweglichkeit verbessert. Da in der vorangegangenen Studie gezeigt werden konnte, dass das selbstständige Dehnen (*direkte Eigendehnung*) für die Sportpraxis am sinnvollsten erscheint, wurde diese Methode für die folgende Studie gewählt.

### 4.1 Zielsetzungen eines Aufwärmens

Durch das Aufwärmen sollen die Funktionen des Organismus vom Ruhezustand mit zunehmend steigender Intensität auf ein höheres Leistungsniveau angehoben werden (Bishop, 2003, S. 492). Es wird zwischen einem allgemeinen bzw. unspezifischen und spezifischen Aufwärmen, aktiven, passiven bzw. mentalen Aufwärmen differenziert (Shellock, 1983, S. 137; de Vries, 1986, S. 493; Peterson & Renström, 1987, S. 87; Weineck, 1994a, S. 645 und 1994b, S. 450). Am Ende des Aufwärmprozesses steht das spezielle, sportartspezifische Aufwärmen (vgl. Joch & Ückert, 1999, S. 166; Schilling & Stone, 2000, S. 44).

In einigen Studien werden lediglich lokale Wärmeanwendungen, ohne jegliche körperliche Aktivität, als passives Erwärmen aufgeführt (Lehmann et al., 1970; Grosser, 1977; Prentice, 1982; Cornelius et al., 1992; Taylor et al., 1995), andere Autoren führen zwar ein aktives Aufwärmen durch, machen aber keine konkreten Angaben zur Intensität (Pacheo, 1957; Grosser, 1977;

Hardy, 1985; Williford et al., 1986; High et al., 1989; Hennig & Podzielný, 1994; Rosenbaum & Hennig, 1997; Mohr et al., 1998; Wiemeyer, 2002).

In der Literatur wird allgemein für ein Aufwärmtraining ein Intensitätsbereich von 50 bis 60 % der maximalen Leistungsfähigkeit empfohlen (Joch & Ückert, 1999, S. 164). Hubley et al. (1984, S. 105) erwärmten die Versuchspersonen durch eine 15-minütige Fahrradergometrie mit einer Intensität von 300 kpm (= 49.05 Watt). Andere Autoren erwärmten die Probanden allgemein durch eine 4-minütige fahrradergometrische Belastung mit 1 Watt pro Kilogramm Körpergewicht und anschließend erfolgte ein lokales Aufwärmen der ischiocruralen Muskulatur (Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 118–119).

Die Intensität des Aufwärmens wird meist anhand des Herzfrequenzverhaltens beurteilt. Rodenburg et al. (1994, S. 415) geben für ein 15-minütiges Aufwärmen mittels Handkurbelergometer eine Intensität von 60 % der  $HF_{\max}$  ( $220 \text{ min}^{-1}$  minus Lebensalter) an. Blomstrand et al. (1984, S. 231) wählten für das Aufwärmen auf dem Fahrradergometer eine höhere Intensität, die einer Herzfrequenz von 71 bis 78 %  $HF_{\max}$  (142 bis  $156 \text{ min}^{-1}$ ) entsprach, ohne Angabe zur Dauer der Belastung. Reine Dehnbelastungen führen nur zu geringfügiger kardialer Beanspruchung, so dass die Herzfrequenz dementsprechend nur leicht ansteigt ( $114$  bzw.  $107 \text{ min}^{-1}$ ; Smith et al., 1993).

Die Intensität des Aufwärmens wird progressiv bis auf Trainings- bzw. Wettkampfniveau gesteigert ohne frühzeitige Ermüdungsprozesse zu provozieren (Masterovoj, 1969, S. 541; de Vries, 1986, S. 494). Ein zu intensives Aufwärmen kann sich negativ auf die anschließende Belastung auswirken (Shellock, 1983, S. 138).

#### 4.1.1 Physiologische Aspekte

Im Mittelpunkt des aktiven Aufwärmens steht die Erhöhung der Körperkern- und Muskeltemperatur (vgl. Saltin et al., 1968, S. 679; Pivarnik et al., 1988, S. 1; Enoka, 1994, S. 271). Die maximale Kraft, Sprung- und Sprintleistung ist besser, je höher die Muskeltemperatur ist (Bergh & Ekblom, 1979a, S. 33; Enoka, 1994, S. 271). Ohne jegliche Aktivität liegt die Muskeltemperatur unterhalb der Körperkerntemperatur von  $37 \text{ °C}$  (Bennett, 1984, S. R217).

Durch Öffnung und Weitstellung von Kapillaren wird in der beanspruchten Muskulatur die Durchblutung erhöht und gleichzeitig die Sauerstoff- und Substratversorgung verbessert (Knight & Londeree, 1980, S. 76; Shellock, 1983, S. 136; Shellock & Prentice, 1985, S. 270; Hollmann & Hettinger, 1990, S. 547; Enoka, 1994, S. 271). Da die Elastizität der Muskeln von der Blutsättigung abhängt, sind kalte, unerwärmte Muskeln anfälliger für Verletzungen als erwärmte (Knight & Londeree, 1980, S. 76).

Die Erhöhung der Temperatur bewirkt zusätzlich eine Zunahme der aeroben und anaeroben Enzymaktivität sowie der oxidativen Prozesse (Barcroft & King, 1909, S. 374 ff; Martin et al., 1975, S. 146; Karvonen, 1978, S. 13; Shellock, 1983, S. 136; Blomstrand et al., 1984, S. 230; Robergs et al., 1991, S. 37 ff.; Weicker, 1992, S. 65 ff).

Im neuromuskulären Verhalten sind ebenfalls Verbesserungen zu beobachten. Alle Prozesse, die mit der Entstehung einer Erregung verbunden sind, werden beschleunigt (Enoka, 1994, S. 271). Die gestiegene Erregbarkeit führt zur Erhöhung der Reaktions- und Kontraktionsgeschwindigkeit. Die Erhöhung der Körperkerntemperatur um 2 °C bewirkt beispielsweise eine Steigerung der Kontraktionsgeschwindigkeit um 20 % (Karvonen, 1978, S. 12; Weineck, 1994b, S. 452). Bei gesteigener Muskeltemperatur kontrahieren die Muskeln nicht nur schneller, sie entspannen sich auch besser (de Vries, 1986, S. 490). Weiterhin steigt auch die Kraftentfaltung (Shellock, 1983, S. 136; Shellock & Prentice, 1985, S. 270). Auch die Empfindlichkeit der Sinnesrezeptoren nimmt mit erhöhter Temperatur zu. Dies wirkt sich insbesondere positiv auf die koordinative Leistungsfähigkeit aus (Karvonen, 1978, S. 12; Shellock, 1983, S. 136; Shellock & Prentice, 1985, S. 270; Hollmann & Hettinger, 1990, S. 547; Weineck, 1994b, S. 452; Joch & Ückert, 1999, S. 162).

Bei Rosenbaum und Hennig (1997, S. 98) verringerte sich nach 10-minütigem warm laufen die so genannte prämotorische Reaktionszeit, also der Zeitraum zwischen dem Auslösen eines Signals und einem ersten EMG-Ausschlag. Dementsprechend schlussfolgerten sie, dass allgemeine Erwärmung bei der zentralnervösen Signalverarbeitung zu positiven Veränderungen führt.

Allgemeines Aufwärmen führt außerdem zu einer Abnahme der elastischen und viskosen Widerstände (de Vries, 1986, S. 490; Weineck, 1994b, S. 453; Joch & Ückert, 1999, S. 163). Somit werden Muskulatur, Sehnen und Bänder elastischer und dehnfähiger. Sapega et al. (1981) vermuten, dass die Muskeltemperatur und der Grad der Nachgiebigkeit des Muskels scheinbar die Häufigkeit von Verletzungen beeinflussen können. Shellock (1983, S. 136) und Shellock und Prentice (1985, S. 270) beschreiben die präventive, verletzungsvermeidende Wirkung eines Aufwärmprogramms an Muskeln, Bändern, Sehnen und anderem Bindegewebe.

Die Beweglichkeit der Sehnen und Bänder ist ebenfalls Temperatur abhängig (Shellock, 1983, S. 136). Lehmann et al. (1970, S. 483) untersuchten die Elastizität in zwei Gruppen von Rattensehnen bei unterschiedlichen Temperaturen (25 °C und 45 °C). Je höher die Temperatur war, desto länger wurde das Präparat bei gleichzeitig geringerem Kraftaufwand.

Weiterhin führt Aufwärmen zu einer Aktivierung des Herz- und Atemminutenvolumens, zu einer Erhöhung der Herzfrequenz und der zirkulierenden

Blutmenge (Martin et al., 1975, S. 146; Bergh & Ekblom, 1979b, S. 885; Hollmann & Hettinger, 1990, S. 547). Diese Beschleunigung tritt erst nach einer gewissen Zeit in Kraft, so dass die verbesserte Leistung zeitlich verzögert genutzt werden kann. Deshalb hat Aufwärmen die Aufgabe, diese Verzögerung so gering wie möglich zu halten.

#### 4.1.2 Psychologische Aspekte

Neben den beschriebenen physiologischen Effekten führt das Erwärmen auch im psychisch-geistigen Bereich zu einer erhöhten Leistungsfähigkeit (vgl. Shellock & Prentice, 1985, S. 271). Zentrale Strukturen, wie beispielsweise die *Formatio reticularis* werden aktiviert. Die Folge ist ein erhöhter Wachzustand. Die Aufmerksamkeit wird dadurch gesteigert und die optische Wahrnehmung verbessert. Die gesteigerte Wachheit begünstigt ihrerseits den Lernprozess und die koordinative Leistungsfähigkeit und erhöht dadurch nicht nur die Genauigkeit motorischer Handlungen, sondern vermindert laut Literaturaussagen auch das Verletzungsrisiko (Smith, 1991; Saxton et al., 1995). Entscheidend ist die positive Beeinflussung von Überregungs- und Hemmungszuständen insbesondere in der Vorwettkampf-Phase (Weineck, 1994b, S. 453; de Marées, 1989, S. 314).

Selbst der Glaube, in einem aufgewärmten Zustand bessere Leistungen erbringen zu können, kann offensichtlich eine erhöhte Leistungsfähigkeit bewirken.

Dazu führten Massey et al. (1961, S. 64 ff.) eine interessante Untersuchung durch. Sie testeten 15 männliche Versuchsteilnehmer bezüglich der benötigten Zeit für 100 Umdrehungen auf einem Fahrradergometer mit maximaler Geschwindigkeit. Zuvor wurden sie entweder sieben Minuten erwärmt oder saßen ruhig in einem Sessel. Das Besondere an dieser Studie war, dass die Probanden vor Testbeginn in Hypnose versetzt wurden, so dass sie nach dem Test nicht wussten, ob sie erwärmt waren oder nicht. Vergleicht man die mittleren Zeiten zwischen der Aufwärmgruppe und denen, die im Sessel saßen, so absolvierten die unaufgewärmten Probanden die 100 Umdrehungen sogar in kürzerer Zeit.

*Zusammenfassend* führt ein Aufwärmtraining sowohl zu physiologischen als auch zu psychologischen Adaptationen. Der durch die Erwärmung gestiegene Sauerstoffbedarf in der Muskulatur führt zur Erhöhung des Herz- und Atemminutenvolumens. Um diesen Bedarf zu decken, muss die Herz- und Atemfrequenz gesteigert werden. Die vermehrte Blutzirkulation erhöht die Körperkern- und Muskeltemperatur und sorgt im Muskel für eine bessere Versorgung mit Sauerstoff und Substraten. Durch die gestiegene Temperatur nehmen elastische und visköse Widerstände ab. Zusätzlich werden neuromuskuläre Prozesse in ihrem Ablauf begünstigt. Auf psychologischer Ebene wird die Wach-

heit und Aufmerksamkeit gesteigert, was sich positiv auf die koordinative Leistungsfähigkeit und die Verletzungsprophylaxe auswirken soll.

## 4.2 Sportartspezifisches Aufwärmen

Blank (1955, S. 10) konnte bei Leichtathleten bzw. unerfahrenen Läufern zeigen, dass sie unter optimaler Erwärmung 0.64 bis 0.81 bzw. 0.39 bis 0.94 Sekunden schneller liefen im Vergleich zu lediglich geringfügig erwärmten Personen. Im Gegensatz dazu verbesserte ein Aufwärmprogramm vor einem 440 Yard-Sprint die Laufzeit nicht signifikant im Vergleich zu einer unaufgewärmten Gruppe (Mathews & Snyder, 1959, S. 447). Aufwärmen, oberflächliche äußerliche Massage, Tiefenmassage oder keine Erwärmung führten zu keinem Unterschied in der 440 Yard-Sprintzeit. Vorheriges Erwärmen in Form von Fahrradergometrie bei 60 Umdrehungen pro Minute konnte zu keinen Unterschieden in der Sprintzeit auf einem Fahrradergometer im Vergleich zu keinem Aufwärmen führen (Karpovich & Hale, 1956, S. 1117).

Beim Rad fahren, berichtet de Vries (1986, S. 495) von tendenziell besseren Sprintzeiten durch vorheriges Erwärmen. Skubic und Hodgkins (1957, S. 148) fanden bei Radfahrern keine Leistungsunterschiede in Abhängigkeit vom Erwärmungszustand.

de Vries (1986, S. 495) berichtet über positive Effekte des Aufwärmens für nachfolgende schnelle Armbewegungen. Zwei zeitlich verschiedene, aber inhaltlich gleiche allgemeine Aufwärmprogramme führten aber zu keinem Unterschied hinsichtlich der Anzahl der Umdrehungen am Handkurbelergometer in 250 Sekunden (Lotter, 1959, S. 59).

Nach de Vries (1986, S. 496) verbessert sich die Leistung beim Werfen durch Erwärmen. Sowohl spezifisches als auch unspezifisches Aufwärmen führten im Vergleich zum unerwärmten Zustand zu einer erhöhten Wurfweite (Michael et al., 1957, S. 358).

Rochelle et al. (1960, S. 501) untersuchten die Auswirkungen eines Aufwärmprogramms auf die Verbesserung der Wurfleistung innerhalb von drei Würfen. Die Gruppe ohne Erwärmung verbesserte die Weite von Versuch eins zu drei, während die Aufwärmgruppe keine Verbesserung zeigte. Die aufgewärmte Gruppe warf von Beginn an weiter und hatte demzufolge weniger Steigerungsmöglichkeiten in der Weite. Bei Skubic und Hodgkins (1957, S. 148) bestand kein Unterschied in der Wurfweite wenn nicht erwärmt, wurfspezifisch oder wurfunspezifisch aufgewärmt wurde.

Im Hinblick auf Armbewegungen wurde auch die Präzision, mit der Würfe ausgeführt werden können, überprüft. Hierbei stellt der Freiwurf im Basketball eine geeignete Ausführungsform dar. Zwischen unspezifischer oder spezifischer Erwärmung bestand kein Unterschied auf die Wurfgenauigkeit beim

Basketball-Freiwurf (Skubic & Hodgkins, 1957, S. 148). Thompson (1958, S. 235) konnte jedoch nachweisen, dass insbesondere spezifisches Aufwärmen in Form von Probewürfen die Trefferquote erhöht.

Zur Kraftbestimmung der Beinmuskulatur hat sich der vertikale Sprung als vorteilhaft erwiesen (de Vries, 1986, S. 496). Die Sprungleistung verbesserte sich am meisten nach stationärem Laufen, gefolgt vom Dehnprogramm und Kniebeugen (Pacheo, 1957, S. 57). Weiterführend konnte gezeigt werden, dass generell Aufwärmen in Form von stationärem Laufen im Vergleich zu direkter Sprunghöhenmessung positiver wirkt (Pacheo, 1959, S. 203). Bei inhaltlich gleichen, aber unterschiedlich langen Aufwärmphasen wurden die größten Zuwächse in der Sprunghöhe nach 1 bzw. 2 Minuten Stuhlsteigen beobachtet. 4 Minuten Erwärmung hatte keinen Effekt und 6 Minuten beeinträchtigten sogar die Sprungleistung (Richards, 1968, S. 670).

Für die Sportart Schwimmen existieren ebenfalls einige Studien, welche die Überlegenheit einer Erwärmung nachweisen können (de Vries, 1986, S. 497). Kurzfristig führte 8-minütiges heißes Duschen zu einer Verbesserung der 440 Yard-Zeit um 1.5 % im Vergleich zu keiner Aufwärmmaßnahme (Carlile, 1956, S. 143). Nach einem 4-wöchigen Trainingsprogramm im Schwimmen bildete Thompson (1958, S. 233) zwei Gruppen von Schwimmern. Die erste Gruppe bestand aus Sprintschwimmern und die zweite aus ausdauernden Schwimmern. Bei den Sprintern konnte ein signifikanter Unterschied zwischen keiner Aufwärmphase und spezifischem Aufwärmen berechnet werden. Die Ausdauerschwimmer legten aufgewärmt 1.27 Runden mehr zurück als in unaufgewärmtem Zustand.

*Zusammenfassend* sind die Angaben in der Literatur zum Zusammenhang zwischen Aufwärmen und Schnelligkeitsleistungen beim Sprint und Rad fahren uneinheitlich. Die überwiegende Anzahl der Studien zeigt aber, dass durch Aufwärmen eine Leistungssteigerung möglich ist.

Die Mehrzahl der zitierten Studien integriert jedoch kein Beweglichkeitstraining in der Erwärmung bzw. verzichtet auf eine Beschreibung der Treatments. Somit bleibt zunächst unklar, wie sich eine zusätzliche Dehneinheit auf die anschließende Leistung auswirkt.

## 4.3 Dehnen als Bestandteil eines Aufwärmprogramms

### 4.3.1 Auswirkungen auf die körperliche Leistungsfähigkeit

Die Bedeutsamkeit einer Erwärmung vor körperlicher Belastung wurde bisher verdeutlicht. Aktuell wird jedoch das Dehnen als zusätzliche sinnvolle Vorbereitungsmaßnahme im Sport hinterfragt (vgl. Schilling & Stone, 2000; Wiemann & Klee, 2000; Wiemeyer, 2002; Turbanski, 2003). Im Bereich der kurzfristigen Effekte wurden durch Dehnen insbesondere die anschließenden Kraftleistungen negativ beeinflusst. Im Folgenden werden deshalb Studien vorgestellt, die Dehnprogramme zusätzlich zu anderen Aufwärmmethoden hinsichtlich ihrer Wirkung überprüften (siehe Tabelle 23).

*Tabelle 23: Ausgewählte Studien hinsichtlich der Integration eines Dehnprogramms in ein Aufwärmtraining.*

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnis
Pacheo (1957)	10 Studenten (♂ = 9; ♀ = 1; nicht näher spezifiziert)	- kein Aufwärmen - dehnen im tiefen Ausfallschritt mit 15 sec Kontraktion, insges. 3 min - 3 min Laufen auf der Stelle - 6 tiefe Kniebeugen in 30 sec mit 15 sec Pause, insgesamt 3 min	- stationäres Laufen verbesserte Sprunghöhe am besten, gefolgt von Dehnen, tiefen Kniebeugen und keiner Erwärmung
Lehmann et al. (1970)	Beschreibung in Kapitel 2.4.2.1.2	Beschreibung in Kapitel 2.4.2.1.2	- bei 45 °C verlängerte sich die Sehne mehr als bei 25 °C - bei gehaltener Dehnung größere Längenzunahmen
Grosser (1977)	44 männliche Probanden (nicht näher spezifiziert)	- 15 min Laufübungen und Zweckgymnastik für Hüft-Rumpf-Bereich - 15 min allgemeines Aufwärmen - 15 min Fußball - 5 min Wannenbad (40 °C) - konzentriertes Lesen zweckgymnastischer Übungen - 20 min Massage - kein Aufwärmen bei 10 °C Außentemperatur - kein Aufwärmen bei 20 °C Außentemperatur	- die Beweglichkeit verbesserte sich durch alle Aufwärmformen - innerhalb des Nichtaufwärmens erhöhte sich die Beweglichkeit mit ansteigender Temperatur - Wannenbaden war für die Beweglichkeit am günstigsten gefolgt von speziellem Erwärmen und Massage, dann mentaler Erwärmung und allgemeinem Aufwärmen und schließlich dem Spiel - bei aktiven Aufwärmformen Anstieg der Beweglichkeit von spielerischem über allgemeinem zu speziellem Aufwärmen
Prentice (1982)	Beschreibung in Kapitel 2.4.3.4	Beschreibung in Kapitel 2.4.3.4	- EMG-Aktivität wurde durch alle Treatments signifikant verringert - kein Treatment reduzierte die Aktivität nur tendenziell - größte Veränderung nach Kälte und statischem Dehnen - kein Unterschied zwischen PNF und statisch

Hubley et al. (1984)	30 gesunde Probanden aus der Sportmedizinischen Klinik	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Messung der Hüftflexion und -extension, 15 min Pause, Messung, 15 min Pause, Messung</li> <li>- Messung, 15 min statisches Dehnen der Oberschenkelrückseite und -vorderseite, Messung, 15 min Pause, Messung</li> <li>- Messung, 15 min dehnen, Messung, 15 min Fahrradergometrie, Messung</li> <li>- Messung, 15 min Fahrradergometrie, Messung, 15 min Pause, Messung</li> <li>- Messung, 15 min Fahrradergometrie, Messung, 15 min Fahrradergometrie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 15 min dehnen und Fahrradergometrie vergrößerten die Beweglichkeit bei der 2. Messung</li> <li>- Fahrrad fahren nach dehnen führte zu keiner signifikanten Veränderung</li> <li>- Fahrrad fahren nach Fahrrad fahren führte zur Verbesserung</li> <li>- Pause hat weder nach dehnen noch nach Fahrrad fahren einen signifikanten Effekt auf die BR</li> </ul>
Williford et al. (1986)	44 Studenten die an Sportkursen teilnahmen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vortest</li> <li>- 9 Wochen dehnen (Dauer: 30 sec; Gesamtdauer: 15 min, 2mal pro Woche)</li> <li>- 15 min Schulter, Rumpf, Oberschenkelrückseite und Sprunggelenk dehnen</li> <li>- 5 min joggen und dann wie oben dehnen</li> <li>- Kontrollgruppe ohne Treatment</li> <li>- Nachtest</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- dehnen erhöhte die Beweglichkeit in allen Gelenken signifikant (4.6° bis 15.2°)</li> <li>- Joggen und dehnen erhöhte sie auch signifikant (8.2° bis 24.6°), außer beim Rumpf (0.8°)</li> <li>- Kontrollgruppe erhöhte die Beweglichkeit in allen Gelenken signifikant (2.4° bis 10.0°)</li> </ul>
High et al. (1989)	62 Personen (♂ = 31; ♀ = 31) ohne Steigerungsfähigkeit	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 5 statische Dehnübungen (2mal 50 sec) für M. quadriceps beider Beine, Step-Test (rechts auf, links ab)</li> <li>- Erwärmung ohne Test</li> <li>- Erwärmung mit dehnen, dann Test</li> <li>- nur Step-Test (rechts auf, links ab)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aufwärmen führte zum geringsten Muskelschmerz nach 24 h</li> <li>- gefolgt von Aufwärmen und Dehnen, nur Step-Test und Dehnen mit Step-Test</li> <li>- der Schmerz war höher im absteigenden Bein.</li> </ul>
Cornelius et al. (1992)	120 männliche Studenten die an verschiedenen Sportkursen teilnahmen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- passives Dehnen der Oberschenkelrückseite</li> <li>- passives Dehnen, aktives Anspannen der Hüftbeuger, passives Dehnen</li> <li>- passives Dehnen, 3 sec isometrische Kontraktion der Hüftstrecker, konzentrische Kontraktion der Hüftbeuger, passives Dehnen</li> <li>- passives Dehnen, 3 sec isometrische Kontraktion der Hüftbeuger, konzentrische Kontraktion der Hüftbeuger, passives Dehnen</li> <li>- sowohl nach 10 min Eispack auf den Hüftstreckern als auch ohne Kälteanwendung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- BR differierte nicht zwischen Kälteanwendung und neutralem Dehnen</li> <li>- modifizierte PNF-Techniken waren dem passiven Dehnen überlegen hinsichtlich der BR</li> </ul>
Hennig & Podzielny (1994)	29 männliche Sportstudenten u. 17 männliche Wettkampfsportler	<ul style="list-style-type: none"> <li>- maximale Sprunghöhe</li> <li>- im unvorbereiteten Zustand</li> <li>- nach statischem Dehnen (12 Übungen je 20 sec)</li> <li>- nach 10 min warm laufen in randomisierter Reihenfolge</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- dehnen reduzierte die Sprunghöhe</li> <li>- Aufwärmen, Dehnen mit Aufwärmen und Aufwärmen mit Dehnen vergrößerten die Sprunghöhe signifikant</li> </ul>

Rodenburg et al. (1994)	50 männliche Probanden (nicht näher spezifiziert)	- 15 min Aufwärmen durch Handkurbelergometer, passives Dehnen der Armbeuger (je 20 sec statisch), exzentrischer Test, 15 min nach dem Test 15 min Massage - nur exzentrischer Test als Kontrollbedingung	- Muskelschmerz und maximale Kraft differierten nicht zwischen beiden Gruppen - der Beugewinkel war nach der Behandlung größer - Kreatinkinase war in der Kontrollgruppe größer
Taylor et al. (1995)	24 Mitglieder der US Army (♂ = 12; ♀ = 12)	- 77 °C Hitze pack (20 min) und statisches Dehnen (1 min) - -18 °C Gelpack (20 min) und statisches Dehnen (1 min) - nur statisches Dehnen (1 min)	- Hitze und dehnen vergrößerten den Dehnwinkel um 5.66° - Kälte um 3.62° - nur dehnen um 4.12° - keine signifikante Überlegenheit eines Treatments
Rosenbaum & Hennig (1997)	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	Beschreibung in Kapitel 2.4.1.1	- dehnen erhöhte die Dorsalflexion - dehnen führte zu keiner Verbesserung der Kraftparameter - warm laufen verbesserte die Ausprägung der Kraftparameter
Mohr et al. (1998)	Beschreibung in Kapitel 2.4.3.4	Beschreibung in Kapitel 2.4.3.4	- M. biceps femoris änderte die EMG-Aktivität nicht durch Aufwärmen - sowohl der M. soleus als auch der M. gastrocnemius verringerten die EMG-Aktivität nach dem Aufwärmen signifikant
Haack et al. (2001)	24 Sportstudenten (♂ = 12; ♀ = 12)	- 10 min Laufen - 15 min Laufen - 10 min Laufen, 5 min passiv-statisches Dehnen	- BR im Hüftgelenk verbesserte sich durch alle 3 Treatments hochsignifikant - am stärksten veränderte sich der Winkel durch Laufen mit dehnen - die DS reduzierte sich nur durch 15 min Laufen und Laufen mit Dehnen
Wiemeyer (2002)	23 Basketball-Spieler (nicht näher spezifiziert)	- standardisiertes Aufwärmprogramm - 3 Vertikalsprünge - 5 min Pause oder statisches Dehnen (3mal 20 sec) - 3 Vertikalsprünge	- Sprunghöhe veränderte sich nach der Pause nicht bzw. stieg an - Sprunghöhe sank nach dehnen ab
Wiemeyer (2002)	17 jugendliche Leichtathleten (nicht näher spezifiziert)	- 3 Vertikalsprünge - standardisiertes Aufwärmen - 3 Vertikalsprünge - 3 min Pause oder statisches Dehnen (3mal 20 sec) - 3 Vertikalsprünge	- Sprunghöhe veränderte sich nach der Pause nicht bzw. stieg an - Sprunghöhe sank nach dehnen ab

*Zusammenfassend* wird in den aufgeführten Studien der Effekt der Erwärmung anhand verschiedener abhängiger Variablen überprüft. Ein Parameter ist die Veränderung der EMG-Aktivität durch Aufwärmen. Statisches Dehnen und PNF-Technik sowohl unter Hitze- als auch Kältebedingungen bzw. die Anwendung eines komplexen Aufwärmprogramms verringerten die Muskelaktivität. Weiterhin wurde die Auswirkung eines zusätzlichen Dehnprogramms auf die Kraftentfaltung untersucht. Dabei scheint Dehnen vor einer Kraftbelastung negative Folgen zu haben (vgl. Turbanski, 2003, S. 5), wobei die Zeitspanne zwischen Dehnen und anschließender Kraftleistung nicht angegeben wird.

Wiemann und Klee (1993, S. 445) konnten diesbezüglich zeigen, dass 5 Minuten nach dem Dehnen negative Effekte auf die 35-m-Sprintzeit wieder abnahmen. Demnach scheint lediglich sofort nach dem Dehnen die Leistungsfähigkeit bei Kraftparametern negativ beeinträchtigt zu sein (vgl. Schilling & Stone, 2000). Zusätzlich sind bereits nach 10 Minuten viskoelastische Veränderungen durch Dehnen wieder aufgehoben (vgl. Magnusson et al., 1996, S. 375). Wie lange demgegenüber die Bewegungsreichweite erhöht bleibt, ist derzeit noch nicht geklärt. Im praktischen Bereich ist es demnach wichtig zu wissen, welchen Inhalt die auf die Erwärmung folgende Belastung hat und welches Ziel angestrebt wird. Eine zusätzliche Kenngröße ist die Adressatengruppe. Beispielsweise sollten Athleten, die in ihrer Sportart auf hohe Beweglichkeitsanteile zurückgreifen müssen, dehnen (vgl. Israel, 1995; Wiemann & Klee, 2000). Des Weiteren ist entscheidend, in welcher zeitlichen Folge nach der Erwärmung eine Leistung zu erbringen ist. Zusätzliche maximale Muskelkontraktionen in Form von Sprints oder Sprüngen unmittelbar vor Trainings- bzw. Wettkampfbeginn können die so genannten negativen Effekte des Dehnens nahezu ausgleichen (Turbanski, 2003, S. 5–6).

Neben den bisher beschriebenen abhängigen Variablen fand die Veränderung der Beweglichkeit durch Aufwärmen das größte Interesse. Aufwärmen mit oder ohne anschließendes Dehnen erbrachte im Vergleich zu keiner Erwärmung die besseren Ergebnisse. In Bezug auf die Kombination von Aufwärmen und Dehnen im Vergleich zu reinen Dehnübungen sind die Ergebnisse auf Grund von unterschiedlichen methodischen Vorgehensweisen und Treatmentkombinationen indifferent.

#### **4.3.2 Muskelkater- und Verletzungsprophylaxe**

Dem Dehnen wurde bislang auch ein vorbeugender Effekt gegenüber Muskelkater bzw. muskulären Verletzungen zugeschrieben (vgl. O'Neil, 1976, S. 31; Shellock & Prentice, 1985, S. 272; Wilson et al., 1991, S. 403). Dabei sollen insbesondere durch die Temperaturerhöhung als Folge einer vorherigen Erwärmung die Elastizität der Muskeln gesteigert und somit Verletzungen vermieden werden (vgl. Kapitel 4.1.1; Joch & Ückert, 1999, S. 163). Niedrige Muskeltemperaturen und die Höhe der Nachgiebigkeit des Muskels sind scheinbar wichtige Faktoren für Verletzungen (Shellock, 1983, S. 136; de Vries, 1986, S. 498). Deshalb soll vor einer Dehnmaßnahme zunächst eine allgemeine Erwärmung durchgeführt werden (Shellock & Prentice, 1985, S. 270; Smith, 1994, S. 12). Aktuell wird jedoch Kritik am Dehnen insbesondere im Hinblick auf seine angeblich verletzungsprophylaktische Wirkung geäußert (Herbert & Gabriel, 2002, S. 4; Wiemeyer, 2002, S. 71 ff). Vergleicht man den Dehnprozess mit einer Kontraktion, so wird deutlich, dass in beiden Fällen die serienelastischen Elemente eines Muskels jeweils in ähnlicher Weise einer Zugbelastung ausgesetzt sind. Der Betrag der passiven Spannung wäh-

rend extremer Dehnungen kann im Einzelfall den bei maximalen isometrischen Kontraktionen übersteigen (Wiemann & Klee, 2000, S. 7). Eine eigene Studie konnte nachweisen, dass die maximale Dehnungsspannung im Durchschnitt 64 % unterhalb der maximalen isometrischen Kontraktionskraft lag (Glück & Wydra, 2000, S. 72).

#### 4.3.2.1 Muskelkaterprophylaxe

Muskelkater, also Muskelschmerzen mit verzögertem Beginn, entsteht durch kleinste Verletzungen der Muskelzelle (Hoppeler, 1991; Smith, 1991; Wiemeyer, 2002). Für die Entstehung von Muskelkater ist die Belastungsart und -intensität sowie das Leistungsniveau der betreffenden Person von Bedeutung (Appell et al., 1992). Enzyme wie z. B. die Kreatinkinase (CK) sind wichtige Blutparameter beim Nachweis von Muskelkater. Wurden am Muskel durch exzentrische Belastungen Mikrotraumen provoziert, würden die Zugspannungen eines anschließenden Dehnprogramms diese Verletzungen sogar verstärken.

Bezüglich der Muskelkaterprophylaxe präsentierte Wiemeyer (2002, S. 71–72) einige Studien. Von sechs zitierten Untersuchungen konnte lediglich bei drei Versuchen das Dehnen den Muskelkater nicht verhindern (Smith et al., 1993; Wessel & Wan, 1994; Wiemann & Kamphöfner, 1995). Wiemann und Kamphöfner (1995, S. 413) dehnten *vor* einer exzentrischen Kraftbelastung und führten diese Kombination fünfmal nacheinander durch. Da somit *vor* der nachfolgenden Dehnung eine Belastung stattfand, könnten die *nachfolgend* entstandenen Zugspannungen zur Verstärkung des Muskelkaters geführt haben. Die Ergebnisse von Smith et al. (1993) sind nicht praktikabel, denn in der Studie wurden die Probanden 1 Stunde lang statisch oder ballistisch gedehnt. Dadurch wurde ein leichter Muskelkater ausgelöst. Andere Studien konnten keine Muskelkater prophylaktische Wirkung nachweisen (Lightfoot et al., 1997; Johannsson et al., 1999).

Rodenburg et al. (1994, S. 417) überprüften, ob eine 15-minütige Handkurbelergometrie mit anschließendem statischen Dehnen (Dauer 29 Sekunden) *vor* einer exzentrischen Belastung und eine nachfolgende 15-minütige Massage im Vergleich zu einer Kontrollgruppe Muskelkater verhindert. Tatsächlich waren in der Versuchsgruppe die CK-Aktivität und die Schmerzempfindung geringer und der maximale Ellbogenbeugewinkel sowie die maximale isotonische Kraftentwicklung größer. Muskelkater konnte aber nicht ganz vermieden werden. Wenn die durchgeführte Belastung die Leistungsfähigkeit überschreitet, kann Dehnen im Vorfeld den Muskelkater lediglich lindern, aber er kann nicht vollständig verhindert werden. Außerdem wurde in dieser Studie eine ganze Reihe von prophylaktischen Maßnahmen durchgeführt, so dass der positive Effekt nicht allein auf das Dehnen zurückzuführen ist.

High et al. (1989, S. 358) untersuchten ebenfalls, inwiefern eine Erwärmung *ohne* nachfolgenden Step-Test bzw. ein Aufwärmen mit anschließendem Dehnen, ein Dehnprogramm oder keine Maßnahme *vor* einem Step-Test die Ausprägung des Muskelkaters nach 24 Stunden beeinflusst (Beschreibung der Studie in Tabelle 23). Der Muskelkater war in den drei Gruppen, die den Step-Test absolvierten gleich stark ausgeprägt. Lediglich die Aufwärm-Gruppe *ohne* anschließenden Test hatte signifikant weniger Muskelkater. Die exzentrische Belastung führte zu signifikant höherem Muskelkater-Schmerz als die konzentrische. Es ist anzunehmen, dass die Muskelkater prophylaktische Maßnahme *vor* einer Belastung egal ist. Viel entscheidender ist die Belastungshöhe. Liegt diese über dem persönlichen Leistungsniveau, wird unabhängig von der vorbereitenden Maßnahme Muskelkater ausgelöst.

Buroker und Schwane (1989, S. 66 und S. 69) untersuchten, ob statisches Dehnen *nach* einer Belastung einen Muskelkater lindern kann. Die Versuchspersonen absolvierten zur Provokation des Muskelkaters einen 20-minütigen Step-Test, bei dem mit dem rechten Bein auf- (konzentrische Belastung) und mit dem linken Bein abgestiegen wurde (exzentrische Belastung). Die Höhe der zu ersteigenden Stufe betrug 110 % des Patella-Bodenabstandes. Um zu überprüfen, ob ein Muskelkater kurz- und langfristig durch Dehnen beeinflusst werden kann, absolvierten die Teilnehmer im Anschluss an den Step-Test 24 Stunden in Zwei-Stunden-Intervallen und in den folgenden 48 Stunden im Vier-Stunden-Zyklus ein Dehntraining (jeweils 10 Wiederholungen mit 30 Sekunden Dauer). Das Programm konnte den bei allen Probanden provozierten Muskelkater in der exzentrisch belasteten Beinmuskulatur nicht signifikant vermindern. In der ischiocruralen Muskulatur des exzentrisch belasteten Beines wurden sogar tendenziell vermehrt Beschwerden angegeben. Mikrotraumen im Muskel sind offensichtlich durch ein Dehntraining generell nicht rückgängig zu machen. Selbst die Vermutung, dass die durch ein Dehntraining verbesserte muskuläre Durchblutung mittelfristig eine schnellere Regeneration bewirken könnte, bestätigte sich nicht, was aber möglicherweise auf den außergewöhnlich hohen Trainingsumfang zurückzuführen ist (vgl. de Vries, 1961).

Herbert und Gabriel (2002, S. 2) verglichen in einem Reviewartikel fünf Studien, die sich mit den Effekten des Dehnens auf die Ausprägung des Muskelkaters beschäftigten. Dabei wurden lediglich zwei Studien aufgeführt, bei denen *vor* der Belastung gedehnt wurde (Wessel & Wan, 1994; Johansson et al., 1999). Herbert und Gabriel (2002) berücksichtigten drei Studien, die erst *nach* der Belastung dehnten (McGlynn et al., 1979; Buroker & Schwane, 1989; Wessel & Wan, 1994). Die zitierten Studien wurden allerdings nicht differenziert unter dem Aspekt des Dehnens *vor* und *nach* Belastung ausgewertet, so dass dahingehend leider keine Beurteilung möglich ist. Zusammenfassend zei-

gen die Untersuchungen, dass Dehnen den Muskelkater-Schmerz 72 Stunden nach der Belastung nicht signifikant reduziert. Auf Grund der beschriebenen methodischen Mängel können keine verlässlichen Rückschlüsse auf die Muskelkater prophylaktische Wirkung des Dehnens *vor* Belastung gezogen werden.

de Vries (1961, S. 178) wollte mit seiner Untersuchung beweisen, dass ein durch exzentrische Kontraktionen hervorgerufener Muskelkater durch *anschließendes* statisches Dehnen verhindert werden kann. Der Autor verzichtet allerdings auf eine Kontrollgruppe. Muskelkater sollte in den Handgelenkstreckern und -beugern durch ein Hanteltraining ausgelöst werden. Die Belastung dauerte insgesamt 4 Minuten bei 30 Hyperextensionen pro Minute. Sofort nach dem Treatment und 2, 6, 20 und 22 Stunden danach wurden die Muskeln des Unterarmes statisch gedehnt (Dauer: 1 Minute). Die Einschätzung über die Stärke des Muskelkaters erfolgte durch eine vierstufige Skala während der Belastung, sowie 4, 8, 24, 48 und 72 Stunden danach. 24 ( $p \leq 0.01$ ) und 48 Stunden ( $p \leq 0.05$ ) nach Belastung war der subjektiv empfundene Muskelschmerz im gedehnten Arm signifikant geringer. Die Intensität der Belastung war aber offensichtlich nicht ausreichend, um einen echten Muskelkater auszulösen, die Versuchspersonen gaben lediglich leichte Muskelschmerzen an. Dies erklärt möglicherweise die Linderung der muskulären Beschwerden durch das anschließende Dehnen, die bei starken Schmerzen in Form eines Muskelkaters nicht gefunden wurde.

#### 4.3.2.2 Verletzungsprophylaxe

Wiemeyer (2002, S. 72 ff) zitiert in einem Übersichtsartikel verschiedene Untersuchungen, die uneinheitliche Ergebnisse zu diesem Thema liefern. Einige Studien finden ein reduziertes (Dirx et al., 1992), andere sogar ein erhöhtes Verletzungsrisiko (Walter et al., 1989; Johannsen & Stallknecht, 1993) bei sportlichen Aktivitäten nach einem Aufwärmtraining (einschließlich Dehnprogramm).

Pope et al. (2000, S. 272) untersuchten 1800 männliche Rekruten hinsichtlich ihres Verletzungsrisikos mit oder ohne Dehnen. Das Training dauerte 11 Wochen mit 40 Einheiten und insgesamt 50 Stunden unterschiedlicher Belastung. Die Experimentalgruppe absolvierte *vor* dem Training ein Aufwärm- (Laufvariationen) und Dehnprogramm (sechs Muskelgruppen wurden jeweils einmalig 20 Sekunden lang statisch gedehnt). Eine Verletzung wurde als eine mindestens dreitägige Funktionseinbuße der unteren Extremität definiert. Dehnen *vor* der Belastung führte zu einer 10%igen Verringerung der Verletzungshäufigkeit. Insbesondere im Bereich der Bindegewebs- und Muskelverletzungen konnten positive Effekte des Dehnens nachgewiesen werden.

Herbert und Gabriel (2002, S. 3) weisen anhand von zwei zitierten Studien auf die Problematik der Verletzungsdefinition hin (Pope et al., 1998; Pope et al., 2000). Es wird oft nicht in Verletzungen, die in direktem Zusammenhang mit dem Muskelzustand stehen (z. B. Zerrungen) oder den Bewegungsapparat allgemein betreffen (z. B. Verstauchungen, Stressfrakturen) und nicht unmittelbar mit einem Dehntraining in Zusammenhang stehen, differenziert. Beide Studien zeigten kein signifikant reduziertes Verletzungsrisiko durch Dehnen *vor* einer Belastung (181 Verletzungen in der Treatment- versus 200 in der Kontrollgruppe). Für einzelne Muskelbereiche wurde durch Dehnen die Verletzungshäufigkeit jedoch zumindest tendenziell gemindert. Beispielsweise traten im Bereich des Oberschenkels bei der Kontrollgruppe 10 und bei der Dehngruppe lediglich zwei Muskelverletzungen auf, oder bei der Kontrollgruppe traten 27 Bandverletzungen am Knöchel auf, während bei der Dehngruppe lediglich 19 Verletzungen registriert wurden (Pope et al., 2000, S. 274).

Auch Shrier (1999, S. 221) verfasste einen Überblicksartikel bezüglich der Verletzungsminderung durch Dehnen *vor* einer Belastung. Hierfür wurde zwischen klinischen und Grundlagenuntersuchungen differenziert, die sich ausschließlich mit Muskel-Sehnenverletzungen beschäftigten. Im klinischen Bereich konnte der Autor vier Artikel zitieren, die Dehnen *vor* der Belastung positiv bewerteten (Ekstrand et al., 1983a und 1983b; Bixler & Jones, 1992; Wilber et al., 1995). Beispielsweise traten bei 180 Profi-Fußballspielern durch eine Vielfalt an Maßnahmen *vor* der Belastung (vom Aufwärmen ohne Angaben oder dem Dehnen bis hin zu getapten Knöcheln) 75 % weniger Verletzungen im Vergleich zur Kontrollgruppe auf. Welche vorbereitenden Interventionen maßgeblich für die reduzierte Verletzungshäufigkeit verantwortlich waren, bleibt offen (Ekstrand et al., 1983b).

Drei Studien geben ein erhöhtes Verletzungsrisiko bei sportlichen Belastungen *nach* einem Dehntraining an (Kerner & D'Amico, 1983; Howell, 1984; Jacobs & Berson, 1986), fünf weitere Untersuchungen finden keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen Verletzungshäufigkeit und Dehnintervention (Blair et al., 1987; Macera et al., 1989; Walter et al., 1989; Brunet et al., 1990; van Mechelen et al., 1993). Bei einer Studie von Howell (1984, zitiert nach Shrier, 1999) klagten beispielsweise alle Probanden (13 Ruderer) im Zusammenhang mit einem Dehntraining über Rückenschmerzen, wobei unklar bleibt, ob die Beschwerden ursächlich auftraten oder erst durch die Intervention verursacht wurden. Die Untersuchung von van Mechelen et al. (1993) beinhaltet keine eindeutige Trennung der Verum- und Kontrollgruppe. Andere Studien vernachlässigen eine differenzierte Untergliederung der Probanden z. B. nach Trainingszustand, -erfahrung, so dass eine eindeutige Beurteilung der Ergebnisse offen bleiben muss (Brunet et al., 1990).

Rupp und Kuppig (1995, S. 127) führten an drei Fußballmannschaften (Halbprofi-, Amateur- und B-Jugendmannschaft) vor einer Spielsaison einen Muskel-Funktionstest (Janda, 1976) zur Bestimmung der Dehnfähigkeit der Beinmuskulatur durch. Im Laufe der Saison wurden Verletzungen diagnostiziert und protokolliert. Am Ende des Erhebungszeitraumes wurde erneut der Muskel-Funktionstest durchgeführt. Wesentliches Ergebnis war, dass die Spieler, die im Saisonverlauf eine Muskelverletzung erlitten, zu Beginn tendenziell eine geringere Beweglichkeit aufwiesen, lediglich der Unterschied in der Halbprofi-Mannschaft war signifikant. Generell zeigte sich bei den Amateurspielern die niedrigste und bei den Jugendspielern die höchste muskuläre Dehnfähigkeit ( $p \leq 0.01$ ). Diese Ergebnisse müssen unter den methodischen Einschränkungen des verwendeten Testverfahrens, das nur eine grobe Einteilung der Dehnfähigkeit erlaubt und nicht mit exakt standardisierten Laborbedingungen vergleichbar ist, bewertet werden.

*Zusammenfassend* ist es anhand der aufgeführten Datenlage nicht möglich eine eindeutige Empfehlung für ein Dehnprogramm im Rahmen eines Aufwärmtrainings zu geben. Scheinbar hat das Dehnen als *Muskelkaterprophylaxe* auch vor Belastung nur sekundären Charakter. Entscheidender für das Auftreten von Muskelkater ist die Belastungsintensität und -form. Eine Überschreitung des persönlichen Leistungsniveaus erhöht in weitaus größerem Maße die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten eines Muskelkaters, als vorbereitende Maßnahmen in Form eines Dehnprogramms. Ein vor Belastung durchgeführtes Dehnen kann möglicherweise die Entstehung bzw. den Ausprägungsgrad eines Muskelkaters nach körperlichen Belastungen, insbesondere bei Intensitäten im Grenzbereich der muskulären Leistungsfähigkeit, verringern. Muskuläre Beanspruchungen oberhalb der individuellen Belastbarkeit können zu traumatischen Veränderungen im Muskel führen, die durch Dehnen nicht umkehrbar sind und akut dadurch eher ungünstig beeinflusst werden. Erst im weiteren Verlauf kann Dehnen die muskuläre Regeneration durch Lockerung und Stoffwechselanregung fördern.

Die Bedeutung des Dehnens aus *verletzungsprophylaktischer Sicht* ist ebenfalls bisher nicht eindeutig geklärt. Anhand der derzeitigen Datenlage ist kein eindeutiger Trend zu Gunsten des Dehnens möglich, lediglich im Einzelfall konnte die Verletzungshäufigkeit durch ein Beweglichkeitstraining gemindert werden. Die durch Dehnen initiierten viskoelastischen Reaktionen führen aber auch zu einer verminderten Spannung im Muskel-Sehnengewebe, wodurch die Stabilität eines Gelenkes herabgesetzt sein kann (vgl. Wiemeyer, 2002, S. 73). Die zusätzlich kurzfristig reduzierte Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels nach einer Dehnprozedur kann das Verletzungsrisiko weiter erhöhen. Da die Studien zu diesem Themenkomplex häufig methodische Einschränkungen aufweisen, mindert dies die Aussagekraft der Befunde zum Teil erheblich.

Um eindeutigere Aussagen bezüglich verschiedener Aufwärmprozeduren auf die Ausprägung der Beweglichkeit machen zu können und damit der Frage ein Stück näher zu kommen, ob es überhaupt empfehlenswert ist, innerhalb eines Aufwärmprogramms zu dehnen, sollte in der folgenden Untersuchung allgemeines Aufwärmen, Aufwärmen mit anschließendem Dehnen und alleiniges Dehnen sowie eine Kontrollgruppe ohne Intervention verglichen werden.

## 4.4 Darstellung der Untersuchung

### 4.4.1 Fragestellung und Arbeitshypothesen

Mit Hilfe dieser Untersuchung soll überprüft werden, inwiefern ein Aufwärmprogramm im Vergleich zu keiner erwärmenden Maßnahme die Beweglichkeitsparameter der ischiocruralen Muskulatur beeinflusst.

### 4.4.2 Untersuchungsmethodik

#### 4.4.2.1 Personenstichprobe

An der Untersuchung nahmen insgesamt 31 Sportstudenten teil (vgl. Tabelle 24). Im weiteren Verlauf wird keine geschlechtsspezifische Betrachtung durchgeführt.

Tabelle 24: Darstellung der anthropometrischen Daten der Versuchspersonen ( $M \pm SD$ ).

	<b>Gesamtstichprobe (n=31)</b>	<b>Männer (n=20)</b>	<b>Frauen (n=11)</b>
<b>Alter [Jahre]</b>	24.2±2.8	24.2±2.7	24.2±3.0
<b>Größe [cm]</b>	176.8±7.4	180.3±5.9	170.6±5.8
<b>Gewicht [kg]</b>	69.2±9.7	74.6±7.3	59.3±3.7

Sowohl die Rekrutierung der Probanden als auch Anweisung bezüglich der alltäglichen Belastungen sind synonym zu den Ausführungen von Kapitel 3.3.2.1.

#### 4.4.2.2 Variablenstichprobe

Zusätzlich zu den in Kapitel 2.4 vorgestellten und den in Kapitel 3.3.2.2 operationalisierten Parametern wird in dieser Studie die Herzfrequenz und die maximale willkürliche Kontraktionskraft erfasst.

#### 4.4.2.2.1 Herzfrequenz

Die Messung der Herzfrequenz ist eine einfache Methode zur Beurteilung und Steuerung der Intensität bei körperlicher Belastung (Urhausen et al., 1992, S. 446). Für ein allgemeines Aufwärmtraining wird ein Intensitätsbereich von 50 bis 60 % der maximalen Leistungsfähigkeit empfohlen (vgl. Joch & Ückert, 1999, S. 164; Bishop, 2003, S. 491). High et al. (1989, S. 359) führten als Aufwärmen ein 10-minütiges Auf- und Absteigen auf einen Kasten (10 Zentimeter hoch) durch. Dabei wurden Herzfrequenzen von 130 bzw. 132  $\text{min}^{-1}$  gemessen. Schönthaler und Ohlendorf (2002, S. 118–119) erwärmten die Probanden vor dem Treatment allgemein mittels einer fahrradergometrischen Dauerbelastung mit einer Intensität von 1 Watt pro Kilogramm Körpergewicht. Atkinson et al. (1999, zitiert nach Bishop, 2003, S. 491) erwärmten die Probanden auf einem Fahrradergometer über 25 Minuten bei 60 % der maximal gemessenen Herzfrequenz (peak power output), was einer Belastung von 105  $\text{min}^{-1}$  entspricht.

Da die maximale fahrradergometrische Leistungsfähigkeit bei 25-jährigen Sportstudenten in der Literatur etwa zwischen 3.5 und 4 Watt pro Kilogramm Körpergewicht (vgl. Nowacki, 1980, S. 260; Schwarz, 2001, S. 88) bzw.  $302.9 \pm 46.2$  Watt (Manz et al., 1984, S. 154) angegeben wird, wurde bei dieser Studie eine etwas höhere Intensität von 1.5 Watt pro Kilogramm Körpergewicht gewählt. Um diese Intensitätsvorgabe beurteilen zu können, wurde die Herzfrequenz registriert, die als relativ objektiver und praktikabler Parameter zur Belastungsdosierung bei Ausdauerbeanspruchungen gilt. In der Regel dient die *maximale* Herzfrequenz als Bezugspunkt und wird entweder durch ein stufenförmig ansteigendes Testverfahren bzw. eine 1- bis 3-minütige maximale (Lauf-)Belastung gemessen oder zur groben Orientierung per Faustformel [220 (Laufen) bzw. 200 (Rad fahren)  $\text{min}^{-1}$  minus Lebensalter] berechnet (Kindermann, 1987b, S. 9; Schwarz & Schwarz, 2003, S. 40).

Die Herzfrequenz [ $\text{min}^{-1}$ ] wurde in dieser Studie mittels Pulsuhr (Accurex-Plus der Firma Polar Electro<sup>®</sup>, Finnland) bei 15 Probanden ( $\text{♂} = 8$ ;  $\text{♀} = 7$ ) jeweils zu Beginn, während der 8., 10., 13. und 15. Minute beim *Aufwärmen* und beim *Aufwärmen und Dehnen* jeweils während der Belastung auf dem Fahrradergometer mit 1.5 Watt pro Kilogramm Körpergewicht gemessen. Das Herzfrequenzverhalten während dieser Belastung sollte Aufschluss geben über den gewählten Intensitätsbereich.

#### 4.4.2.2 Maximale willkürliche Kontraktionskraft

Um Aussagen über eventuelle Anpassungserscheinungen treffen zu können, wird die Veränderung der Kraftspitzenwerte während maximaler willkürlicher Kontraktion (MVC) berechnet. Zur Erhebung und Auswertung der Maximalkraftwerte steht dasselbe System wie für die Registrierung der Zugkraft zur Verfügung (vgl. Kapitel 3.3.2.2.2).

#### 4.4.2.3 Treatmentstichprobe

Der *erste Test* beinhaltete ein *allgemeines Aufwärmen* (A) als Treatment, das auf einem Fahrradergometer in sitzender Position mit einer Intensität von 1.5 Watt pro Kilogramm Körpergewicht absolviert wurde. Die Belastung wurde 13 Minuten beidbeinig und danach 2 Minuten einbeinig (Testbein) mit der Hälfte der Wattzahl durchgeführt, um die Beinbeugemuskelatur noch intensiver aufzuwärmen (vgl. Hubley et al., 1984, S. 105; Ericson et al., 1985, S. 56). Der Fuß des Testbeines war dabei durch einen Riemen fest mit dem Pedal verbunden.

Im *zweiten Test* wurden ein *allgemeines Erwärmen* und ein anschließendes standardisiertes *Dehnprogramm* (AD) absolviert. Die Probanden erwärmten sich 10 Minuten auf dem Fahrradergometer (siehe oben), wobei auch hier die beiden letzten Minuten einbeinig durchgeführt wurden. Direkt im Anschluss fand ein 5-minütiges Dehnprogramm für die hintere Oberschenkelmuskulatur statt (jeweils 30 Sekunden statisch durch direkte Eigendehnung).

Im *dritten Test* wurde die ischiocrurale Muskulatur nur 15 Minuten (wie oben beschrieben) *gedehnt* (D).

Der *vierte Test* diente als *Kontrollbedingung* (K) ohne Intervention.

Um Interferenzen zwischen den Aufwärmmethoden auszuschließen, wurden die Versuchsteilnehmer zufällig in vier Gruppen eingeteilt absolvierten alle Treatments in randomisierter Reihenfolge.

#### 4.4.2.4 Ablauf der Untersuchung

Die Probanden wurden wie in Kapitel 3.3.2.4 zunächst vor jedem Gewöhnungs- und Testtermin gesundheits- und sportanamnestisch befragt und anschließend auf der Apparatur positioniert.

Der Ablauf der *Gewöhnungstermine* war nahezu identisch zur vorangegangenen Untersuchung. Das Erproben der Messapparatur wurde mittels direkter Eigendehnung und statt 8 nun 10 Minuten lang durchgeführt. Danach wurde statt sechsmal nun achtmal die maximale Dehnposition eingenommen. Weiterhin sollte dreimal eine submaximale Dehnposition statt 45 Sekunden nun 35 Sekunden eingenommen werden. Nach einer kurzen Pause erfolgte abschließend

wieder eine MVC-Messung. Zusätzlich bekamen die Probanden auch bei dieser Studie eine Einweisung in die Verwendung der Borg-Skala, da sowohl bei den maximalen, als auch bei den submaximalen Dehnungen und der MVC-Messung das subjektive Anstrengungsempfinden durch die Skala beurteilt werden sollte. Genau eine Woche nach dem dritten Gewöhnungstermin fand der erste Testtermin für jeden Probanden statt.

Vor jedem *Test* wurden die in Kapitel 3.3.2.4 erwähnten vorbereitenden Maßnahmen durchgeführt. Nach einer 5-minütigen Erwärmung, entsprechend den Gewöhnungsterminen, fand die Positionierung auf der Apparatur statt (vgl. Kapitel 3.3.2.4).

Der Ablauf und die Rahmenbedingungen waren nahezu identisch zu dem in Kapitel 3.3.2.4. Auf Grund der Ergebnisse aus Kapitel 3.4.7 sollte die Versuchsperson im so genannten Vortest (VT) nur noch 10mal nacheinander aus der Ausgangslage ihre maximale Bewegungsreichweite durch direkte Eigendehnung ansteuern und diese sofort wieder verlassen. Zwischen den einzelnen Dehnwiederholungen konnten die Versuchsteilnehmer das Testbein zur Entspannung 30 Sekunden abstellen (siehe Abbildung 22). Das Effektivitätsoptimum wird, wie bereits beschrieben, durch direkte Eigendehnung am frühesten erreicht. Sollen motivational bedingte negative Schwankungen in der Ausprägung der Gelenkreichweite vermieden werden, sind mehr als 10 Wiederholungen nicht sinnvoll (vgl. Kapitel 3.5.7).

Während jeder Einzelmessung wurden die gleichen Beweglichkeitsparameter und MVC-Werte wie in Kapitel 3.3.2.4 aufgezeichnet. Zur Messung der MVC wurden nun lediglich 10 Hüftflexionswinkel (Messung 1–10) gemittelt. Hier wurde nicht nur der EMG-Wert während MVC verwendet, sondern auch der maximale Kraftwert.

Während der folgenden 15 Minuten absolvierten die Teilnehmer in randomisierter Reihenfolge die beschriebenen Treatments. Danach begann der so genannte Nachttest (NT) mit identischem Ablauf wie beim Vortest. Die Tests dauerten insgesamt ca. 60 Minuten.

Auf Grund gleicher Überlegungen wie in Kapitel 3.3.2.4 betrug der Testabstand jeweils exakt eine Woche. Abbildung 31 zeigt den Verlauf der gesamten Untersuchung.

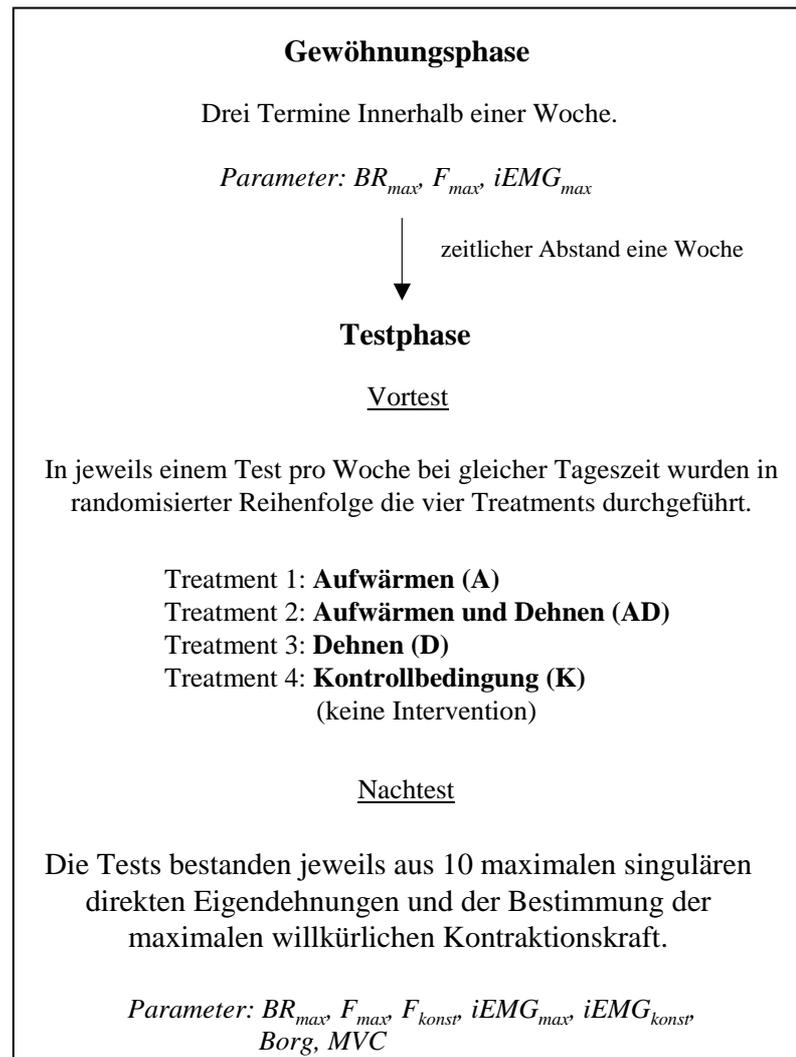


Abbildung 31: Untersuchungsdesign.

#### 4.4.2.5 Statistik

Die Voraussetzungsprüfung und anschließende Datenauswertung erfolgte gemäß den Angaben in Kapitel 3.3.2.5. Bei gegebener Voraussetzung wurden Paardifferenzen zwischen Wiederholung eins und 10 mit dem t-Test für abhängige Stichproben berechnet.

#### 4.4.3 Statistische Hypothesen

Anhand der in Kapitel 4.4.1 formulierten Fragestellungen ergeben sich folgende Hypothesen.

H<sub>8</sub>: Die maximale Bewegungsreichweite vergrößert sich a) innerhalb der Vor- und Nachttests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments *Aufwärmen*, *Aufwärmen und Dehnen*, *Dehnen*

und *keine Intervention (Kontrollbedingung)* im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.

- H<sub>9</sub>: Die maximal tolerierte Zugkraft vergrößert sich a) innerhalb der Vor- und Nachtests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.
- H<sub>10</sub>: Die Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) innerhalb der Vor- und Nachtests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.
- H<sub>11</sub>: Die maximale Muskelaktivität bleibt a) innerhalb der Vor- und Nachtests bei allen Treatments gleich und b) erhöht sich durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.
- H<sub>12</sub>: Die Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) innerhalb der Vor- und Nachtests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.
- H<sub>13</sub>: Die maximale willkürliche Kontraktionskraft nimmt nach den einzelnen Treatments zu.

## 4.5 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse in Anlehnung an die Hypothesen dargestellt. Dabei wird zunächst bei jedem Parameter auf dessen mittlere Veränderung im Vergleich von Vortest zum jeweiligen Nachtest eingegangen. Danach werden die entsprechenden Gruppenunterschiede präsentiert. Im Anschluss erfolgt die Darstellung der Veränderung der Parameter durch 10 maximale singuläre Dehnungen während den Vor- und Nachtests einschließlich der Treatmentunterschiede.

In Tabelle 25 sind die gemittelten Messergebnisse der 10 Einzelmessungen bei Vor- und Nachtest unter den jeweiligen Treatmentbedingungen für die Gesamtstichprobe dargestellt.

Tabelle 25: Erfasste Parameter des Vor- (VT; Wdh. 1–10) und Nachttests (NT; Wdh. 1–10) ( $M \pm SD$ ) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 31$ ).

	Aufwärmen		Aufwärmen & Dehnen		Dehnen		Kontrollgruppe	
	VT	NT	VT	NT	VT	NT	VT	NT
<b>BR<sub>max</sub></b> [°]	113.3±17.2	114.5±16.2	112.5±15.3	115.6±15.3	112.9±16.2	116.2±15.9	112.9±15.8	114.7±16.0
<b>F<sub>max</sub></b> [N]	188.5±66.2	197.1±65.6	187.3±82.6	202.3±90.1	179.6±52.9	192.5±48.1	193.6±55.6	184.4±40.4
<b>F<sub>konst</sub></b> [N]	188.3±85.0	178.1±70.5	171.3±78.8	171.4±76.4	162.5±54.4	156.2±47.0	170.3±47.7	171.8±48.4
<b>iEMG<sub>max</sub></b> [% MVC]	12.2±11.9	11.2±7.2	11.4±10.2	10.8±6.4	11.9±9.6	12.1±10.6	10.2±11.7	15.1±20.1
<b>iEMG<sub>konst</sub></b> [% MVC]	13.0±12.7	10.5±7.8	10.5±8.4	9.2±4.5	11.2±9.2	8.9±6.4	11.5±12.4	12.9±13.1
<b>Borg</b>	18.4±1.4	18.5±1.5	18.7±0.9	18.7±1.3	18.6±1.3	18.8±1.2	19.5±4.1	19.1±0.9
<b>MVC</b> [N]	285.3±107.4	303.1±107.3	294.9±119.0	304.0±99.3	277.6±89.5	288.6±80.0	330.4±93.1	305.6±92.7

In Tabelle 26 sind die Ergebnisse der ersten und letzten Wiederholung im Vortest unter den jeweiligen Treatmentbedingungen für die Gesamtstichprobe dargestellt.

Tabelle 26: Erfasste Parameter des Vortests (VT Wdh. 1 und 10) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 31$ ;  $M \pm SD$ ).

	Aufwärmen		Aufwärmen & Dehnen		Dehnen		Kontrollgruppe	
	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10
<b>BR<sub>max</sub></b> [°]	108.7±16.1	114.5±17.0	108.4±14.6	115.0±15.5	109.0±15.5	114.5±16.8	105.6±23.0	114.9±15.8
<b>F<sub>max</sub></b> [N]	200.5±71.1	199.9±72.3	180.9±85.1	192.9±81.0	185.9±70.5	179.5±51.5	185.7±47.7	191.8±56.2
<b>F<sub>konst</sub></b> [N]	215.3±84.0	183.5±93.2	192.6±79.6	163.2±75.5	189.0±70.4	151.8±50.7	192.5±49.6	159.4±50.5
<b>iEMG<sub>max</sub></b> [% MVC]	11.7±12.0	12.7±10.6	10.4±8.4	11.7±11.3	12.7±11.4	10.6±8.0	9.2±8.6	10.4±10.7
<b>iEMG<sub>konst</sub></b> [% MVC]	12.3±12.0	12.2±11.2	10.4±8.3	9.7±7.6	12.9±12.4	9.5±6.9	11.1±9.8	9.3±9.1

In Tabelle 27 sind die Ergebnisse der ersten und letzten Wiederholung im Nachttest unter den jeweiligen Treatmentbedingungen für die Gesamtstichprobe dargestellt.

Tabelle 27: Erfasste Parameter des Nachttests (NT Wdh. 1 und 10) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 31$ ;  $M \pm SD$ ).

	Aufwärmen		Aufwärmen & Dehnen		Dehnen		Kontrollgruppe	
	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10
<b>BR<sub>max</sub></b> [°]	111.6±15.9	115.6±16.0	112.7±15.5	117.5±15.2	114.2±15.6	117.3±16.2	112.2±15.0	116.1±16.7
<b>F<sub>max</sub></b> [N]	208.0±68.5	196.0±67.0	207.0±84.1	209.5±93.9	186.8±48.5	187.7±58.8	192.3±47.2	197.7±47.5
<b>F<sub>konst</sub></b> [N]	193.0±79.2	166.5±79.8	180.0±76.0	163.7±69.5	161.0±55.5	148.5±49.8	175.4±45.1	165.8±54.7
<b>iEMG<sub>max</sub></b> [% MVC]	11.1±7.4	11.1±8.3	10.2±4.3	12.0±8.7	12.0±10.0	11.5±10.0	12.8±14.3	15.8±24.6
<b>iEMG<sub>konst</sub></b> [% MVC]	10.6±7.2	10.3±8.1	9.1±3.3	8.9±4.7	9.6±7.7	8.3±6.8	13.0±14.4	12.7±12.1

Die in dieser Studie etwas höher gewählte Intensität für das Aufwärmen (1.5 Watt pro Kilogramm Körpergewicht) führte zu einem Herzfrequenzanstieg von  $131 \text{ min}^{-1}$  (vgl. Nowacki, 1980, S. 262; Manz et al., 1984, S. 155). Ausgehend von der berechneten maximalen Herzfrequenz ( $HF_{\text{max}} = 200 \text{ min}^{-1}$  minus Lebensalter bei der Fahrradergometrie; Kindermann, 1987b, S. 9), lag die Belastungsintensität bei dieser Studie mit 75 %  $HF_{\text{max}}$  für diese Altersgruppe im mittleren bzw. extensiven Intensitätsbereich und entsprach somit den Literaturempfehlungen für ein allgemeines Aufwärmtraining (Manz et al., 1984, S. 156; de Vries, 1986, S. 493; Coen et al., 1996, S. 99; Joch & Ückert, 1999, S. 164). Der subjektive Anstrengungsgrad wurde mit „recht leicht“ bis „etwas schwer“ (12; Borg-Skala 6–20) bewertet.

#### 4.5.1 Maximale Bewegungsreichweite

Die maximale Bewegungsreichweite (vgl. Tabelle 25; Abbildung 32) vergrößerte sich nach dem *Aufwärmen* im Vergleich zum Vortest nicht signifikant (1 %). Nach *Aufwärmen und Dehnen* fand eine Vergrößerung um 3 % statt ( $t = -4.26$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Der dazu berechnete Effekt konnte als stark eingeordnet werden ( $d' = 1.01$ ). *Dehnen* führte zu einer Erhöhung um 3 % ( $t = -6.97$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Dies entsprach einem großen Effekt ( $d' = 2.12$ ). Unter der *Kontrollbedingung* nahm die maximale Bewegungsreichweite im Vergleich zum Vortest um 2 % zu ( $t = -3.08$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.01$ ). Es konnte ein großer Effekt berechnet werden ( $d' = 0.80$ ). Im Vergleich der mittleren Differenz zwischen Vor- und Nachttest nach dem jeweiligen Treatment konnten insgesamt keine signifikanten Gruppenunterschiede berechnet werden. Im Mittel gab es keine signifikanten Gruppenunterschiede im Hinblick auf die maximale Bewegungsreichweite.

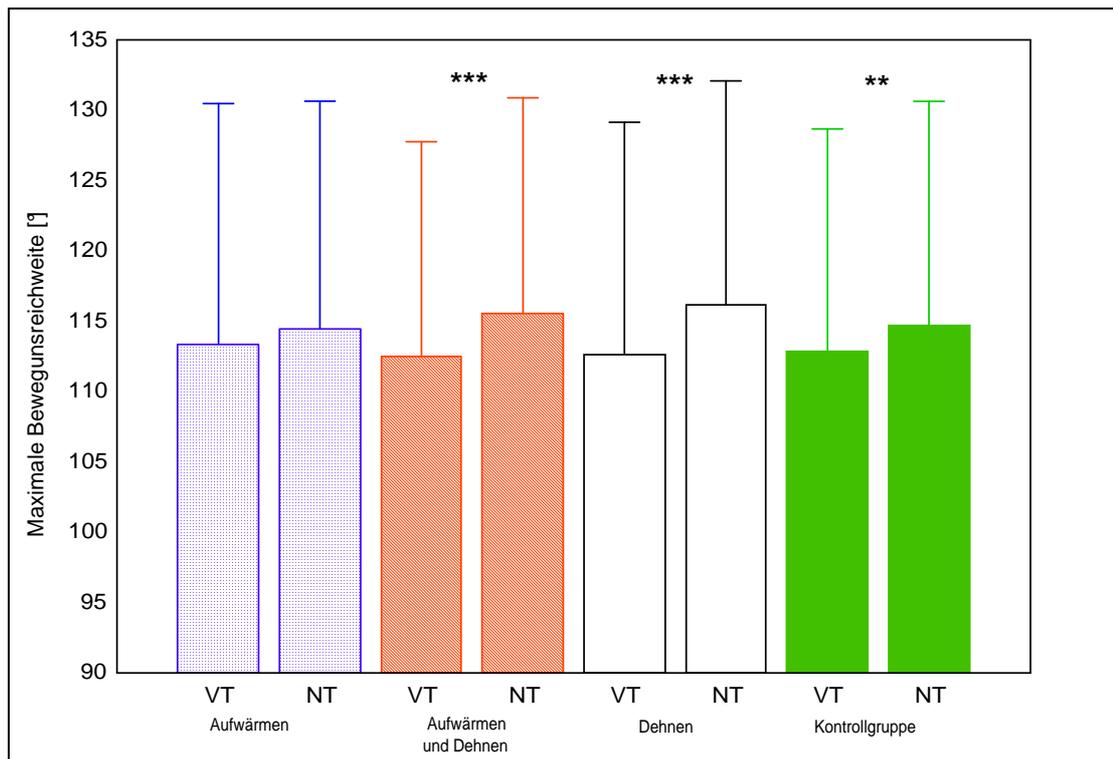


Abbildung 32: Maximale Bewegungsreichweite ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ; \*\*\* =  $p \leq 0.001$ ).

Durch 10 maximale Dehnungen (vgl. Tabelle 26; Abbildung 33) vergrößerte sich die maximale Bewegungsreichweite in allen Vortests jeweils hochsignifikant. Vor *Aufwärmen* um 5 % ( $t = - 6.34$ ;  $FG = 26.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 1.22$ ), vor *Aufwärmen und Dehnen* um 6 % ( $t = - 8.64$ ;  $FG = 29.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 1.52$ ), vor *Dehnen* um 5 % ( $t = - 5.13$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 0.89$ ) und vor der *Kontrollbedingung ohne Intervention* um 9 % ( $T = 16.0$ ;  $Z = 4.36$ ;  $p \leq 0.001$ ). Die berechneten Effekte konnten jeweils als stark bewertet werden.

Innerhalb der Nachtests (vgl. Tabelle 27; Abbildung 33) vergrößerte sie sich durch die jeweiligen Treatmentbedingungen hochsignifikant. Nach *Aufwärmen* um 4 % ( $t = - 6.39$ ;  $FG = 27.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 1.77$ ), nach *Aufwärmen und Dehnen* um 4 % ( $t = - 6.39$ ;  $FG = 27.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 2.20$ ), nach *Dehnen* um 3 % ( $t = - 5.33$ ;  $FG = 29.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 1.35$ ) und auch nach der *Kontrollbedingung* um 3 % ( $T = 23.0$ ;  $Z = 3.99$ ;  $p \leq 0.001$ ). Die berechneten Effekte waren jeweils als stark zu bewerten.

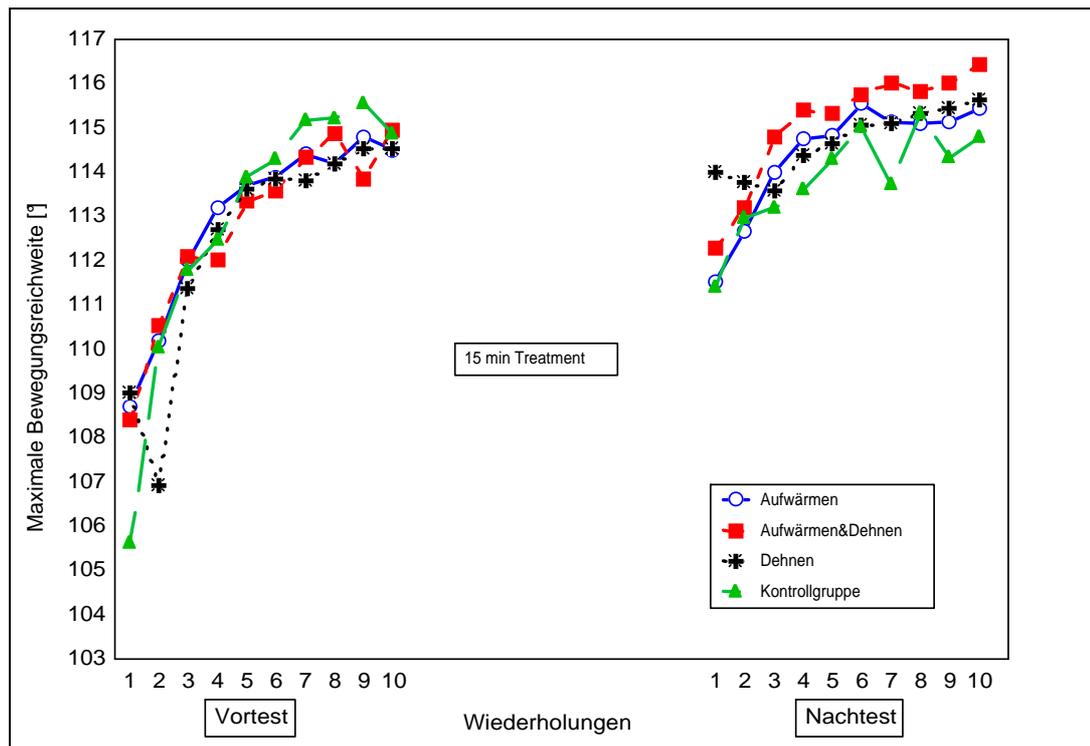


Abbildung 33: Veränderung der maximalen Bewegungsreichweite während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Bezüglich der Effektivität wiederholter singulärer Dehnungen und den Ausgangswerten konnte zwischen den vier Treatments kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden.

Zwischen dem ersten Wert des Vor- und Nachtests bestanden jeweils signifikante Unterschiede. Nach *Aufwärmen* war die Bewegungsreichweite 3 % höher ( $t = - 2.61$ ;  $FG = 26.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Es konnte ein mittlerer Effekt ermittelt werden ( $d' = 0.62$ ). Nach *Aufwärmen und Dehnen* lag sie 4 % über dem Ausgangswert des Vortests ( $t = - 4.43$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) bei großem Effekt ( $d' = 1.13$ ), nach dem *Dehnen* 5 % höher ( $t = - 5.10$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) bei großem Effekt ( $d' = 1.41$ ) und nach dem *Kontrolltreatment* 6 % höher ( $t = - 2.11$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.05$ ) mit mittlerem Effekt ( $d' = 0.64$ ).

Vom 10. Wert des Vortests bis zum ersten Wert des Nachtests konnten bei *Aufwärmen und Dehnen* und *Dehnen* lediglich tendenzielle Abnahmen von 2 % bzw. keine Veränderung berechnet werden (n. s.). Nach dem *Aufwärmen* lag der Ausgangswert des Nachtests 3 % tiefer ( $t = 3.75$ ;  $FG = 27.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) und nach der *Kontrollbedingung* 2 % unterhalb des letzten Vortestwertes ( $t = 4.53$ ;  $FG = 28.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Der Effekt war jeweils groß ( $d' = 0.98$  bzw.  $d' = 1.20$ ).

#### 4.5.1.1 Subjektiver Anstrengungsgrad

Der subjektive Anstrengungsgrad bei maximaler Dehnung ( $BR_{max}$ ) wurde im Mittel bei  $18.8 \pm 1.0$  („sehr sehr schwer“) angegeben (vgl. Abbildung 34).

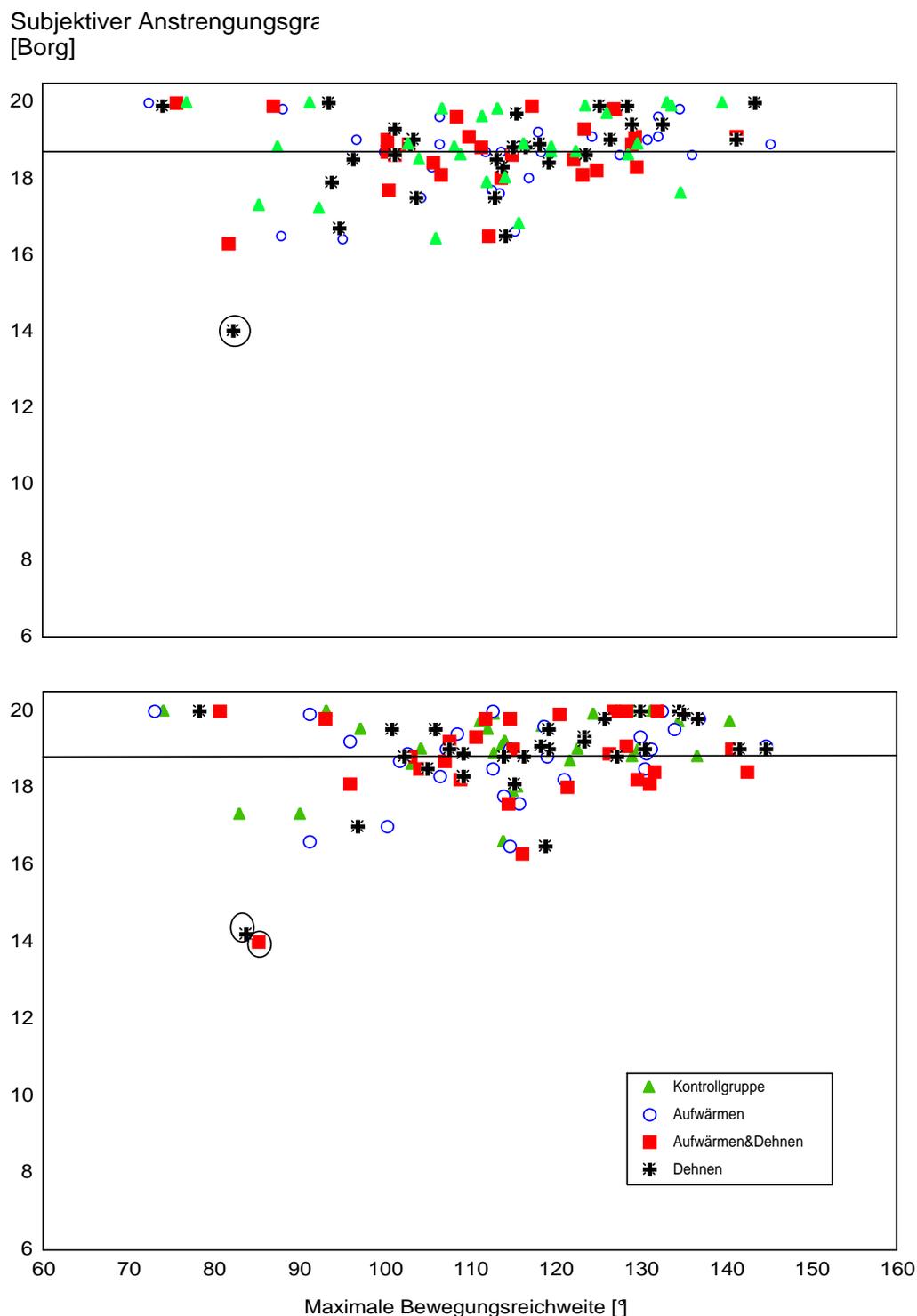


Abbildung 34: Maximale Bewegungsreichweite und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden ( $n = 31$ ) im Vor- (oben) und Nachtest (unten) bei den jeweiligen Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).

Die Bewertung des subjektiven Anstrengungsgrades variierte im Vortest bei maximaler Dehnung zwischen 14 („etwas schwer“ bis „schwer“) und 20 („sehr sehr schwer“). Vor dem *Aufwärmen* wurde im Mittel  $18.6 \pm 1.0$ , vor dem *Aufwärmen und Dehnen*  $18.7 \pm 0.9$ , vor dem *Dehnen*  $18.6 \pm 1.3$  und vor der *Kontrollbedingung*  $18.8 \pm 1.0$  auf der Borg-Skala (6–20) angegeben.

Der subjektive Anstrengungsgrad wurde im Nachtest bei maximaler Dehnung zwischen 14 („etwas schwer“ bis „schwer“) und 20 („sehr sehr schwer“) angegeben und betrug nach dem *Aufwärmen* im Durchschnitt  $18.5 \pm 1.5$ . Nach dem *Aufwärmen und Dehnen* wurde  $18.7 \pm 1.3$ , nach dem *Dehnen*  $18.8 \pm 1.2$  und *ohne Intervention*  $19.1 \pm 0.9$  angegeben.

#### 4.5.1.2 Einzelfallbetrachtung

Die auffällig niedrigen Bewertungen des subjektiven Anstrengungsgrades (Borg 14; siehe Markierungen in Abbildung 34) beim Vor- und Nachtest wurden vom jeweils selben Probanden angegeben (männlicher Fußballspieler).

Vor dem *Aufwärmen und Dehnen* (Test 1) dehnte der Proband bis zu einem Winkel von  $123^\circ$  (18 = „sehr schwer“ bis „sehr sehr schwer“), vor dem *Dehntreatment* (Test 2) lediglich bis  $82^\circ$  (14 = „etwas schwer“ bis „schwer“). Vor dem *Aufwärmen* (Test 3) erreichte der Proband wieder einen größeren Winkel von  $118^\circ$  (19 = „sehr sehr schwer“) und vor der *Kontrollbedingung* (Test 4)  $113^\circ$  (20 = „sehr sehr schwer“).

Im Nachtest wurde nach dem *Aufwärmen und Dehnen* ein Gelenkwinkel von  $85^\circ$  (14), nach dem *Dehnen*  $84^\circ$  (14), nach dem *Aufwärmen*  $91^\circ$  (17 = „sehr schwer“) und nach der *Kontrollbedingung*  $83^\circ$  (17 = „sehr schwer“) erzielt.

#### 4.5.2 Maximal tolerierte Zugkraft

Im Vergleich zum Vortest (vgl. Tabelle 25; Abbildung 35) erhöhte sich die maximal tolerierte Zugkraft im Mittel nach dem *Aufwärmen und Dehnen* um 8 % ( $t = -2.83$ ;  $FG = 7.0$ ;  $p \leq 0.05$ ) und nach dem *Dehnen* um 7 % ( $t = -2.34$ ;  $FG = 14.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Die ermittelten Effektgrößen lagen bei  $d' = 0.59$  bzw.  $d' = 0.40$ . Durch die *Kontrollbedingung* (- 5 %) und durch das *Aufwärmen* (+ 5 %) veränderte sich der Parameter jeweils nicht signifikant. Im Vergleich der mittleren Differenz zwischen Vor- und Nachtest konnte kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Im Durchschnitt lag die maximal tolerierte Zugkraft nach dem *allgemeinen Aufwärmen* lediglich tendenziell (3 %) tiefer als nach *Aufwärmen und Dehnen* und nach dem *Dehnen* bzw. der *Kontrollbedingung* um 3 % bzw. 9 % tiefer. Zwischen *Aufwärmen und Dehnen* und *Dehnen* zeigte sich ein Gruppenunterschied ( $t = 15.13$ ;  $FG = 2.0$ ;  $p \leq 0.01$ ) mit schwachem Effekt ( $\epsilon = 0.20$ ).

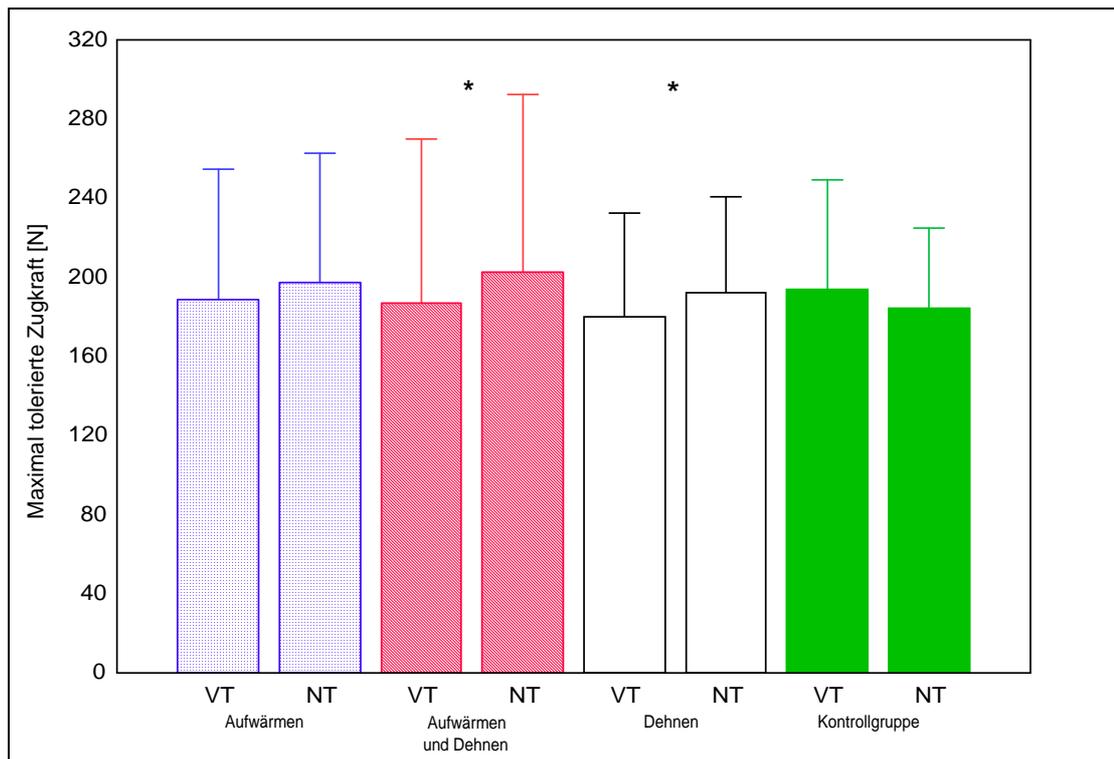


Abbildung 35: Maximal tolerierte Zugkraft ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ;  $* = p \leq 0.05$ ).

Die maximal tolerierte Zugkraft veränderte sich innerhalb der jeweiligen Vor- tests nicht signifikant (vgl. Tabelle 26; Abbildung 36).

Im Nachtest nahm sie durch das *Aufwärmen* um 6 % ab ( $t = 3.14$ ;  $FG = 12.0$ ;  $p \leq 0.01$ ). Der berechnete Effekt war groß ( $d' = 0.88$ ). Durch das *Aufwärmen und Dehnen*, das ausschließliche *Dehnen* und die *Kontrollbedingung* veränderte sich die maximal tolerierte Zugkraft nicht (vgl. Tabelle 27; Abbildung 36).

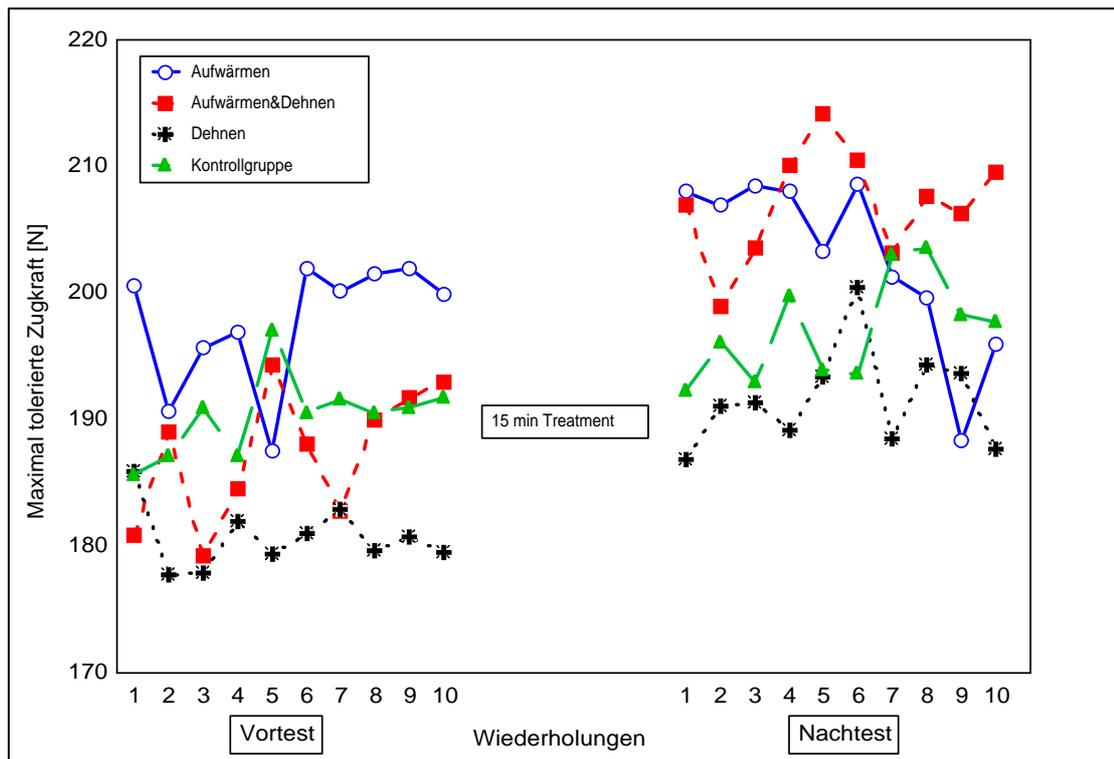


Abbildung 36: Veränderung der maximal tolerierten Zugkraft während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Zwischen den vier Aufwärmbedingungen konnte bezüglich der Effektivität kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden. Nach dem *Aufwärmen* und nach *Aufwärmen und Dehnen* lagen die Ausgangswerte höher als beim *Dehnen* und unter *Kontrollbedingungen* (jeweils 11 %). Der Gruppenunterschied war nur zwischen *Aufwärmen mit Dehnen* und *Dehnen* bei lediglich schwachem Effekt ( $\epsilon = 0.35$ ) statistisch nachweisbar ( $t = 12.5$ ;  $FG = 2.0$ ;  $p \leq 0.001$ ).

Zwischen dem ersten Wert des Vor- und Nachtests bestanden für kein Treatment signifikante Unterschiede. Nach *Aufwärmen* war die maximal tolerierte Zugkraft 4 % höher, nach *Aufwärmen und Dehnen* 14 %, nach dem *Dehnen* gleich hoch und nach dem *Kontrolltreatment* 4 % höher.

Vom 10. Wert des Vortests bis zum ersten Wert des Nachtests konnten ebenfalls keine signifikanten Veränderungen berechnet werden. Nach dem *Aufwärmen* lag der Ausgangswert des Nachtests 4 % höher, nach dem *Aufwärmen und Dehnen* 7 %, nach dem *Dehnen* 4 % höher und nach der *Kontrollbedingung* blieb der Wert im Vergleich zum letzten Vortestwert gleich.

#### 4.5.2.1 Subjektiver Anstrengungsgrad

Der subjektive Anstrengungsgrad bei maximaler Dehnung ( $F_{\max}$ ) wurde im Mittel bei  $18.8 \pm 1.0$  („sehr sehr schwer“) angegeben (vgl. Abbildung 37).

Subjektiver Anstrengungsgrad  
[Borg]

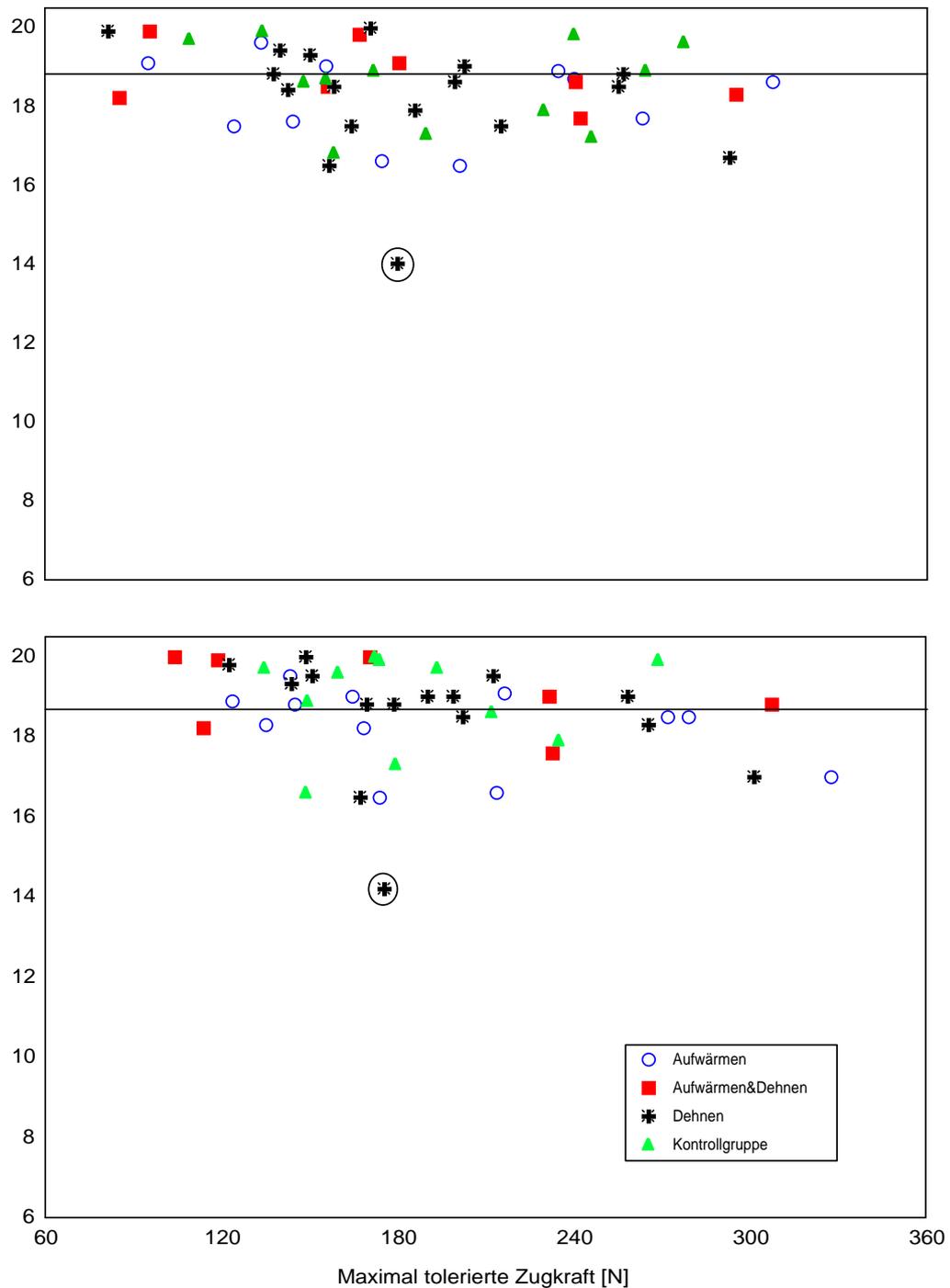


Abbildung 37: Maximal tolerierte Zugkraft und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden ( $n = 31$ ) im Vor- (oben) und Nachttest (unten) bei den jeweiligen Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).

### 4.5.3 Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel

Im Vergleich zum Vortest veränderte sich die Zugkraft bei konstantem Winkel ( $BR_{\max}$  bei Wiederholung eins; vgl. Tabelle 25; Abbildung 38) durch die einzelnen Treatments nicht signifikant (tendenzielle Veränderungen: *Aufwärmen* - 5 %, *Aufwärmen und Dehnen* 0 %, *Dehnen* - 4 %, *Kontrollbedingung* + 1 %). Die mittlere Differenz zwischen Vor- und Nachtest zeigte keinen signifikanten Gruppenunterschied. Zwischen den Treatments bestand ebenfalls beim Nachtest im Mittel kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Abbildung 38).

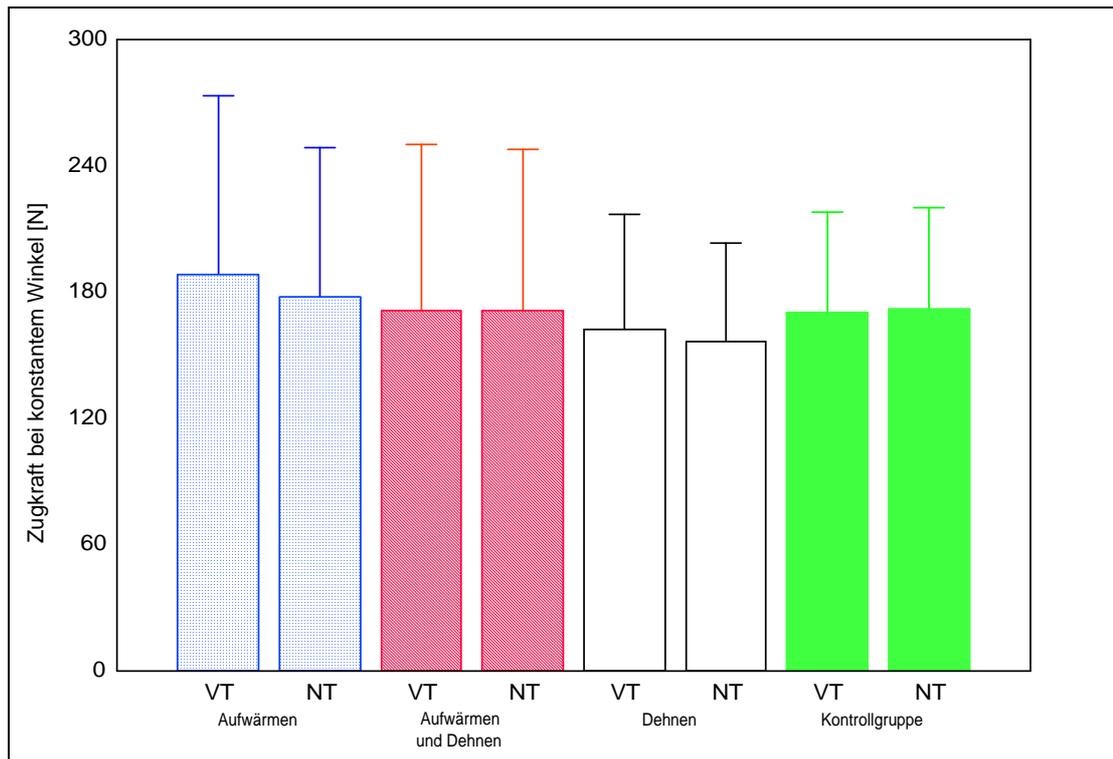


Abbildung 38: Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Beim Vortest (vgl. Tabelle 26; Abbildung 39) nahm während der 10 maximalen Dehnungen die Zugkraft bei konstantem Winkel vor dem *allgemeinem Aufwärmen* um 15 % ( $t = 3.68$ ;  $FG = 12.0$ ;  $p \leq 0.01$ ;  $d' = 0.99$ ), vor dem *Dehnen* um 20 % ( $t = 2.76$ ;  $FG = 16.0$ ;  $p \leq 0.05$ ;  $d' = 0.67$ ), unter *Kontrollbedingung* um 17 % ( $t = 5.00$ ;  $FG = 15.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 1.25$ ) und vor dem *Aufwärmen und Dehnen* um 15 % (n. s.) ab. Der berechnete Effekt war stark (*Aufwärmen, Kontrollgruppe*) bzw. mittel (*Dehnen*).

Innerhalb des Nachtests (vgl. Tabelle 27; Abbildung 39) verringerte sie sich nach dem *Aufwärmen* um 14 % ( $T = 4.0$ ;  $Z = 2.9$ ;  $p \leq 0.01$ ), nach dem *Aufwärmen und Dehnen* nur tendenziell um 9 % (n. s.), nach dem *Dehnprogramm*

um 8 % ( $T = 30.0$ ;  $Z = 1.96$ ;  $p \leq 0.05$ ) und nach der *Kontrollsituation* um 5 % (n. s.).

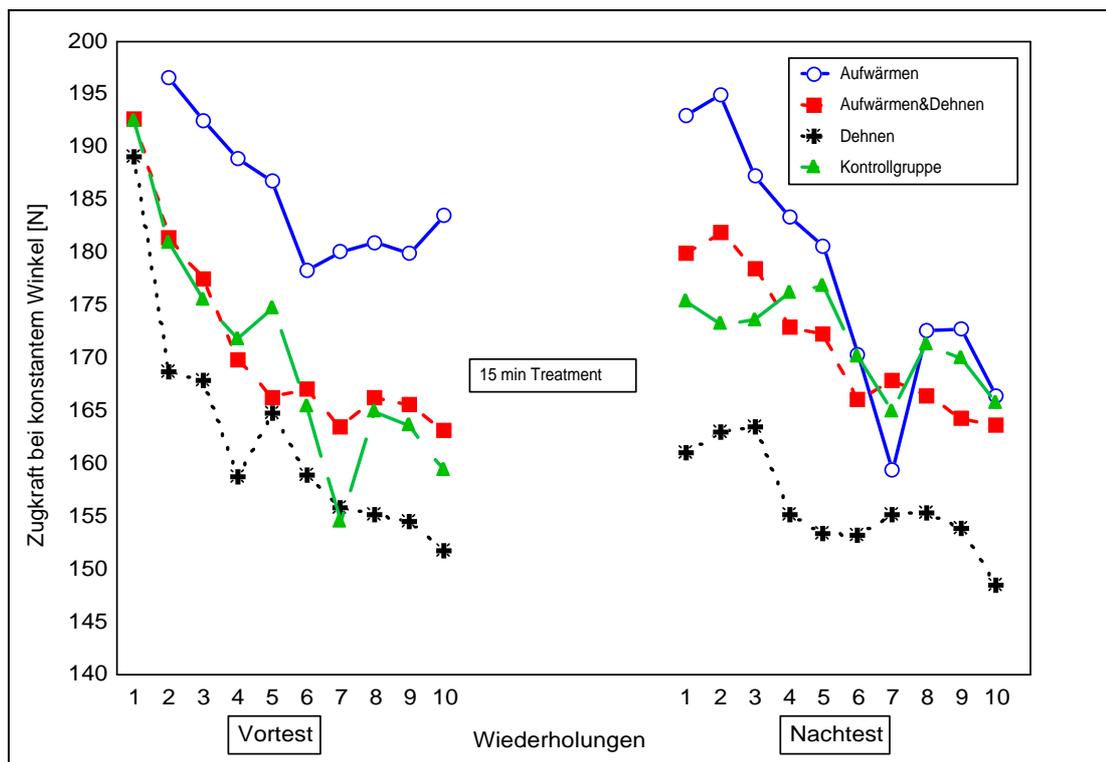


Abbildung 39: Veränderung der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Hinsichtlich der Effektivität gab es keine signifikanten Gruppenunterschiede. Die Ausgangswerte unterschieden sich nicht signifikant zwischen den Treatmentbedingungen.

Zur groben Überprüfung von Überdauerungseffekten wurde der erste Wert des Vortests mit dem entsprechenden ersten Wert der Nachtests verglichen. Zwischen dem ersten Wert des Vor- und Nachtests bestanden zum Teil signifikante Unterschiede. Nach *Aufwärmen* war die Zugkraft 10 % tiefer ( $t = 3.53$ ;  $FG = 12.0$ ;  $p \leq 0.01$ ). Es konnte ein großer Effekt ermittelt werden ( $d' = 1.02$ ). Nach *Aufwärmen und Dehnen* lag sie 7 % (n. s.) tiefer, nach dem *Dehnen* 15 % (n. s.) tiefer und nach dem *Kontrolltreatment* 9 % tiefer ( $t = 3.17$ ;  $FG = 14.0$ ;  $p \leq 0.01$ ) mit starkem Effekt ( $d' = 1.12$ ).

Zur exakteren Überprüfung von Überdauerungseffekten wurde im Anschluss der letzte Wert des Vortests mit dem ersten Wert nach der jeweiligen Intervention verglichen. Vom 10. Wert des Vortests bis zum ersten Wert des Nachtests konnten bei den jeweiligen Treatments lediglich tendenzielle Anstiege zwischen 5 % und 10 % berechnet werden (n. s.).

#### 4.5.4 Muskelaktivität bei maximaler Dehnung

Dieser Parameter veränderte sich durch die jeweiligen Treatments lediglich tendenziell (nach dem *Aufwärmen* - 8 %, nach *Aufwärmen und Dehnen* - 5 %, nach dem *Dehnen* + 2 %, nach der *Kontrollbedingung* + 48 %; vgl. Tabelle 25; Abbildung 40). Weder die mittlere Differenz zwischen Vor- und Nachtest noch der Mittelwert der Nachtests zeigten signifikante Gruppenunterschiede.

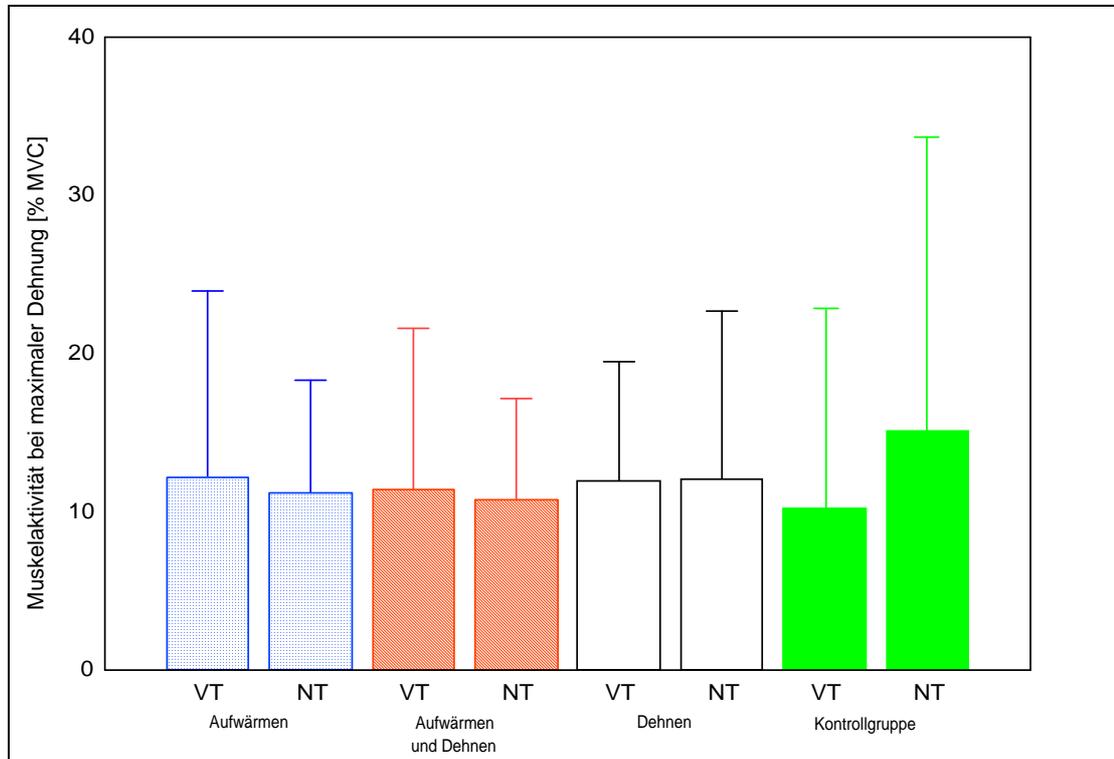


Abbildung 40: Muskelaktivität bei maximaler Dehnung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Auch die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung veränderte sich beim Vor- test während der 10 Wiederholungen nicht signifikant (*Aufwärmen* + 9 %, *Aufwärmen und Dehnen* + 13 %, *Dehnen* - 17 %, *Kontrollgruppe* + 13 %; vgl. Tabelle 26; Abbildung 41).

Beim Nachtest zeigten sich ebenfalls lediglich tendenzielle Unterschiede (*Aufwärmen* 0 %, *Aufwärmen und Dehnen* + 18 %, *Dehnen* - 4 %, *ohne Intervention* + 23 %; vgl. Tabelle 27; Abbildung 41).

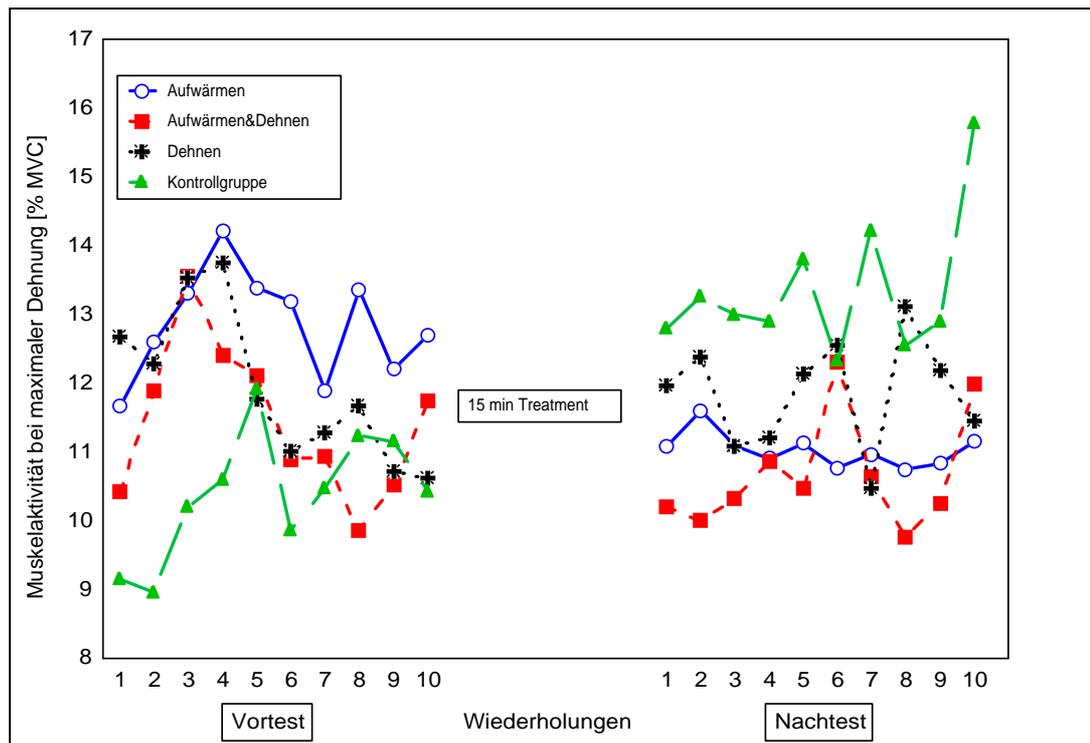


Abbildung 41: Veränderung der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachttest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Im Hinblick auf die Effektivität nach der jeweiligen Treatmenteinwirkung konnte somit kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden. Die Ausgangswerte zeigten ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den vier Treatments.

#### 4.5.5 Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel

Auch bei diesem Parameter konnten lediglich tendenzielle Veränderungen von Vor- zu Nachttest durch die jeweiligen Treatments nachgewiesen werden (nach *Aufwärmen* - 19 %, nach *Aufwärmen und Dehnen* - 12 %, nach dem *Dehnen* - 21 %, nach der *Kontrollbedingung* + 12 %; vgl. Tabelle 25; Abbildung 42). Sowohl beim Vergleich der mittleren Differenz zwischen Vor- und Nachttest als auch bei den Mittelwerten der jeweiligen Nachttests konnte kein signifikanter Gruppenunterschied berechnet werden.

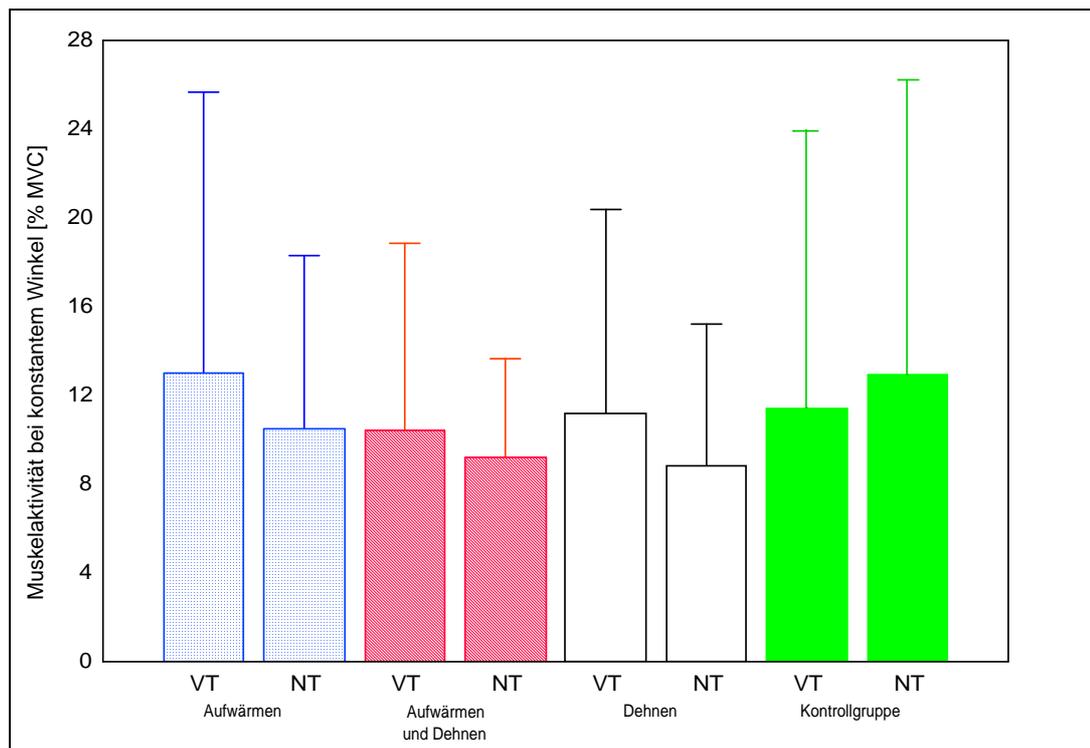


Abbildung 42: Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Beim Vortest (vgl. Tabelle 26; Abbildung 43) nahm während der 10 maximalen Dehnungen die Muskelaktivität bei konstantem Winkel ( $BR_{\max}$  bei Wiederholung eins) tendenziell vor dem *allgemeinen Aufwärmen* um 1 %, vor dem *Aufwärmen und Dehnen* um 7 %, vor dem *Dehnen* um 26 % und vor der *Kontrollbedingung* um 16 % jeweils nicht signifikant ab.

Beim Nachtest zeigten sich ebenfalls keine Unterschiede während der 10 Dehnungen (*Aufwärmen* - 3 %, *Aufwärmen und Dehnen* - 2 %, *Dehnen* - 14 %, *Kontrollgruppe* - 2 %; vgl. Tabelle 27; Abbildung 43).

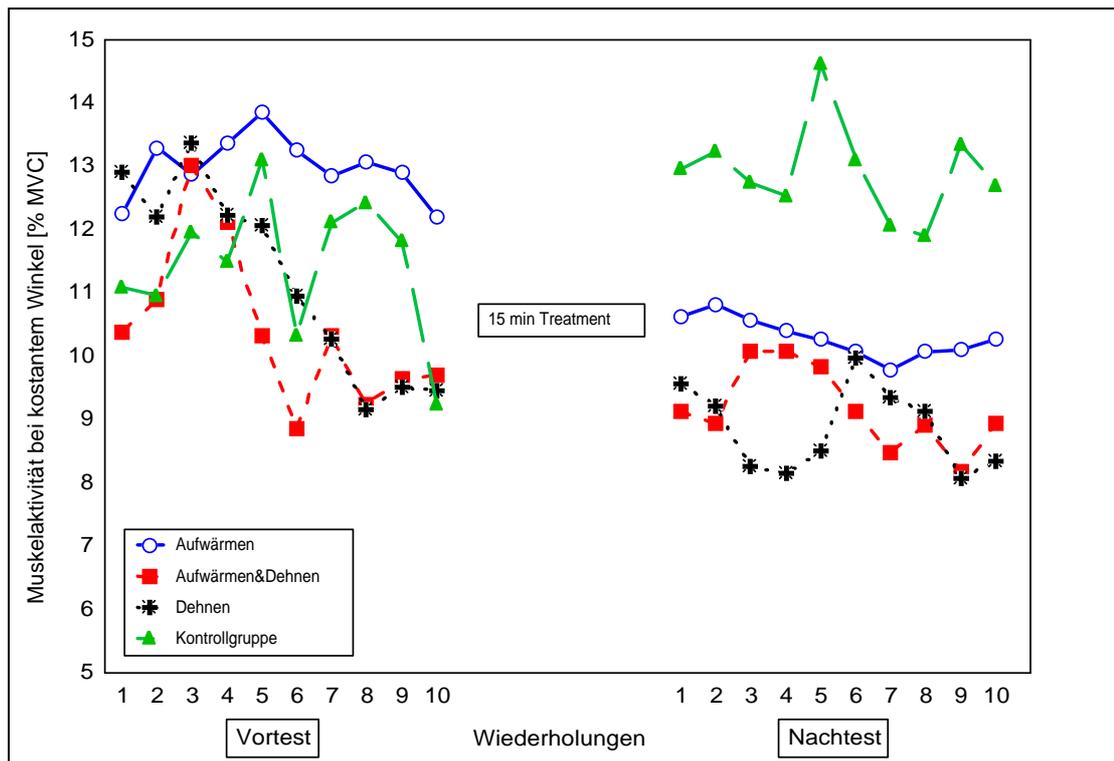


Abbildung 43: Veränderung der Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

Bezüglich der Effektivität nach den jeweiligen Treatments konnte kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden. Auch der erste gemessene Wert differierte nicht signifikant zwischen den Treatments.

Zur groben Überprüfung von Überdauerungseffekten wurde wieder der erste Wert des Vortests mit dem entsprechenden ersten Wert der Nachtests verglichen. Zwischen dem ersten Wert des Vor- und Nachtests bestanden keine signifikanten Unterschiede (nach dem *Aufwärmen* - 14 %, nach dem *Aufwärmen und Dehnen* - 13 %, nach dem *Dehnen* - 26 %, nach der *Kontrollbedingung* + 17 %).

Zur exakteren Überprüfung von Überdauerungseffekten wurde auch hier im Anschluss der letzte Wert des Vortests mit dem ersten Wert nach der jeweiligen Intervention verglichen. Vom 10. Wert des Vortests bis zum ersten Wert des Nachtests konnten bei den jeweiligen Treatments tendenzielle Anstiege (*Dehnen* um 1 %, *Kontrollbedingung* um 40 %) und tendenzielle Abnahmen (*Aufwärmen* um 13 %, *Aufwärmen und Dehnen* um 6 %) nachgewiesen werden (n. s.).

#### 4.5.6 Maximale willkürliche Kontraktionskraft

Dieser Parameter wurde jeweils 90 Sekunden nach der letzten Dehnwiederholung getestet, sowohl am Ende des Vor- als auch des Nachtests. Die maximale Kontraktionskraft (vgl. Tabelle 25) veränderte sich durch die Treatments nicht signifikant. Nach dem *Aufwärmen* stiegen die Kraftwerte tendenziell um 6 %, nach dem *Aufwärmen und Dehnen* um 3 % und nach dem *Dehnen* um 4 %. Nach der Phase *ohne Intervention* nahm die Kontraktionskraft tendenziell um 8 % ab. Zwischen den einzelnen Gruppen bestand ebenfalls kein signifikanter Unterschied (vgl. Abbildung 44).

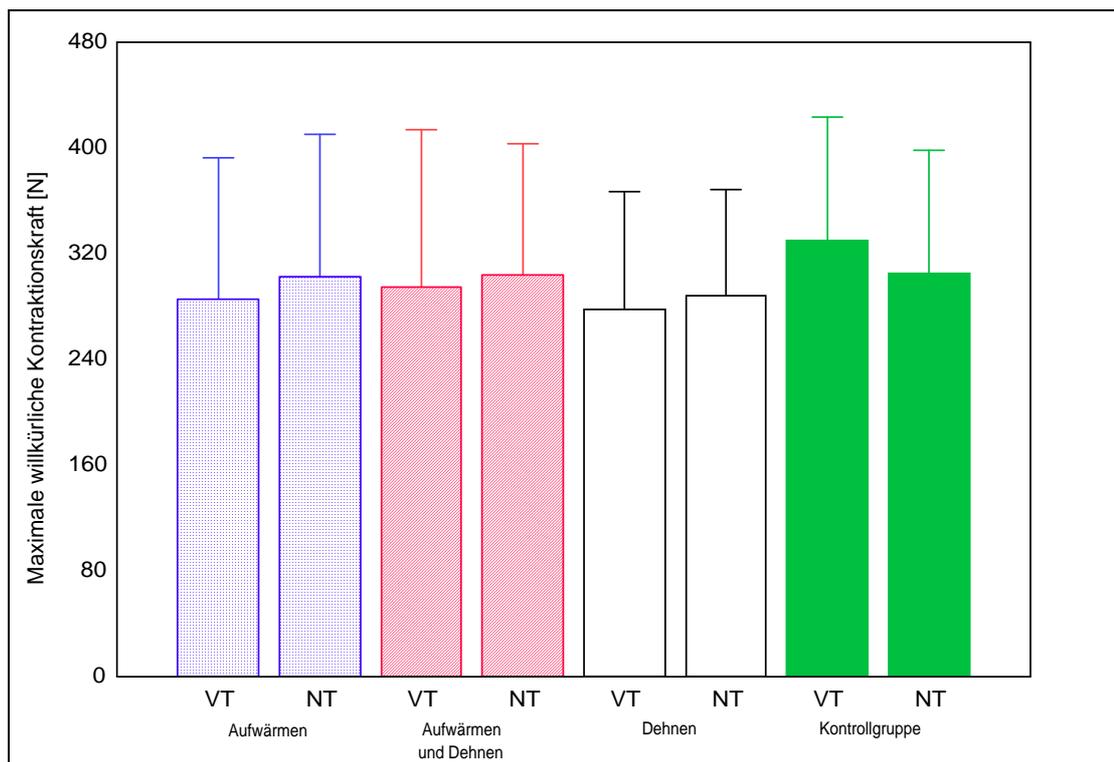


Abbildung 44: Maximale willkürliche Kontraktionskraft ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 31$ ).

## 4.6 Diskussion

### 4.6.1 Maximale Bewegungsreichweite

**Hypothese 8:** Die maximale Bewegungsreichweite vergrößert sich a) innerhalb der Vor- und Nachtests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments *Aufwärmen*, *Aufwärmen und Dehnen*, *Dehnen* und *keine Intervention* (Kontrollbedingung) im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothesen 8a und b können bestätigt werden.

Die maximale Bewegungsreichweite ist zur Beurteilung des Beweglichkeitsstatus einer Muskel-Sehneneinheit der zentrale Parameter. Um ein zuverlässiges Ergebnis der tatsächlichen maximalen Bewegungsreichweite ( $BR_{\max}$ ) zu erhalten, sind mehrere Messwiederholungen notwendig (Sady et al., 1982; Etnyre & Abraham, 1986; Madding et al., 1987; Guissard et al., 1988; Gajdosik, 1991; Taylor et al., 1995; Marschall, 1999; Schönthaler et al., 1999; Klee et al., 2000; Glück et al., 2002a). In der vorangegangenen Studie führten die ersten 10 Messungen jeweils zu einer signifikanten Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite. Weitere Wiederholungen konnten sie nicht mehr wesentlich steigern, so dass durch 10 Wiederholungen offensichtlich ein „Effektivitätsoptimum“ erzielbar ist (vgl. Kapitel 3.4.1).

Deshalb wurden bei dieser Untersuchung im Vortest 10 maximale Dehnungen durchgeführt. Hieraus resultierte allerdings bereits ein intensiver Effekt, der durchschnittlich schon 78 % der insgesamt erzielten Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite bewirkte, so dass eine weitere Steigerung durch die folgenden Interventionen nur noch eingeschränkt möglich war und nur vorsichtige Aussagen über die eigentlichen Wirkungen der einzelnen Treatments möglich sind. Die Designentwicklung dieser und der folgenden Untersuchung (Studie III) beruhte auf Literaturbefunden, die besagen, dass 10 Minuten nach einem Dehntraining der Effekt wieder weitgehend aufgehoben sei (Magnusson et al., 1996, S. 375; Magnusson, 1998, S. 69). Allerdings wurde unter *Kontrollbedingungen* sowohl bei der ersten Wiederholung im Nachtest als auch im Mittel noch eine deutliche Erhöhung der Beweglichkeit nachgewiesen ( $p \leq 0.05$  bzw.  $p \leq 0.01$ ), was die Überdauerungswirkung des Vortests über 15 Minuten hinaus belegt. Eine zeitliche Trennung des Vortests und des Treatments wäre vermutlich günstiger gewesen um die tatsächliche Effektivität der einzelnen Interventionen überprüfen zu können. Allerdings hätte man in diesem Fall wiederum unterschiedliche Ausgangsbedingungen wie z. B. Tageschwankungen oder unterschiedliche Trainingsbelastungen erschwerend berücksichtigen müssen (Osolin, 1954, S. 145).

Das 15-minütige Treatment auf dem Fahrradergometer (*allgemeines Aufwärmen*) führte zu keiner weiteren signifikanten Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite. Dieser zusätzliche Trainingsreiz war offensichtlich zu gering um die Elastizität des Muskels weiter zu steigern. Die in der Literatur beschriebene gesteigerte Kontraktionsbereitschaft der Muskulatur nach dem Erwärmen könnte ebenfalls eine Ursache für dieses Ergebnis sein (vgl. Shellock, 1983, S. 136; Shellock & Prentice, 1985, S. 270; Enoka, 1994, S. 271). Die in der Literatur beschriebene Vermutung, dass Dehnen innerhalb des Aufwärmens nicht mehr notwendig sei, wird durch das Treatment *Aufwärmen* widerlegt (vgl. Schilling & Stone, 2000; Wiemann & Klee, 2000, S. 5; Wiemeyer, 2002, S. 53).

Die deutlichste weitere Steigerung der Bewegungsreichweite nach dem Vortest wurde durch das *Aufwärmen mit Dehnen* bzw. durch das reine *Dehnen* in nahezu gleichem Umfang erzielt ( $p \leq 0.001$ ). Demnach lässt sich trotz der erwähnten methodischen Einschränkungen festhalten, dass die Beweglichkeit durch die Aufwärmmaßnahmen am wirkungsvollsten verbessert werden kann, die ein Dehnprogramm enthalten.

#### 4.6.1.1 Subjektiver Anstrengungsgrad

In dieser Untersuchung wurden im Maximalbereich sowohl im Vor- als auch im Nachtest unabhängig von der erzielten Bewegungsreichweite maximale Borg-Werte von im Mittel 19 mit geringer Streuung ( $\pm 1$ ) („sehr sehr schwer“) angegeben. Smith et al. (1993, S. 104) geben bei den Beweglichkeitstests einen subjektiven Anstrengungsgrad von lediglich 13 bis 14 („etwas schwer“ bis „schwer“) an, was auf eine nur submaximale Belastung hindeutet und deshalb in diesem Fall nicht die tatsächliche maximale Bewegungsreichweite gemessen wurde.

#### 4.6.1.2 Einzelfallbetrachtung

In Kapitel 4 wurde auf Grund der Übertragbarkeit in die Sportpraxis durch direkte Eigendehnung gedehnt. Die geringsten Borg-Werte stammen jeweils von derselben Person. Hierbei handelt es sich um einen Fußballspieler mit mittelmäßiger Dehnerfahrung. Zeitlich verzögerte Gewöhnungen an die Apparatur können nicht ganz ausgeschlossen werden, da die beiden Treatments bei ihm als erste bzw. zweite Testform durchgeführt wurden. Der Proband hat sich offensichtlich im Vortest vor dem *Dehntreatment* nicht maximal gedehnt, denn in den anderen Vortests wurden höhere Gelenkwinkel bei gleichzeitig größerem subjektivem Anstrengungsempfinden erreicht. In allen Nachtests konnte er scheinbar den subjektiven Anstrengungsgrad nicht auf die Dehnsituation übertragen, da identische Bewegungsreichweiten (83 bzw. 84°) subjektiv unterschiedlich wahrgenommen wurden (Borg 17 bzw. 14). Die MVC-Messungen wurden von ihm mit dem Wert 20 beurteilt, obwohl nicht so weit wie im Test gedehnt wurde. Die Versuchsperson konnte demnach das Anstrengungsempfinden bei Maximalkraftleistungen besser bewerten.

### 4.6.2 Maximal tolerierte Zugkraft

**Hypothese 9:** Die maximal tolerierte Zugkraft vergrößert sich a) innerhalb der Vor- und Nachtests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothese 9a muss abgelehnt werden und 9b kann teilweise angenommen werden.

*Ohne Intervention* wird der Überdauerungseffekt in der ersten Wiederholung des Nachttests bei signifikant erhöhter maximaler Bewegungsreichweite und identischem Kraftwert im Vergleich zur ersten Dehnung im Vortest ersichtlich. Die maximale Bewegungsreichweite nahm bei unveränderter maximal tolerierter Zugkraft signifikant zu ( $p \leq 0.01$ ), so dass man hier von tatsächlichen viskoelastischen Adaptationen und nicht von einer erhöhten Schmerztoleranz ausgehen kann (vgl. Viidik, 1968, S. 375; Ullrich & Gollhofer, 1994, S. 337; Linke & Granzier, 1998; Schönthaler et al., 1998, S. 228; Minajeva et al., 2001).

Durch das *Aufwärmprogramm* bleiben sowohl die Bewegungsreichweite als auch die maximal tolerierte Zugkraft von Vor- zu Nachttest unverändert. Die Dehnungsspannung wird möglicherweise auf Grund des Muskel tonisierenden Effektes durch die Tret- und Zugbewegung auf dem Fahrradergometer bis zum Beginn des Nachttests nahezu konstant gehalten. Dadurch werden aktuelle Bedenken relativiert, die durch Dehnen als eine Vorbereitungsmaßnahme im Sport wegen eines verminderten Muskeltonus sogar eine eingeschränkte Leistungsfähigkeit und eine erhöhte Verletzungsanfälligkeit zuschreiben (vgl. Schilling & Stone, 2000; Wiemann & Klee, 2000, S. 5; Wiemeyer, 2002, S. 53), da bereits leichte tonisierende Maßnahmen im Anschluss an eine Dehnung diese Anpassungen der Muskel-Sehneneinheiten wieder aufheben können (vgl. Turbanski, 2003, S. 5–6).

Beim *Dehnen* wurden sowohl durch die Tests als auch durch das Treatment ausschließlich elastizitätssteigernde Interventionen durchgeführt, was eine Erklärung für die weitere Zunahme der Bewegungsreichweite sein kann. Die gleichzeitig parallel zur  $BR_{\max}$  erhöhte Zugkraft im Nachttest ( $p \leq 0.05$ ) deutet allerdings hier auf eine lediglich gesteigerte Schmerztoleranz hin (vgl. Wiemann, 1994, S. 56; Magnusson, 1998, S. 72; Freiwald et al., 1999, S. 6; Klee et al., 2000, S. 299; Wiemann & Klee, 2000, S. 8).

Auch beim *Aufwärmen und Dehnen* wurde analog zum *Dehnen* beim Nachttest eine signifikant erhöhte Zugkraft gemessen ( $p \leq 0.05$ ), so dass auch hier offensichtlich lediglich die Schmerztoleranz zunimmt. Der Aufwärmteil zu Beginn des Treatments scheint hier, wie auch schon beim ausschließlichen *Aufwärmen*, keinen zusätzlichen Einfluss zu haben. Scheinbar verursachte die Überzeugung, dass Dehnen die Beweglichkeit verbessert, bei den Probanden eine erhöhte Schmerztoleranz und dadurch eine gesteigerte Bewegungsreichweite.

Innerhalb der Vor- und Nachttests ist ein gegenteiliger Effekt zu beobachten. Obwohl die maximale Bewegungsreichweite zunahm, veränderte sich die maximal tolerierte Zugkraft nicht bzw. verringerte sich sogar nach dem *Aufwärmen* ( $p \leq 0.01$ ). Dies lässt vermuten, dass entgegen verschiedener Literaturbefunde (Wiemann, 1993 und 1994; Magnusson, 1998; Freiwald et al., 1999;

Klee et al., 2000) hier nicht lediglich eine Gewöhnung an den Dehnschmerz stattgefunden hat, sondern tatsächlich Adaptationen durch akute Längenveränderungen im Muskel-Sehnengewebe resultieren (vgl. Taylor et al., 1990; Mc Hugh et al., 1992; Taylor et al., 1997; Linke et al., 1998b; Magnusson et al., 1998; Mc Hugh et al., 1998; Rief et al., 1998; Kellermayer et al., 2001; Minajeva et al., 2001). Diese Anpassungen waren in den Vortests bereits so stark ausgeprägt, dass weitere Verbesserungen der Bewegungsreichweite durch die einzelnen Treatments nur mit der gleichzeitigen Erhöhung der Schmerztoleranz und somit der maximal tolerierten Zugkraft einher gehen konnten. In den Nachttests dagegen lagen die Kraftwerte außer nach der *Kontrollbedingung* tendenziell bzw. deutlich höher als in den Vortests. Die Grenze der Schmerztoleranz war zu diesem Zeitpunkt offensichtlich bereits erreicht, so dass sich die Bewegungsreichweite scheinbar auf Grund von Anpassungen der Muskel-Sehneneinheiten verbesserte.

#### 4.6.3 Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel

**Hypothese 10:** Die Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) innerhalb der Vor- und Nachttests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothese 10a kann angenommen und 10b muss abgelehnt werden.

In den Ergebnissen dieser Studie wurde eine Abnahme der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel je nach Treatment zwischen 15 und 20 % im Vortest ( $p \leq 0.05$ ) bzw. 5 und 14 % im Nachttest (n. s. bzw.  $p \leq 0.05$ ) gemessen. Die größte Reduktion fand nach dem *Aufwärmen* mit dem höchsten Ausgangswert im Nachttest statt. Die in der Literatur beschriebenen Aktivierungsprozesse durch Aufwärmen könnten dafür verantwortlich sein (vgl. Shellock, 1983, S. 136; Shellock & Prentice, 1985, S. 270; de Vries, 1986, S. 490; Enoka, 1994, S. 271; Weineck, 1994b, S. 452). Reduktionen in dieser Größenordnung sind laut Literaturangaben auf die viskoelastischen und plastischen Eigenschaften der Muskel-Sehneneinheit bzw. auf Anpassungen des Titins zurückzuführen (vgl. Taylor et al., 1990; Mc Hugh et al., 1992; Ullrich & Gollhofer, 1994; Taylor et al., 1997; Linke et al., 1998b; Magnusson et al., 1998; Mc Hugh et al., 1998; Rief et al., 1998; Kellermayer et al., 2001; Minajeva et al., 2001).

Wie bereits in Studie I diskutiert (vgl. Kapitel 3.5.3), sind die ausgeprägten Spannungsreduktionen, insbesondere im Vortest, auf das methodische Vorgehen zurückzuführen. Die Zugkraft wurde jeweils in Bezug zum ersten gemessenen Wert der maximalen Bewegungsreichweite gesetzt, andere Autoren werten die erste Dehnwiederholung bereits lediglich im submaximalen bzw. mittleren Bereich aus (Wiemann, 1994; Magnusson et al., 1996; Klee et al., 2000).

Deshalb werden in der Literatur Spannungsabnahmen von im Mittel 10 % beschrieben.

Aktives Aufwärmen hat, laut Literaturangaben, durch die Erhöhung der Muskeltemperatur positive Auswirkungen auf die Elastizität der Muskulatur, Sehnen und Bänder (vgl. Lehmann et al., 1970, S. 483; Shellock, 1983, S. 136; de Vries, 1986, S. 490; Weineck, 1994b, S. 453; Joch & Ückert, 1999, S. 163). Die identischen Werte in Vor- und Nachtest zeigen, dass die Wirkung der einzelnen Treatments diesbezüglich gering ist. Möglicherweise hatte der Vortest mit Interventionscharakter bereits eine Muskeltemperatur erhöhende Wirkung.

Magnusson et al. (1996, S. 375) und Magnusson (1998, S. 69) fanden nach 10 Minuten Dehntraining wieder einen Anstieg der Dehnungsspannung auf das Ausgangsniveau. In dieser Studie wurde allerdings nach 15 Minuten zum Teil eine immer noch signifikant geringere Zugkraft bei konstantem Winkel gemessen als zu Beginn ( $p \leq 0.01$ ). Bestärkt wird dieses Ergebnis durch die sogar 10%ige Abnahme der Zugkraft in der *Kontrollgruppe*. Vermutlich wird der Ausgangswert erst nach längerer Zeit (ca. 60 Minuten) wieder erreicht (vgl. Magnusson et al., 1996, S. 375).

In der Literatur wird eine herabgesetzte Dehnungsspannung auf Grund der Destabilisierung des Gelenkes mit einer erhöhten Verletzungsanfälligkeit assoziiert. Obwohl ein Treatment aus ausschließlichem *Dehnen* bestand, wurde zu Beginn des Nachtests wieder ein zwar nur tendenzieller Anstieg der Zugkraft bei konstantem Winkel gefunden, der aber dennoch zeigt, dass das leichte Auslockern der Muskulatur bzw. das Gehen zur Testapparatur einen messbaren Effekt verursacht. Die in einigen Studien gefundene niedrigere muskuläre Spannung sowie Kraftentfaltung nach einem Dehntraining kann demnach schon durch eine geringfügige muskuläre Aktivierung in kurzer Zeit kompensiert werden (Hennig & Podzielnny, 1994; Rosenbaum & Hennig, 1997; Wiemeyer, 2002; Turbanski, 2003).

#### 4.6.4 Muskelaktivität bei maximaler Dehnung

**Hypothese 11:** Die maximale Muskelaktivität a) bleibt innerhalb der Vor- und Nachtests bei allen Treatments gleich und b) erhöht sich durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothese 11a kann angenommen und 11b muss abgelehnt werden.

Die Muskelaktivität erreichte bei maximaler Dehnung lediglich ein Niveau von im Mittel 12 %, im Einzelfall 16 % der bei maximaler Willkürkontraktion (MVC) erreichten Aktivierung. Das deutet darauf hin, dass neben den kontraktilen Elementen im Muskel andere Strukturen, wie Bindegewebe oder Titin für

den Widerstand beim Dehnen verantwortlich sind (Sapega et al., 1981; Wiemann, 1993; Ullrich & Gollhofer, 1994; Wiemann & Leisner, 1996; Erickson, 1997; Rief et al., 1997; Linke & Granzier, 1998; Linke et al., 1998a und 1998b; Schönthaler et al., 1998; Klee, 2001).

Die EMG-Aufzeichnungen zeigten innerhalb der Test- und Treatmentbedingungen analog zu anderen Literaturbefunden keine Unterschiede (vgl. Ostermig et al., 1990, S. 107; Mohr et al., 1998, S. 216; Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 212). Allerdings variierten auch hier die Summenpotentiale bei beiden Tests sehr stark (s. Kapitel 3.4.4). In Anlehnung an Pollmann (1993, S. 102–104) werden diese deutlich ausgeprägten Wellenmuster bei wiederholter Ableitung elektrischer Signale vermutlich durch das Ausmaß der Dehnung mitbestimmt. Eine weitere Erklärung könnten auf Grund der intensiven Dehnung neuromuskuläre Ermüdungsprozesse sein (vgl. Kapitel 3.5.4; de Vries et al., 1982, S. 788; Moritani et al., 1982, S. 199; Pollmann, 1993, S. 61 und 68; Enoka, 1994, S. 287; Konrad & Freiwald, 1997, S. 159). Außerdem könnte die bei direkter Eigendehnung inkonstante Ausführungsgeschwindigkeit zu unterschiedlicher Aktivierung der Muskulatur geführt haben und dadurch den wellenförmigen Verlauf der EMG-Signale verursacht haben.

#### 4.6.5 Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel

**Hypothese 12:** Die Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) innerhalb der Vor- und Nachtests je nach Treatment in unterschiedlichem Ausmaß und b) durch die Treatments im Vergleich zum Vortest in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothesen 12a und b müssen abgelehnt werden.

Die in Studie I gefundenen Reduktionen der Muskelaktivität bei konstantem Winkel waren bei dieser Untersuchung nicht statistisch nachweisbar. Im Gegensatz dazu wird in der Literatur von Aktivitätsminderungen bis zu 49 % berichtet (Prentice, 1982; Mc Hugh et al., 1992; Magnusson et al., 1996; Rosenbaum & Hennig, 1997; Schönthaler & Ohlendorf, 2002). Dieser große Unterschied ist auf methodische Differenzen zurückzuführen. Bisher wurde die Veränderung der EMG-Aktivität durch statisches bzw. postisometrisches Dehnen untersucht (vgl. Tabelle 10). Zyklisches Dehnen wurde bisher nur von Magnusson et al. (1998, S. 312) im Sinne einer dynamischen Dehnung untersucht, aber ohne EMG-Aufzeichnungen.

In Verbindung mit den unveränderten EMG-Werten bei maximaler Dehnung könnte vermutet werden, dass zyklisches bzw. dynamisches Dehnen auf kontraktiler Ebene eine leichte Tonisierung und damit bessere Kraftentfaltung bewirkt. Bisher wurde der Dehnmethode eine entspannungsfördernde Wirkung zugesprochen, die aber nur über Kraftparameter überprüft (Schober et al., 1990) und mit der Adaptation verschiedener Rezeptoren und anderer Mecha-

nismen erklärt wurde (Mark et al., 1968, S. 133–136; Sapega et al., 1981, S. 62; de Marées, 1989, S. 64; Klinke & Silbernagel, 1994, S. 557; Reuter et al., 1994a und b; Ullrich & Gollhofer, 1994; Weineck, 1994b, S. 234; Freiwald et al., 1997, S. 55; Künnemeyer & Schmidtbleicher, 1997, S. 40; Schmidt & Schaible, 2000, S. 209 und 238; Schwegler, 2002, S. 480). Das innerhalb der Vor- und Nachtests gleich bleibende Aktivierungsniveau ist vermutlich ebenso auf die Dehnmethode zurückzuführen.

Keines der vier Treatments konnte die EMG-Aktivität bei konstantem Bezugswinkel beeinflussen, sodass hier erneut der bereits große Einfluss der Tests berücksichtigt werden muss (vgl. Kapitel 4.6.1).

#### **4.6.6 Maximale willkürliche Kontraktionskraft**

**Hypothese 13:** Die maximale willkürliche Kontraktionskraft nimmt nach den einzelnen Treatments zu.

Hypothese 13 muss abgelehnt werden.

Im Gegensatz zu verschiedenen Literaturbefunden wurde in dieser Studie die Maximalkraft durch die einzelnen Treatments nicht beeinflusst (Pacheo, 1957, S. 57–61; Bennett, 1984, S. R218–R219; Hennig & Podzielnny, 1994, S. 254; Rodenburg et al., 1994, S. 415; Rosenbaum & Hennig, 1997, S. 96; Wiemeyer, 2002, S. 65–66). Falls überhaupt unmittelbar nach dem Treatment eine verringerte Kraftentfaltung bestand, wird diese offensichtlich schon durch die 90-sekündige Pause, die zwischen letzter Dehnwiederholung und der Maximalkraftmessung versuchstechnisch notwendig war, wieder kompensiert (vgl. Schilling & Stone, 2000). Wiemann und Klee (1993, S. 445) konnten durch eine 5-minütige Pause zwischen einer Dehnung und anschließender Sprintbelastung negative Effekte eines unmittelbar vorher durchgeführten Beweglichkeitstrainings auf die Laufleistung wieder umkehren. Turbanski (2003, S. 5–6) berichtet, dass maximale Kontraktionen unmittelbar vor Trainings- oder Wettkampfbeginn den negativen Effekt des Dehnens auf die Leistungsfähigkeit wieder ausgleichen.

Nach Shrier (1999, S. 224) kann Dehnen zu einer „Maskierung des Dehnschmerzes“ führen und dadurch die muskuläre Verletzungsanfälligkeit erhöhen. Trotz der intensiven Dehn- und Maximalkrafttests sowie umfangreichem Treatment wurde bei dieser Studie in einem Zeitraum von drei Tagen nach Beendigung der Versuchsphase von keinem Proband über Verletzungen bzw. muskuläre Beschwerden oder Schmerzen geklagt.

## 4.7 Schlussfolgerungen

- Trotz der bereits intensiven Wirkung des Vortests, mit einer Erhöhung der Gelenkwinkel um 78 %, wird die Beweglichkeit vor allem durch die Aufwärmmaßnahmen weiter gesteigert, die ein Dehnprogramm enthalten (*Aufwärmen und Dehnen* bzw. *Dehnen*).

Durch die *Kontrollbedingung* wird der Überdauerungseffekt des Vortests über mindestens 15 Minuten ersichtlich, da die maximale Bewegungsreichweite immer noch signifikant über dem Ausgangswert des Vortests liegt.

- Durch die maximal tolerierte und die bei konstantem Bezugswinkel gemessene Zugkraft wird deutlich, dass nicht lediglich eine Gewöhnung an den Dehnschmerz stattgefunden hat, sondern tatsächlich Adaptationen durch akute Längenveränderungen im Muskel-Sehnengewebe mit Überdauerungseffekt resultieren. Diese Anpassungen waren bereits nach dem Vortest so stark ausgeprägt (zwischen 15 und 20 % Reduktion der Zugkraft bei konstantem Winkel), dass durch die einzelnen Treatments eine weitere Steigerung der Bewegungsreichweite nur durch eine gleichzeitige Erhöhung des Widerstandes (maximal tolerierte Zugkraft) möglich war.
- Der subjektive Anstrengungsgrad scheint ein geeigneter Parameter zur differenzierten Überprüfung der Beanspruchungsintensität bei Dehnübungen zu sein.
- Die Muskelaktivität (maximal und bei konstantem Bezugswinkel) verändert sich durch die Dehninterventionen nicht.
- Die (isometrische) Maximalkraft wurde trotz gesteigerter Beweglichkeit nicht negativ beeinflusst. Eine kurze (90-sekündige) Pause zwischen Dehnung und Kraftmessung reicht offensichtlich aus, um die in der Literatur beschriebene geringere Kraftentfaltung unmittelbar nach einem Beweglichkeitstraining zu kompensieren.
- Die Probanden klagten während und über einem Zeitraum von drei Tagen nach Beendigung der 4-wöchigen Versuchsphase weder über Verletzungen, noch über muskuläre Beschwerden oder Schmerzen, so dass sich hier kein Anhaltspunkt für eine in anderen Untersuchungen gefundene erhöhte Verletzungsanfälligkeit durch Beweglichkeitsinterventionen ergibt.

## 5 Studie III: Beeinflussung der Beweglichkeit durch Stresseinwirkung und Entspannung

Zusätzlich zu vorbereitenden Maßnahmen wie ein Aufwärm- und Dehnprogramm können sich diverse Randbedingungen als weitere leistungsdeterminierende Faktoren auf die Qualität der sportlichen Leistung auswirken. Thienes (2000, S. 12–13) führt die psychische Verfassung und Stressfaktoren als zusätzliche leistungsbeeinflussende Größen auf. Stress kann über verschiedene zentrale und periphere Prozesse die sportliche Leistung beeinflussen (Jones & Hardy, 1990a, S. 3; Breznitz & Goldberger, 1993, S. 3–4). Bisher konnte noch nicht nachgewiesen werden, ob und inwieweit psychische Einflüsse bzw. Befindlichkeitszustände die Beweglichkeitsmerkmale beeinflussen. Ziel dieser Untersuchung ist es deshalb zu überprüfen, inwiefern ein Stress- bzw. Entspannungszustand die Effektivität einer Dehnmaßnahme beeinträchtigt. Da in der ersten Studie gezeigt werden konnte, dass das motorgesteuerte Dehnen (*indirekte Eigendehnung*) eher für standardisierte laborexperimentelle Studien sinnvoll erscheint, wurde diese Methode für die folgende Studie gewählt.

### 5.1 Aktuelles und habituelles Wohlbefinden

Die sportliche Aktivität hat eine große Bedeutung für den Erhalt und die Herstellung von Funktionstüchtigkeit, Wohlbefinden und Lebensqualität (Abele et al., 1994, S. 279). Das zentrale Motiv für Sporttreiben ist deshalb nach Abele und Brehm (1986, S. 252) das subjektive Wohlbefinden. Zum Wohlbefinden gehören ebenso die Lebenszufriedenheit, das Freisein von Beschwerden, Belastungen und Sorgen, die Freuden des Alltags, das Verfügen über bestimmte Kompetenzen sowie der Lebensstandard und die persönliche Lebensqualität (vgl. Mayring, 1991, S. 69; Wydra, 1993, S. 35). Für den Begriff des Wohlbefindens steht eine Vielfalt an Definitionen zur Verfügung (vgl. im Überblick Mayring, 1994, S. 51). Die für diesen Kontext beste Definition liefert Grupe (1982, S. 197, zitiert nach Abele & Brehm, 1984, S. 253), indem er Wohlbefinden als „eine positive Grundbefindlichkeit des Menschen, die von unterschiedlichen Bedingungen körperlicher, seelischer und sozialer Art sowohl aktuell als auch langfristig bestimmt wird“ bezeichnet. Man unterscheidet das aktuelle (state) und habituelle (trait) Wohlbefinden. Erstes charakterisiert das momentane Erleben einer Person, die positiv getönten bzw. kurzfristigen Gefühle und Stimmungen und die augenblickliche Befindlichkeit, die das Fehlen von Beschwerden umfasst. Bei letzterem handelt es sich um die Grundgestimmtheit, um emotionale Erfahrungen, die sich meist auf längere Zeiträume wie Wochen oder Monate beziehen und als stabile Eigenschaft bezeichnet wird (Becker, 1991, S. 13 ff; Bässler, 1995, S. 245; Gabler, 2000, S. 228). Habituelles Wohlbefinden kommt durch kognitive Prozesse zustande (Becker,

1991, S. 15; Wydra, 1993, S. 39). Unabhängig von der zeitlichen Struktur unterscheidet Mayring (1991, S. 73) eine positive und eine negative Komponente subjektiven Wohlbefindens. Sie bestehen aus positiven Affekten, Zufriedenheit, Freude und Wohlbefinden bzw. aus negativen Affekten, Beschwerden und nervöser Unruhe.

Während und nach der sportlichen Aktivität werden Befindlichkeitsveränderungen vermutet (Steptoe et al., 1989, S. 537). Befindlichkeit bezieht sich auf die Beschreibung des momentanen, aktuellen psychophysischen Zustands einer Person, also auf das aktuelle Wohlbefinden (Becker, 1991, S. 13). Die Effekte des Sporttreibens werden in kurz- und längerfristige differenziert. Hinsichtlich der kurzfristigen Effekte soll Sport die momentane Stimmung, also das aktuelle Wohlbefinden steigern. Im Bereich der längerfristigen Effekte werden dem Sport überdauernde positive Wirkungen zugeschrieben, so dass das habituelle Wohlbefinden, also die Grundgestimmtheit gesteigert wird. Es wird angenommen, dass längerfristige Veränderungen nur dann vonstatten gehen, wenn Sport auch kurzfristig Spaß macht und motivierende Funktion hat (vgl. Abele & Brehm, 1984, S. 252; Bässler, 1995, S. 246). Sport beeinflusst nicht nur das Wohlbefinden, sondern umgekehrt steigert die positive Stimmung die Motivation und führt dazu, dass sportliche Anforderungen mit größerem Durchhaltvermögen bearbeitet werden (Abele, 1994, S. 300).

Abele und Brehm (1984, S. 257) versuchten, anhand verschiedener Befindlichkeitsbegriffe ein Modell zur Klassifizierung zu konstruieren. Elementarer Bestandteil hierbei sind zwei Dimensionen, die sich in eine Bewertungs- (positiv und negativ) und eine Spannungsdimension (Anspannung und Entspannung) unterteilen (vgl. Abbildung 45).

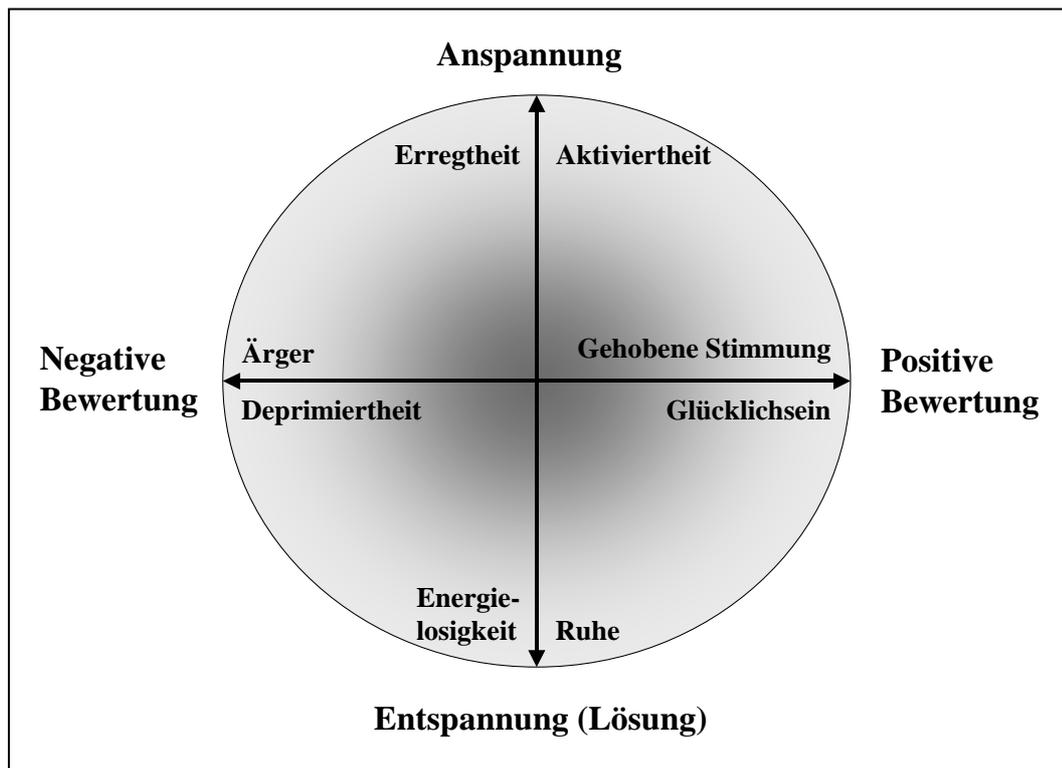


Abbildung 45: Ein zweidimensionales Befindlichkeitsmodell mit einer Bewertungs- und einer Spannungsdimension (mod. nach Abele & Brehm, 1984, S. 258).

Die vier Quadranten werden mit je zwei Befindlichkeitszuständen definiert. Es wird vermutet, dass sich die sportliche Aktivität auf die Dimension Negativität – Positivität von Befindlichkeit auswirkt (vgl. Abele-Brehm & Brehm, 1986, S. 213).

Bei Teilnehmern verschiedener Fitnesskurse nahmen nach dem Befragungszeitraum (acht Unterrichtseinheiten) die Werte im positiven Spannungsquadranten zu, während die in den beiden negativen Quadranten absanken. Dabei waren lediglich die Werte der Besinnlichkeitsskala sportunspezifisch, alle anderen waren sportspezifisch (vgl. Abele et al., 1994, S. 280). Hinsichtlich der Belastungsintensität waren die Veränderungen in den positiven Quadranten bei allen drei Gruppen vergleichbar. Die Veränderung in den negativen Quadranten fiel bei der Gruppe mit der intensivsten Belastung am deutlichsten aus. Das Wohlbefinden wurde gesteigert, das Missbefinden reduziert.

Besitzt die sportliche Aktivität Wettkampfcharakter, sind die Ausgangswerte vor dem Turnier in den Bereichen Aktiviertheit und Erregtheit außergewöhnlich hoch und danach verringern sie sich bedeutsam (Abele et al., 1994, S. 282). Der Vorstartzustand wird also auch auf der Wohlbefindensebene ersichtlich.

Sporttreiben hat generell eine positive Stimmungsveränderung, im Sinne der Beeinflussung des aktuellen Wohlbefindens, zur Folge. Insbesondere bei Personen, denen es vorher weniger gut ging, konnte eine positive Wirkung beobachtet werden. Positives Erleben der Sportsituation beeinflusst in erster Linie die Befindlichkeitsveränderungen im positiven Bereich. Die Zufriedenheit mit sich selbst ist für die Befindlichkeitsveränderung wichtiger als die Zufriedenheit mit dem Unterricht, dem Leiter oder den anderen Teilnehmern (Abele & Brehm, 1986, S. 289).

Mit der Erfassung des Wohlbefindens durch entsprechende Messinstrumente (Selbstbeschreibung mittels Itemvorgaben) können Auswirkungen bestimmter äußerer Faktoren auf den aktuellen psychophysischen Zustand einer Person untersucht werden (Nitsch, 1981a; Becker, 1982; Abele-Brehm & Brehm, 1986; Brüderl, 1988; Mayring, 1994; Brickenkamp, 1997).

Generell konnte bestätigt werden, dass Sporttreiben zu signifikanten Befindlichkeitsveränderungen, also des aktuellen Wohlbefindens und zur Verbesserung der state und trait „anxiety“, also der Angst als vorübergehendem Zustand und als überdauerndem Persönlichkeitszug beiträgt (vgl. Mayring, 1991, S. 87; Rostad & Long, 1996, S. 197; Woodman & Hardy, 2001, S. 291). Positive Stimmungen stiegen an, negative sanken ab (Bässler, 1995, S. 247).

Durch experimentelle Studien wurde gezeigt, dass zwischen der Sportausübung und der Tendenz, einschneidende Lebensereignisse („life stress“) zu erfahren ein Zusammenhang besteht. Weiterhin konnten Verbesserungen hinsichtlich der Antwort auf einen psychosozialen Stressor nachgewiesen werden. Zusätzlich war auch die Verbesserung der körperlichen Fitness nachzuweisen (Rostad & Long, 1996, S. 197).

An 15 weiblichen Eiskunstläuferinnen wurde über vier Wochen die Beziehung zwischen wahrgenommenem Stress, dem Können, sozialer Unterstützung und der Ausführung des Eiskunstlaufens getestet. Alltägliche Auseinandersetzungen wurden psychisch und somatisch stärker bewertet als einschneidende Lebensereignisse und wurden auch signifikant mit schlechteren Bewegungsausführungen verbunden (Felsten & Wilcox, 1998, S. 103).

Schneider und Wydra (2001) untersuchten im Rahmen eines fitnessorientierten Gymnastikprogramms bei 15 sportinaktiven Frauen die Auswirkung unterschiedlicher Entspannungsverfahren (progressive Muskelrelaxation, atmungsorientierte Entspannung, Stretching) auf die Veränderung der Stimmung (aktuelles Wohlbefinden). Die progressive Muskelrelaxation war dem atmungsorientierten Entspannungsverfahren und dem Stretching überlegen. Die positiven Stimmungsdimensionen verbesserten sich, die negativen verringerten sich jeweils signifikant. Frauen, die sich vor der Sportstunde weniger gut fühlten, wurden dadurch signifikant positiver beeinflusst.

In einer weiteren Studie sollte die Veränderung der Stimmung als Ausdruck des aktuellen Wohlbefindens durch zwei unterschiedlich intensive, 30-minütige Gymnastikprogramme untersucht werden (Wydra, 1993b, S. 112). Unter beiden Versuchsbedingungen kam es zu einer signifikanten Verbesserung der Befindlichkeit mit Ausnahme der Dimension Ärger. Aktiviertheit und Ruhe nahmen zu und die Energielosigkeit nahm ab.

Sportliche Betätigung stellt eine Bewältigungsform für Stress dar bzw. kann sie die positive Veränderung der Stimmung beeinflussen (vgl. Wydra, 1993b; Fuchs et al., 1994; Rostad & Long, 1996). Hinsichtlich dieses Zusammenhangs stellten Fuchs et al. (1994, S. 67) mögliche Wirkungsweisen der sportlichen Aktivität graphisch dar (vgl. Abbildung 46).

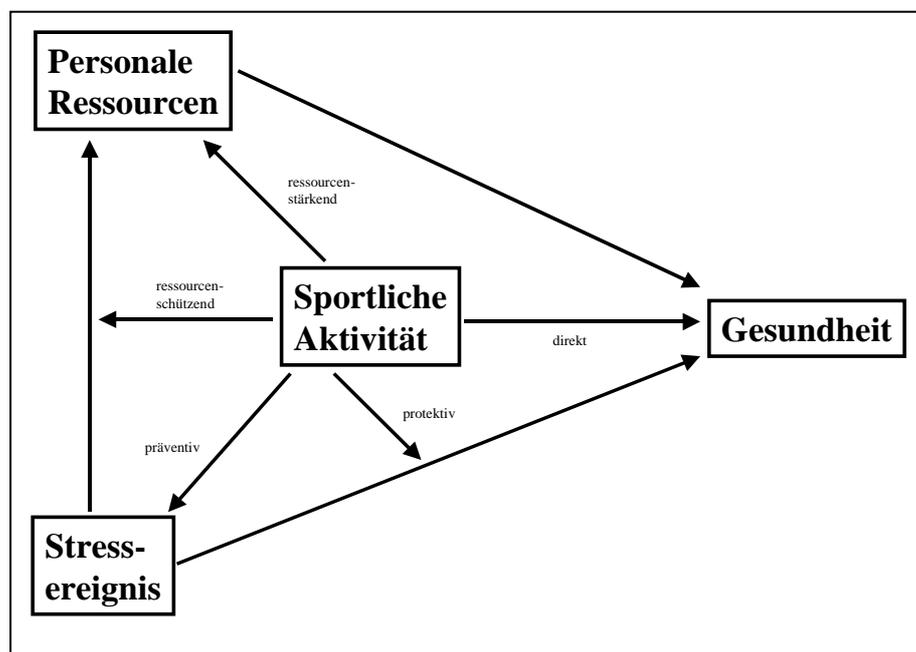


Abbildung 46: Mögliche Wirkungsweisen der sportlichen Aktivität (Fuchs et al., 1994, S. 67).

In den bisherigen Ausführungen wurde nur eine moderate sportliche Aktivität in Bezug zu Auswirkungen auf das Wohlbefinden gesetzt.

Beispielsweise wurde bei Ruderern der Juniorennationalmannschaft während der Vorbereitung auf die Weltmeisterschaft trainingsbegleitend mit dem Erholungs-Belastungs-Fragebogen (EBF; Kellmann & Kallus, 2000) gearbeitet. Es konnte gezeigt werden, dass Zunahmen im Trainingspensum signifikante Störungen der Stimmung, also des aktuellen Wohlbefindens, zur Folge hatten. Erholungsprozesse im Leistungssport fördern die Wiederherstellung der individuellen Handlungsvoraussetzungen und das Wohlbefinden nach Trainings- und Wettkampfbeanspruchungen. Anhand des EBF konnte die Ursache starker

Übermüdung diagnostiziert und behoben werden, die ihrerseits schlechte körperliche Erholung und schlechten Schlaf auslöste. Bei Ausbleiben der Korrekturmaßnahme wäre eine Leistungseinbuße die Folge gewesen. Weiterhin konnte ein Ansteigen des Subtests „Energierlosigkeit“ bei gleichzeitig ansteigendem Trainingsumfang bemerkt werden. Zusätzlich verlief die Subskala „Fitness“ entgegengesetzt. Dementsprechend wäre bei weiterem Anstieg der Trainingsbelastung ein Rückgang der Leistungsfähigkeit zu erwarten gewesen. In allen Anwendungen konnte ein Zusammenhang zwischen dem Trainingsvolumen und den subjektiven Komponenten von Stress und Erholung hergestellt werden (Kellmann et al., 1997, S. 127; Kellmann & Kallus, 1999, S. 111; Steinacker et al., 1999, S. 76–77; Kallus & Kellmann, 2000, S. 223; Kellmann & Günther, 2000, S. 680).

Im EBF eines Mountainbikers zeichnete sich vor der eigentlichen Diagnose bereits ein burnout-Syndrom ab. Somit konnte einem Absinken der körperlichen Leistungsfähigkeit frühzeitig entgegengewirkt werden.

Bei einer weiteren Anwendung des EBF an Nationalmannschaftsschwimmern konnten geringe Erholungslevels mit schlechter Leistung und hohe Erholungswerte mit guter Leistung assoziiert werden. Die Stresswerte zeigten übereinstimmende Verhältnisse. Die Aufzeichnung der Stress- bzw. Erholungsbilanz des Mountainbikeweltmeisters über die gesamte Saison zeigte, dass der Athlet zum richtigen Zeitpunkt beste Leistungsvoraussetzungen hatte (Kellmann & Kallus, 1999, S. 111–112; Kallus & Kellmann, 2000, S. 219).

In einem mehrtägigen Ausscheidungskampf wurden Ringer für das olympische Ringerteam bezüglich ihrer Stimmung, als Ausdruck aktuellen Wohlbefindens, befragt. Wesentliches Ergebnis war, dass die Athleten in allen negativen Bereichen, wie z. B. Spannung, Depression, mehr oder weniger deutlich unter der Norm lagen. Im Bereich „Tatkraft“ lagen sie deutlich darüber. Bei erfolgreichen Athleten lag dieser Wert oberhalb weniger erfolgreicher Ringer. Insgesamt wird deutlich, dass sich erfolgreiche von weniger erfolgreichen Sportlern durch Befindlichkeitszustände, Kognitionen und Bewältigungsstrategien vor und während Wettkämpfen deutlich unterscheiden (Singer, 2000, S. 316).

Weitere Untersuchungen wurden im Zusammenhang mit der Veränderung des habituellen Wohlbefindens durch Sport durchgeführt (Singer, 2000, S. 323). In einigen Studien konnten positive Veränderungen der Grundgestimmtheit nachgewiesen werden (Abele et al., 1994, S. 280; Singer, 2000, S. 323). Wydra (1993b, S. 102 ff) konnte anhand einiger Längsschnittstudien zeigen, dass zumindest tendenziell positive psychologische Effekte regelmäßiger sportlicher Aktivität bestehen.

Rostad und Long (1996, S. 197) untersuchten den Zusammenhang zwischen Sport und Stress und gingen von der Annahme aus, dass Sport eine Bewälti-

gungsstrategie für Stress darstellen kann. Bei den analysierten Prä-Experimentalstudien konnte nachgewiesen werden, dass nach 10 Wochen bis zu sechs Monaten sportlicher Betätigung die körperliche Fitness stieg und die Wahrnehmung von „life stress“ im Sinne einschneidender Lebensereignisse signifikant abnahm.

47 als ängstlich und angespannt eingestufte Erwachsene wurden in eine Trainings- (20-minütiges Walking- oder Joggingprogramm mit 60 bis 65 % der  $HF_{max}$ ) und eine Placebogruppe (20 Minuten Kräftigungs- und Dehnübungen die 50 % der  $HF_{max}$  nicht überstiegen) unterteilt und absolvierten über 10 Wochen die jeweilige Behandlung mit vier Einheiten pro Woche. Vor der Behandlungsphase und im Anschluss daran wurden über Fragebögen die Stimmung als aktuelles Wohlbefinden, die subjektiv wahrgenommene Fähigkeit zur Bewältigung und die „trait anxiety“ als Persönlichkeitsmerkmal erfasst. Zusätzlich wurde die körperliche Leistungsfähigkeit durch Fahrradergometrie bei 25, 50, 75 und 100 Watt sowie während des 12-Minuten Walking-Jogging-Tests ermittelt. Insbesondere durch das moderate Ausdauertraining verbesserte sich die maximale Sauerstoffaufnahme bei beiden Testformen. Antworten auf psychologische Fragen fielen in der moderaten Ausdauergruppe positiver aus mit zum Teil signifikantem Gruppenunterschied. Die Placebogruppe zeigte ebenfalls tendenzielle Verbesserungen, aber nicht bei allen Parametern (Steptoe et al., 1989, S. 538).

Tsutsumi et al. (1998, S. 1005) untersuchten bei 36 älteren Frauen die Wirkung eines 12-wöchigen intensiven (75 bis 85 % des One-Repetition-Maximums mit 8 bis 10 Wiederholungen) bzw. moderaten Krafttrainings (55 bis 56 % und 14 bis 16 Wiederholungen) im Vergleich zu einer Kontrollgruppe auf die Veränderung der Stimmung hier in Form des habituellen Wohlbefindens und sowohl der „state“ als auch der „trait anxiety“. Vor und nach der Trainingsperiode wurden die Maximalkraft, der Körperbau und der psychische Status erhoben. Beide Trainingsgruppen verbesserten die Kraftwerte und die Körperzusammensetzung. Weiterhin wurde durch beide Trainingsintensitäten die positive Stimmung signifikant verbessert, wobei die moderate Gruppe zusätzlich die Angst als vorübergehenden Zustand im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant reduzierte. Beide Treatmentgruppen verringerten die Spannung und die Angst als Persönlichkeitsmerkmal signifikant.

*Zusammenfassend* kann bestätigt werden, dass moderate sportliche Aktivität nicht nur im kurzfristigen, aktuellen Befindlichkeitsbereich positive Auswirkungen hat, sondern auch im längerfristigen, habituellen Wohlbefindensbereich. Positive Befindlichkeitsdimensionen erhöhen sich, negative verringern sich jeweils signifikant. Durch anhaltende, zu hohe Belastungen ohne ausreichende Erholungsmöglichkeit entstehen nicht nur negative Auswirkungen auf die Leistungsfähigkeit. Im Leistungssport können Zunahmen in Trainingspen-

sum und -intensität vermehrt negative Auswirkungen auf das Wohlbefinden haben.

## 5.2 Stress

Zimbardo und Gerrig (1999, S. 370) definieren Stress als ein Muster spezifischer und unspezifischer Reaktionen eines Organismus auf Reizereignisse, die sein Gleichgewicht stören und seine Fähigkeiten zur Bewältigung strapazieren oder überschreiten. Diese Reizereignisse umfassen externe und interne Bedingungen, die als Stressoren bezeichnet werden. Ein Stressor verlangt vom Organismus eine entsprechende Reaktion (vgl. Jones & Hardy, 1990a, S. 5; Nitsch, 1990, S. 6; Bader-Johansson, 2000, S. 103; Schwarzer, 2000, S. 11; Woodman & Hardy, 2001, S. 290).

Selye (1973, zitiert nach Zimbardo, 1983, S. 459) definierte Stress allgemein als „die unspezifische Körperreaktion auf jede Art von Beanspruchung“. Nach Zimbardo und Gerrig (1999, S. 370) hat Stress viele Ursachen, jedoch folgt ihnen immer eine Anpassungsveränderung.

Stress ist ein Prozess, bei dem ein von außen oder innen einwirkender Stimulus wahrgenommen und mit den zur Verfügung stehenden Ressourcen verglichen wird.

Als Folge entstehen psychische oder somatische Reaktionsmuster (vgl. Laux, 1983, S. 470; Jones & Hardy, 1990a, S. 5). Entscheidend bleibt, wie die Person die Dinge sieht. Stress beschränkt sich nicht nur auf Input und Output, sondern es herrscht im Sinne einer Transaktion eine Verbindung zwischen einer sich verändernden Situation und einer denkenden Person, die eine Bewertung der Gegebenheiten vornimmt (Laux, 1983, S. 470; Schwarzer, 2000, S. 14, in Anlehnung an Lazarus, 1991). Aus der Art und Weise der Einschätzung resultieren verschiedene Bewältigungsformen. Abbildung 47 stellt den gesamten Prozess von Stress und dessen Bewältigung dar.

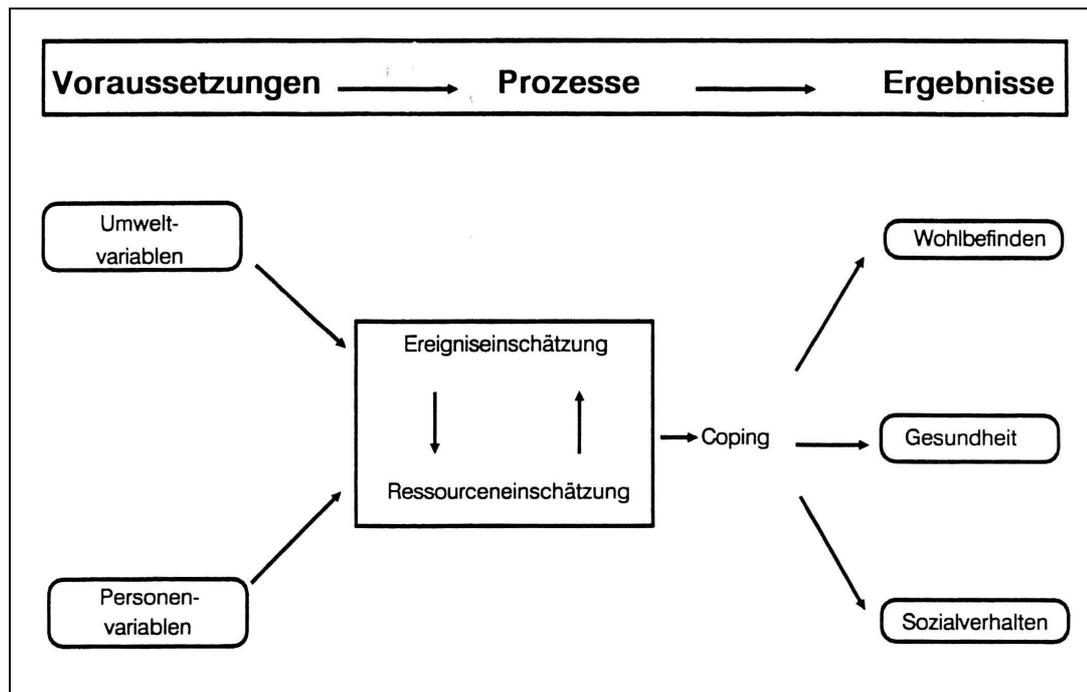


Abbildung 47: Stress und Coping aus transaktionaler Perspektive (Schwarzer, 2000, S. 16).

Soll ein Zusammenhang zwischen der Stress- bzw. vorübergehenden Angstmenge und der dabei realisierbaren Leistung hergestellt werden, würden z. B. die individuelle Zone des optimalen Funktionierens oder die umgekehrte U-Funktion nach Yerkes und Dodson (1908) ein entscheidender Erklärungsansatz darstellen. Zentrale Aussage hierbei ist, dass jeder Athlet seine eigene optimale Zone der Leistung besitzt (Woodman & Hardy, 2001, S. 294). Wird diese optimale Zone nicht erreicht weil der Stressgrad zu gering oder zu stark ist, könnten Stressreaktionen negative Auswirkungen auf die Leistungsfähigkeit haben.

Stresstheoretische Modellvorstellungen lassen sich nach Nitsch (1981b, S. 52) in drei Betrachtungsschwerpunkte abgrenzen, je nachdem, ob biologische, psychische oder soziale Prozesse im Vordergrund stehen. Zimbardo (1983, S. 457) differenziert auf vier Ebenen, wie ein Individuum auf Umweltbedingungen und ihre Anforderungen reagiert. Diese werden unterteilt in emotionale, Verhaltens-, physiologische und kognitive Reaktionen. Laux (1983, S. 476) unterscheidet somatische Stressreaktionen, verhaltensbezogene Stressreaktionen insbesondere Veränderungen im Leistungsbereich und im Ausdrucksverhalten und subjektive Stressreaktionen. Im Folgenden wird Stress aus physiologischer und danach aus psychologischer Sicht dargestellt.

### 5.2.1 Physiologische Stressreaktionen

Stress bezieht sich im weitesten Sinne auf (neurale und humorale) vegetative Prozesse. Die Grundlage einer vegetativen Gesamtreaktion ist die Störung der physiologischen Homöostase und der Versuch einer Wiederherstellung. Stress ist sowohl der Auslöser der Störung als auch die physiologische Anpassungsreaktion. Stress kann sowohl eine positive Kraft sein im Sinne einer Stimulation (z. B. Sprinter vor dem Finallauf), um den eigenen Organismus zu verteidigen oder um zur Veränderung und Entwicklung beizutragen. Eine negative ist er im Sinne der Belastung und Strapazierung des Körpers.

Physiologische Stressreaktionen sind nach Nitsch (1981b, S. 58) an zwei übergreifende Systeme gebunden, einerseits an das Zentrale Nervensystem, andererseits an das System der endokrinen Drüsen. Neurale und humorale Vorgänge sind aber nicht voneinander unabhängig, denn die Hormonproduktion der endokrinen Drüsen wird zu einem wichtigen Teil durch bestimmte Bereiche des Gehirns angeregt und reguliert, wobei der Hypothalamus eine entscheidende Rolle spielt. Umgekehrt beeinflussen die endokrinen Drüsen das zentralnervöse Geschehen direkt auf dem Blutweg über die freigesetzten Hormone, sowie durch hormonal angeregte metabolische Veränderungen.

Bei der Vermittlung der physiologischen Stressreaktion sind in erster Linie zwei Achsen von Bedeutung (Nitsch, 1981b, S. 65). Die erste ist die Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse. Zentraler Stellenwert haben einerseits das Adrenokortikotrope Hormon (ACTH). Es fördert die Synthese vor allem der Glucocorticoide in der Nebennierenrinde, führt zur Steigerung der Lipolyse und indirekt zu einer vermehrten Ausschüttung von Insulin (Nöcker, 1980, S. 213). Andererseits besitzen die Glucocorticoide – eine der drei Gruppen von Steroidhormonen, die in der Nebennierenrinde gebildet werden – insbesondere Cortisol eine besondere Position. Cortisol beeinflusst den Eiweiß- und Kohlenhydratstoffwechsel durch Förderung der Gluconeogenese und der Glykogendeponierung in der Leber (Nitsch, 1981b, S. 67).

Die zweite Achse ist die Hypothalamus-Nebennierenmark-Achse. Zentraler Stellenwert hierbei haben die Katecholamine Adrenalin und Noradrenalin (vgl. Laux, 1983, S. 476; Jones & Hardy, 1990a, S. 7; vgl. Kapitel 5.4.2.2.1). Die Katecholamine beeinflussen die Freisetzung und die Konzentration von Glucose, Laktat, freien Fettsäuren u. a. Die Phosphorylase in der Leber wird initiiert und der Glucoseabbau forciert. Zusätzlich wird der Glykogenabbau im Muskel gesteigert (Lehmann et al., 1980b, S. 294). Adrenalin wird zugeschrieben, dass es vermehrt in Situationen ausgeschüttet wird, die durch das Fehlen relevanter Reaktionen im Verhaltensrepertoire gekennzeichnet sind. Noradrenalin vor allem dann, wenn anforderungsangemessene Reaktionen verfügbar sind. Beide angesprochenen Systeme weisen charakteristische Unterschiede auf, agieren aber nicht unabhängig voneinander (Nitsch, 1981b, S.

71). Eine wesentliche Rolle in der allgemeinen Steuerung der Stressreaktion kommt dem Hypothalamus zu. Er integriert die Funktionen des somatischen, vegetativen, hormonellen und zentralen Aktivierungssystems und bildet die entscheidende Stelle für die Umschaltung nervöser Erregung in hormonelle Reaktionen. Einerseits beeinflusst der Hypothalamus das endokrine System auf humoralem Weg über die Hypophyse, andererseits auf neuralem Weg über den Sympathikus.

#### 5.2.1.1 Katecholamine

Adrenalin (A) und Noradrenalin (NA) sind einerseits Überträgerstoffe an den Nervenendigungen des Sympathikus und andererseits werden die Hormone im Nebennierenmark gebildet (Birbaumer & Schmidt, 1996, S. 80; Mechau, 2001, S. 37). Von dort werden diese Stoffe bei entsprechendem Bedarf ins Blut abgegeben. Das sympathoadrenale System vermittelt durch die Freisetzung der Katecholamine eine Menge hämodynamischer und metabolischer Anpassungen an körperliche, umweltbedingte und psychologische Stressoren (Sothmann, 1991, S. 836; vgl. Mechau, 2001, S. 38).

Nach Kindermann (1987a, S. 742) steigen entsprechend der höheren glykolytischen Durchsatzrate bei anaerober Muskelarbeit Adrenalin und Noradrenalin wesentlich stärker an als bei aerober Muskelarbeit und stellen ein Zeichen für Stress dar (Kindermann et al., 1982a, S. 390; Urhausen et al., 1994, S. 17).

Die Katecholaminfreisetzung verschiebt sich bei betont physischen Belastungen hin zu Noradrenalin und bei betont psychischen Belastungen zu Adrenalin (Keul & Lehmann, 1980, S. 73; Lehmann et al., 1980b, S. 288; Nitsch, 1981b, S. 70; Langer et al., 1991, S. 88; Abele et al., 1994, S. 288; vgl. Abbildung 48). Keul und Lehmann (1980, S. 73) berichten von Adrenalinanstiegen im Urin bei physischen Belastungen, z. B. 10 km-Läufen oder 50 km Rad fahren, bis zu 20 bis 30 ng·min<sup>-1</sup>. Bei vorrangig psychischen Belastungen liegen die Werte teilweise um das Fünffache höher.

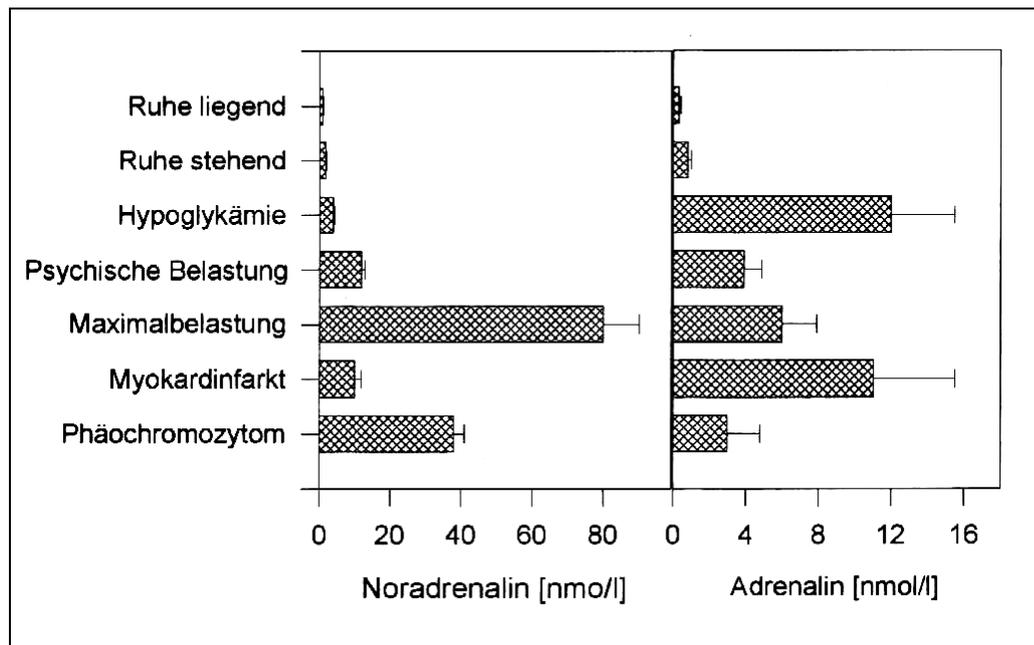


Abbildung 48: Stimuli der Katecholaminfreisetzung (Strobel, 2002b, S. 103, modifiziert nach Cryer, 1980).

Die Normalwerte unter Ruhebedingungen liegen nach Strobel (2002a, S. 84) für Adrenalin bei  $0.1$  bis  $0.8 \text{ nmol} \cdot \text{l}^{-1}$  und für Noradrenalin bei  $0.1$  bis  $3.1 \text{ nmol} \cdot \text{l}^{-1}$ .

#### 5.2.1.1.1 Katecholaminverhalten bei physischer Belastung

Die Katecholaminkonzentration im Blut ist abhängig von der eingesetzten Muskelmasse, der Intensität und Dauer der Belastung und kann unter körperlicher Belastung im Blutplasma um den Faktor 50 ansteigen (Mazzeo, 1991, S. 840; Strobel, 2002a, S. 84 und 2002b, S. 103; vgl. Tabelle 28).

Tabelle 28: Ausgewählte Studien zur Katecholaminfreisetzung unter körperlicher Belastung.

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnisse
Lehmann et al. (1980a)	7 Jungen bei Laufbandergometrie 11 Jungen bei 300 m-Lauf	- stufenweise ansteigende Laufbandergometrie (Beginn bei $8 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , alle 3 min Steigerung um $2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) bis zur subjektiven Erschöpfung - 300 m-Lauf	- Ergometrie: A und NA nahmen parabolisch in Bezug zur $\text{VO}_{2\text{max}}$ , Laufgeschwindigkeit und HF zu; bis zum anaeroben Übergang war der Anstieg niedrig, danach Zunahme auf mehr als das 10fache - 300 m-Lauf: A und NA lagen höher als nach der Ergometrie; bei der anaeroben Schwelle A $0.35 \text{ ng} \cdot \text{min}^{-1}$ , NA $1.5 \text{ ng} \cdot \text{min}^{-1}$

Lehmann et al. (1980b)	12 jugendliche Mittelstreckenläufer (bei 500 m-Lauf) - 9 zusätzlich bei Laufbandergometrie und 10000 m-Lauf	- stufenweise ansteigende Laufbandergometrie (Beginn bei $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , Steigerung nach 3 min um $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) bis zur subjektiven Erschöpfung - 500 m-Lauf - 10000 m-Lauf	- Ergometrie: A und NA stiegen wie oben, bis zur anaeroben Schwelle um das 2- bis 4fache, bei maximaler Belastung erreichte A das 8fache, NA das 11- bis 13fache - 500 m-Lauf: A war höher als nach der Ergometrie, NA zeigte die gleiche Tendenz - 10000 m-Lauf: A und NA erreichten das Doppelte
Kindermann et al. (1982a)	17 gesunde männliche Sportstudenten	- aerobe Belastung (50 min Laufbandergometrie bei konstant $4 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$ Laktat) - anaerobe Belastung (1.5 min Laufbandergometrie bei $20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , also 156 % der im Stufentest erreichten maximalen Geschwindigkeit)	- bei anaerober Belastung stiegen A und NA auf den 15fachen Ruhewert - bei aerober Belastung stiegen NA 6–9fach, A 3–4fach an
Kindermann et al. (1982b)	- 7 gesunde Sportstudenten (100 mg Metoprolol zur $\beta_1$ -Blockade) - 7 Probanden mit Placebo	- 2 Laufbandbelastungen im Abstand von 3 Tagen (Dauer: 50 min; Intensität: 65 % der maximalen Leistungsfähigkeit)	- A und NA lagen zu allen Messzeitpunkten unter $\beta_1$ -Blockade höher als bei der Placebogruppe - Organismus startet Kompensationsversuch gegen die Blockade - Initiierung einer Lipolyse und Glykogenolyse über nichtblockierte $\beta_2$ -Rezeptoren bzw. $\alpha$ -Rezeptoren
Manz et al. (1984)	9 männliche Sportstudenten	- Ausdauertest: an der anaeroben Schwelle nach Wassermann (AT; Dauer: 100 min) - an der individuellen anaeroben Schwelle (IAT; Dauer: 100 min) - am Punkt des überproportionalen Anstiegs des Atemminutenvolumens gegenüber der $\text{CO}_2$ -Abgabe ( $\text{CO}_2\text{T}$ bis zur subjektiven Erschöpfung)	- AT: A stieg nach 15 min gering an und blieb dann gleich, NA stieg bis zur 50. min auf das Doppelte des Ausgangswertes und blieb dann gleich - IAT: A und NA stiegen höher, um das 4–5fache - $\text{CO}_2\text{T}$ : höchste Konzentrationen
Urhausen et al. (1987)	6 männliche Ruderer der regionalen Spitzenklasse	- stufenweise ansteigende Fahrradergometrie (Beginn 150 W, alle 3 min Steigerung um 50 W bis zur subjektiven Erschöpfung) - stufenweise ansteigende Ruderergometrie (s. o.)	- auf allen Belastungsstufen lag die Katecholaminkonzentration während der Ruderergometrie höher als bei der Fahrradergometrie
Schwarz & Kindermann (1989)	10 gesunde männliche Ausdauerportler	Stufenweise ansteigende Fahrradergometrie (beginnend bei 50 W, nach 3 min Steigerung um 50 W) bis zur Ausbelastung	- Katecholamine stiegen zunächst linear an - in der 25. min lagen sie deutlich höher als in Ruhe - Konzentration von NA lag zu allen Messzeitpunkten höher als A
Urhausen et al. (1994)	14 Ausdauer trainierte Männer	- Laufbandbelastung mit: 85 % der im Stufentest ermittelten individuellen anaeroben Schwelle (Dauer: 45 min) - mit 95 % - mit 100 % - mit 105 %	- während allen Belastungen stiegen die Katecholamine an - insbesondere bei 105 % stiegen A und NA

Mechau (2001)	12 männliche Sportstudenten	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Test A: Bestimmen der maximalen Leistungsfähigkeit (Beginn bei 50 W, alle 6 min Steigerung um 40 W)</li> <li>- Test B: 2 aerobe Stufen (Dauer: 6 min; Dichte: 5 min), dann 2 Stufen bei 3 mmol<sup>-1</sup> Laktat, 2 anaerobe Stufen</li> <li>- Test C: Inhalt von B in umgekehrter Reihenfolge</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Test B: freies A stieg von 0.34 auf 0.48 nmol<sup>-1</sup>, NA stieg von 2.98 auf 8.14 nmol<sup>-1</sup></li> <li>- Test C: freies A stieg von 0.24 auf 0.40 nmol<sup>-1</sup>, NA von 2.85 auf 3.47 nmol<sup>-1</sup></li> </ul>
Schwarz (2001)	13 männliche Patienten einer ambulanten Herzgruppe	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Walkingfeldtest (Dauer: 20 min)</li> <li>- Joggingfeldtest (Dauer: s. o.)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nach 10 min Walking: NA 6.5 nmol<sup>-1</sup>, A 0.94 nmol<sup>-1</sup></li> <li>- nach 20 min Walking: NA 6.78 nmol<sup>-1</sup>, A 1.01 nmol<sup>-1</sup></li> <li>- nach 10 min Jogging: NA 5.71 nmol<sup>-1</sup>, A 0.87 nmol<sup>-1</sup></li> <li>- nach 20 min Jogging: NA 7.24 nmol<sup>-1</sup>, A 1.09 nmol<sup>-1</sup></li> </ul>
Schwarz (2001)	16 männliche und weibliche Teilnehmer einer Präventivsportgruppe	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Walkingdauertest bei 70 % der im Stufentest ermittelten maximalen Geschwindigkeit (Dauer: 30 min)</li> <li>- bei 80 %</li> <li>- bei 90 %</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- bei 70 %: NA 6.48 nmol<sup>-1</sup>, A 1.17 nmol<sup>-1</sup></li> <li>- bei 80 %: NA 5.47 nmol<sup>-1</sup>, A 1.0 nmol<sup>-1</sup></li> <li>- bei 90 %: NA 6.26 nmol<sup>-1</sup>, A 1.1 nmol<sup>-1</sup></li> </ul>

*Zusammenfassend* führt körperliche Belastung zu einem Anstieg der Katecholamine (vgl. Tabelle 28). Bei anaeroben Formen steigen Adrenalin und Noradrenalin jedoch wesentlich höher als bei reiner aerober Belastungsform (drei- bis vierfach bzw. sechs- bis neunfach).

#### 5.2.1.1.2 Katecholaminverhalten bei psychischer Belastung

Neben der durch physische Aktivität induzierten Katecholaminausschüttung führen auch psychische Belastungen zu einem Anstieg der Stresshormone im Blutplasma (vgl. Tabelle 29). Bei professionellen Hockeyspielern und Amateurboxern konnten vor dem Wettkampf unter anderem große Zunahmen von Adrenalin und Noradrenalin nachgewiesen werden (Kerr, 1971, S. 946). Urhausen et al. (1995, S. 257) berichteten, dass Badmintonspieler während eines Wettkampfes ähnliche Adrenalin- und Nordadrenalkonzentrationen zeigten wie bei hoch intensivem Training. Die Laktatspiegel lagen jedoch um das Dreifache niedriger.

Tabelle 29: Ausgewählte Studien zur Katecholaminfreisetzung unter psychischer Belastung.

Autor	Probanden	Treatment	Ergebnisse
Keul & Lehmann (1980)	- Autorennfahrer (nicht näher spezifiziert) - Autofahrer (nicht näher spezifiziert)	- Autorennen - Autobahnfahrt - Stadt-Land-Fahrt	- Autobahnfahrt: A stieg um das 2fache - Autorennen: A nahm extrem zu (bis zu 50 ng·min <sup>-1</sup> ) - Stadt-Land-Fahrt: A stieg höher als auf der Autobahn, weil hier mehr Schwierigkeiten auftreten
Rasumow (1982)	176 Sportler verschiedener Sportarten (Leichtathletik, Skisport, Sportspiele)	- Katecholaminbestimmung bei einem Minimum an körperlicher und emotionaler Anspannung - bei einem Minimum an Emotionen - bei Wettkämpfen mit maximaler emotionaler Spannung	- A stieg von der Ausgangsmessung bis zum Wettkampf um das 2fache von 4.03 auf 7.98 (Einheit nicht angegeben) - NA stieg um das 3.2fache von 7.83 auf 24.96 (s. o.) - Skispringer hatten bereits im Training die doppelte A-Ausschüttung, NA stieg auf mehr als das 3fache
Rasumow (1982)	20 Gewichtheber	- 23 Wettkämpfe	- A und NA waren bei zuversichtlichen Sportlern 3mal geringer als bei nicht zuversichtlichen - Sportler mit geringeren A-Werten waren erfolgreicher
Rasumow (1982)	12 Kunstturner	- erschwerte Trainings-sprung - gleicher erschwerte Sprung im Wettkampf	- im Training war A etwas vermindert, NA war leicht erhöht (löste nur eine schnell vorübergehende Furchtemotion aus) - während des Wettkampfes waren A und NA beträchtlich angestiegen (emotionale Stressreaktion)
Göhler & Lauterbach (1991)	- 12 Schützen bei zentralem Eröffnungswettkampf (♂ = 8; ♀ = 4) - 10 Schützen bei einer Meisterschaft	- zentraler Eröffnungswettkampf (Bestimmung in Ruhe, während des Wettkampfes und des Finales) - Meisterschaft (s. o.)	- Eröffnungswettkampf: generell deutlich höheres A im Vergleich zur Ausgangsmessung - Meisterschaft: vermehrte A-Ausscheidung im Vergleich zur Ausgangsmessung
Bloom et al. (1963, zitiert nach Hollmann & Strüder, 1995)	keine Angaben	- Kontrollmessung - 8 Fallschirmsprünge	- nach dem 1., 6. und 8. Sprung waren A und NA gegenüber der Kontrollmessung erhöht
Schedlowski (1994, zitiert nach Hollmann & Strüder, 1995)	keine Angaben	- Kontrollmessung - Katecholamine während eines Fallschirmsprunges - in 10 min-Intervallen 2 Stunden nach dem Sprung	- A stieg während des Sprunges auf 400 ng·l <sup>-1</sup> - NA reagierte leicht verspätet - Katecholamine fielen nach dem Sprung schnell ab und waren 20 min danach bereits auf den Ruhewert zurückgekehrt - A stieg bis 700 %, NA bis 120 % über den Ruhewert
Laun et al. (1996)	24 männliche Schachspieler	- Katecholaminbestimmung am Ruhetag - während eines Schachturniers	- im Vergleich zur Ruhephase stieg A während des Turniers um das 2.6fache und NA um das 1.4fache

Weiler et al. (1997)	14 Spitzenspieler der 1. Bundesliga im Badminton	- Katecholaminverhalten im Training - im Wettkampf	- Training: A stieg im Vergleich zum Vorbelastungswert um 95 %, NA um 205 % - Einzel: A stieg um 182 %, NA um 281 % - Doppel: A stieg um 75 %, NA um 182 %
----------------------	--	---	--

Im Hinblick auf die Katecholaminkonzentration nach der Einwirkung psychischer Belastungen kann derzeit kein eindeutiger Vorteil zu Gunsten Trainierter oder Untrainierter nachgewiesen werden (Claytor, 1991, S. 880; Sothmann et al., 1991, S. 865). Lehmann et al. (1980b, S. 294) berichten, dass beim Ausdauertrainierten die Katecholaminspiegel auf gleicher Belastungsstufe niedriger ausfallen als bei Untrainierten. Jedoch sei im maximalen Belastungsbereich die Konzentration gleich.

*Zusammenfassend* ist bei stark emotionalen Belastungen die Noradrenalinkonzentration nach Keul und Lehmann (1980, S. 74) etwa vergleichbar mit der bei intensiven körperlichen Belastungen. Die Adrenalinkonzentration hingegen ist wesentlich höher. Insbesondere Schießen, Schach und Fallschirmspringen, als Sportarten mit extrem geringer körperlicher Beanspruchung verdeutlichen den Zusammenhang. Die Schützen hatten während des Wettkampfes deutlich höhere Adrenalinwerte im Vergleich zur Ausgangsmessung. Bei den Schachspielern stieg Adrenalin während des Turniers um das 2.6fache und Noradrenalin um das 1.4fache, was eine deutliche Stressreaktion zum Ausdruck bringt. Während eines Fallschirmsprunges stieg Adrenalin bis 700 % und Noradrenalin bis 120 % über den Ruhewert.

Die beiden Hormone wirken vor allem im Bereich der vegetativen Regulation und des Stoffwechsels. Adrenalin wirkt vermehrt stoffwechsel- und Noradrenalin Gefäß aktivierend (Weineck, 1994b, S. 149). Nach Dienstbier (1991, S. 850) bewirkt ein Anstieg des Adrenalins eine vermehrte Glucosefreisetzung aus der Leber ins Blut und führt zu einem Gefühl der Anspannung. Im weiteren Verlauf der Reaktionskette ziehen sich die Beugemuskeln zusammen und die Bauchmuskeln spannen sich an. Des Weiteren wird die Atmung verstärkt, die Herzfrequenz erhöht und der Blutdruck steigt (Jackel, 2001, S. 78). Neben den humoralen Mechanismen sind nach Nitsch (1981b, S. 74) auch neurale Mechanismen an der Gesamtreaktion, die Stress auslöst, beteiligt. Für Jones und Hardy (1990a, S. 7) sind respiratorische und kardiovaskuläre Indikatoren wie Herzfrequenz, Blutdruck und respiratorische Frequenz physiologische Stressreaktionen (vgl. Laux, 1983, S. 476). Im Tonusanstieg der Skelettmuskulatur wird ein Leitsymptom von Stress gesehen und zwar deswegen, da bei der Entstehung von Stress nicht nur einfach die Erregung, sondern auch die psychophysische Spannung zunimmt (Reichel, 1960; Morehouse, 1971; Nitsch, 1981b; Gaschler, 1994; Kandel et al., 1995).

Da die Erhöhung der Herzfrequenz ebenfalls zu einer messbaren körperlichen Stressreaktion gehört, wird im Folgenden darauf eingegangen.

### 5.2.1.2 Herzfrequenz

Die vermehrte Katecholaminausschüttung bei körperlicher und psychischer Belastung geht mit einem Anstieg der Herzfrequenz einher (vgl. Tabelle 30).

*Tabelle 30: Ausgewählte Studien zum Herzfrequenzverhalten unter psychischer Belastung.*

<b>Autor</b>	<b>Probanden</b>	<b>Treatment</b>	<b>Ergebnisse</b>
Keul & Lehmann (1980)	Bobfahrer (nicht näher spezifiziert)	-HF-Bestimmung während eines Rennens	- es werden durchschnittlich 180 bis 200 $\text{min}^{-1}$ erreicht - auch die Piloten hatten diese HF-Werte, obwohl sie geringere physische Belastungen als die Bremsler hatten
Keul & Lehmann (1980)	13 Fallschirmspringer	- kontinuierliche HF-Aufzeichnung vor und während des Fluges sowie während des Fallschirmsprunges	- es konnten anhand der HF mehrere Phasen festgestellt werden - 1. Phase = Ruhephase vor dem Start - 2. Phase = Flug im Flugzeug - 3. Phase = freier Fall - 4. Phase = Schirmöffnung - 5. Phase = Schirmabstieg - 6. Phase = Landung - HF stieg bis Phase 4 kontinuierlich auf 150, sank während Phase 5 auf 128 und stieg bei Phase 6 auf 140 $\text{min}^{-1}$
Keul & Lehmann (1980)	Autorennfahrer (nicht näher spezifiziert)	- HF-Aufzeichnung während eines Autorennens	- HF lag bei 180 bzw. 200 $\text{min}^{-1}$ - HF blieb über mehrere Stunden erhöht
Rasumow (1982)	12 Schachspieler	- HF-Ausprägung während eines Blitzturniers	- HF stieg parallel zum Spielverlauf an - gegen Ende lag sie bei 136 $\text{min}^{-1}$ - im Durchschnitt lag die HF bei 97 $\text{min}^{-1}$
Rasumow (1982)	Beschreibung in Kapitel 5.2.1.1.2. (12 Kunstturner)	Beschreibung in Kapitel 5.2.1.1.2	- im Training war bei erschwertem Sprung die HF erhöht - am Wettkampftag zeigte sich jedoch kein Unterschied zur Trainings-HF
Rejeski et al. (1991)	12 trainierte Radfahrer	- körperliche Vorbelastung: Kontrollgruppe, Fahrradergometrie bei 50 % der im Stufentest ermittelten $\text{VO}_{2\text{max}}$ (Dauer: 30 min) oder bei 80 % für 60 min - Ruhe-HF - Stroop-Test (Wort-Farbe)	- Ruhe-HF lag nach der Kontrollbedingung bei 52 $\text{min}^{-1}$ , nach 50 % Belastung bei 55 $\text{min}^{-1}$ und nach 80 % bei 70 $\text{min}^{-1}$ - bei Stroop-Test lag die HF der Kontrollgruppe bei 69 $\text{min}^{-1}$ , leicht belastete Gruppe bei 70 $\text{min}^{-1}$ und schwer belastete Gruppe bei 82 $\text{min}^{-1}$

Hobson & Rejeski (1993)	80 weniger gut trainierte Frauen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 10-minütige Aufmerksamkeits-Kontrolle und anschließende Belastung (Dauer: 10, 25 bzw. 40 min)</li> <li>- Kontrollgruppe ohne Aufmerksamkeit und Belastung</li> <li>- Ruhe-HF</li> <li>- Stroop-Test (s. o.) mit HF-Aufzeichnung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ruhe-HF bei Kontrollgruppe 64 min<sup>-1</sup>, bei den drei Belastungsgruppen 76, 75 bzw. 74 min<sup>-1</sup></li> <li>- während Stroop-Test variierte die HF von 79 min<sup>-1</sup> (Kontrollgruppe) bis 92 min<sup>-1</sup> (Belastungsgruppen)</li> </ul>
Kubitz & Landers (1993)	30 untrainierte Personen	<ul style="list-style-type: none"> <li>- HF bei Stroop-Test (s. o.), Mathematiktest und Fitnessstest auf einem Fahrradergometer</li> <li>- Ausdauertraining (Gesamtdauer: 8 Wochen) bzw. Kontrollgruppe</li> <li>- Tests wie zuvor</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kontrollgruppe Ruhephase: vorher 70, nachher 72 min<sup>-1</sup></li> <li>- Treatmentgruppe Ruhephase: vorher 73, nachher 69 min<sup>-1</sup></li> <li>- Kontrollgruppe Stroop: vorher 83, nachher 81 min<sup>-1</sup></li> <li>- Treatmentgruppe Stroop: vorher 85, nachher 80 min<sup>-1</sup></li> <li>- Kontrollgruppe Mathematik: vorher 80, nachher 82 min<sup>-1</sup></li> <li>- Treatmentgruppe Mathematik: vorher 83, nachher 77 min<sup>-1</sup></li> <li>- Kontrollgruppe Erholungsphase: vorher 70, nachher 74 min<sup>-1</sup></li> <li>- Erholungsphase Testgruppe: vorher 73, nachher 67 min<sup>-1</sup></li> </ul>
Senkfor & Williams (1995)	41 Studenten (eingeteilt in gut und weniger gut Trainierte - anhand von Tests)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- HF-Ausgangsmessung</li> <li>- Stroop-Test (s. o.)</li> <li>- Erholungsphase über 9 min</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- beide Gruppen zeigten eine erhöhte HF während der Stressphase</li> <li>- gut Trainierte: 86 min<sup>-1</sup></li> <li>- weniger gut Trainierte: 92 min<sup>-1</sup></li> <li>- während der Erholungsphase reduzierte sich die HF der gut Trainierten schneller auf ein niedrigeres Niveau</li> </ul>
Spalding et al. (2000)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 10 Ausdauertrainierte</li> <li>- 10 Nichttrainierte</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Herzperioden bei Ruhephase</li> <li>- Allgemeinwissenstest, Mathematikaufgabe, Stroop-Test</li> <li>- Erholungsphase (Dauer: 3 min)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- in der Ruhephase hatten die Trainierten Herzperioden von 1120 ms, die Untrainierten von 900 ms</li> <li>- über das ganze Experiment hatten Trainierte (1008 ms) längere Herzperioden als Untrainierte (822 ms)</li> </ul>

Die bei Keul und Lehmann (1980, S. 67) erhobenen Herzfrequenzen an Bobfahrern galten insbesondere für die Piloten, die trotz geringerer physischer Belastung als z. B. die Bremser (diese müssen zu Beginn zusätzlich Schubarbeit leisten) emotional sehr stark beansprucht wurden. Somit waren bei den Fahrern überwiegend die emotionale Belastung und die Konzentration für das Herzfrequenzverhalten verantwortlich, da eine stärkere muskuläre Beanspruchung nicht gegeben war.

Ausgedrückt durch die im Spielverlauf zunehmende Herzfrequenz bei Schachspielern nahm die emotionale (An)-Spannung mit der Zeit allmählich zu und erreichte gegen Ende des Spiels das Maximum (Rasumow, 1982, S. 135).

Nach der Durchsicht einiger Querschnittsstudien kam Claytor (1991, S. 874) zu dem Schluss, dass Trainierte während einer kognitiven Herausforderung geringere Herzfrequenzen vorwiesen als Untrainierte. Grundsätzlich wird die

Herzfrequenz sowohl von sympathischer als auch von parasympathischer Seite beeinflusst. Dementsprechend kann vermutet werden, dass bei Trainierten die Reizweiterleitung des parasympathischen Nervensystems insbesondere bei niedrig intensiver Belastung verbessert ist, während diejenige des sympathischen Systems reduziert ist deuten (Crews & Landers, 1987, S. S119).

*Zusammenfassend* gilt auch die Herzfrequenz als Parameter zur Objektivierung körperlicher Reaktionen auf physische oder psychische Stressereignisse. Trotz fehlender körperlicher Belastung wie beispielsweise beim Fallschirmspringen und Schachspielen konnten Herzfrequenzen von 136 bis 200 min<sup>-1</sup> registriert werden. Während psychisch belastender Stroop-Tests (vgl. Kapitel 5.4.2.3.1) wurden Herzfrequenzen zwischen 69 und 92 min<sup>-1</sup> gemessen.

## 5.2.2 Psychologische Stressreaktionen

Psychische Stresssymptome beinhalten Veränderungen von Wohlbefinden, kognitiven Funktionsabläufen und Handlungsvollzügen (Nitsch, 1981b, S. 84). Somit bilden aus psychologischer Sicht die subjektive Wahrnehmung und Bewertung der jeweiligen Person-Umweltbeziehung die entscheidende Grundlage der Stressentstehung. Ob und in welchem Maße ein Reiz Stress auslöst, hängt von den Interpretationsmustern der betreffenden Person ab, wie sie den Reiz wahrnimmt und bewertet (vgl. Lazarus & Launier, 1981, S. 81; Laux, 1983, S. 483; vgl. Abbildung).

### 5.2.2.1 Bewertung eines stressreichen Ereignisses

Die subjektive Einschätzung der Schwere der Störung, der Dauer etc. bestimmt die Stressreaktion. Von der subjektiven Bewertung der Wirksamkeit der jeweiligen Reaktion hängen die Stressfolgen ab (Nitsch, 1981b, S. 88).

Es werden primäre, sekundäre und Neubewertungen voneinander unterschieden (vgl. Lazarus & Launier, 1981, S. 233; Laux, 1983, S. 484; Schwarzer, 2000, S. 15). Die Funktion der primären Bewertungsprozesse liegt darin, eine Situation als irrelevant, angenehm-positiv oder stressend zu bewerten (vgl. Anshel, 1990, S. 66). Nach der primären Bewertung erfolgt als sekundärer Bewertungsprozess die Auswahl der Bewältigungsstrategien. Die beiden Prozesse können sich zeitlich überlappen oder zusammenfallen. Neubewertungen bewirken nach Laux (1983, S. 487) eine Änderung der ursprünglichen Bewertung. Sie basieren auf neuen Hinweisen aus der Umgebung, auf Rückmeldungen hinsichtlich der eigenen Reaktionen oder auf neuen Überlegungen. Somit ist ein Rückmeldesystem initiiert, das auf die kontinuierliche Veränderung des Personumweltbezuges eingeht.

Nach Schwarzer (2000, S. 28) erfolgen Einschätzungen in zwei Richtungen. Einerseits wird die Anforderungsstärke bewertet, andererseits wird das situationsspezifische Selbstvertrauen überprüft.

Bei 26 Eiskunstläufern der nationalen Meisterschaft wurden negative Aspekte des Wettkampfes, negative andere Verhältnisse, Forderungen/Kosten der Sportart, persönliche Auseinandersetzungen und traumatische Erfahrungen als stressend bewertet (Scanlan et al., 1991, zitiert nach Woodman & Hardy, 2001, S. 292).

Bei 99 Football- und Volleyballschiedsrichtern konnten fünf Stressoren bestimmt werden, die zu Stress führen: Furcht vor körperlicher Verletzung, verbale Beschimpfungen, Spieldruck, Zeitdruck und Furcht vor Misserfolg (Goldsmith & Williams, 1992, S. 109).

Jones und Hardy (1990b, S. 250) berichten von einem Athleten, der Stress sowohl im Training als auch Wettkampf als eine Funktion der hohen Erwartungen betrachtet, die er an sich selbst und den Charakter des Ereignisses stellt.

Bei Ziemainz und Stoll (1999, S. 219) reagierten die Athleten auf internale Stimuli eher überrascht, besorgt oder traurig und fühlten sich eher schwach, müde, ziemlich aufgeregt, wütend und aktiv. Externe Stimuli wurden ebenfalls negativ bewertet, die Athleten reagierten aber weder besonders stark noch schwach, sondern waren eher aufgeregt, wütend und aktiv.

#### 5.2.2.2 Bewertung der persönlichen Ressourcen

Teil des Bewertungsprozesses ist immer auch eine Persönlichkeitsdeterminante. Für Tutko (1971b, S. 1135) spielt die emotionale Stabilität im Prozess der Stressbewertung und -bewältigung eine wichtige Rolle. Ein emotional stabiler Sportler ist imstande, seine Gefühle zu kontrollieren. Er ist in der Lage, die Ernsthaftigkeit einer Situation einzuschätzen und eine Entscheidung kühl und ruhig zu treffen. Er resigniert nicht wenn der Druck anhält und er kann verschiedene Faktoren in unterschiedlichen Situationen evaluieren und sie abwägen. Ein extrem sensibler Sportler kann wegen schlechter Leistung, eines Kommentars eines Zuschauers oder eines rauen Wortes des Betreuers Angst im Sinne eines vorübergehenden Zustandes bekommen.

Selbstvertrauen ist nach Tutko (1971b, S. 1135) ein weiterer Faktor in der Bewertung stressreicher Situationen. Ein Sportler mit hohem Selbstvertrauen ist sich über sein Talent und seine Möglichkeiten sicher. Jedoch kennt er seine Schwächen und an welcher Stelle noch Verbesserungen notwendig sind. Er geht offen mit seinen Schwächen um da er hofft, Lücken schließen zu können. Sportler mit hoher Selbstwirksamkeit haben realistische Erwartungen an ihre sportliche Leistung und haben eine höhere Kompetenzwahrnehmung (Anshel et al., 2001, S. 64). Optimisten glauben, dass die Dinge ihren Weg gehen und fühlen sich in der Lage, Erwartungen zu kontrollieren.

Je nachdem welche Persönlichkeit vor ein stressreiches Ereignis gestellt wird, werden unterschiedliche Bewertungen und Bewältigungsstrategien vorgenommen. Bei Steffgen und Schwenkmezger (1995, S. 16) wies Stressanfälligkeit eine statistisch bedeutsame Korrelation mit Ängstlichkeit als überdauernder Persönlichkeitseigenschaft, jedoch keine signifikante Korrelation mit Ärgerneigung auf.

Feltz und Ewing (1987, S. S100) erwähnen, dass jugendliche Spieler, die eine hohe Wettkampfangst im Sinne einer überdauernden Persönlichkeitseigenschaft, eine geringe Selbstwertschätzung besitzen und geringe Erwartungen an ihre Ausübung stellen, größeren Stress haben als Spieler mit gegenteiligen Eigenschaften.

Bei Edwards und Hardy (1996, S. 299) hing die Intensität des Selbstvertrauens mit der Richtung der vorübergehenden kognitiven und somatischen Angst zusammen. Bei erhöhtem Selbstvertrauen wurde die Angst erleichternd wahrgenommen und desto geringer waren die Angstsymptome. Angst kann erleichternde oder hemmende Effekte auf die Spielausführung haben, je nachdem wie hoch der Level der physiologischen Erregung ist.

Edwards und Hardy (1996, S. 304) berichten, dass Turner, die besser balancierten, den vorübergehenden Zustand der Angst erleichternder einschätzten als diejenigen, die weniger gut balancierten. In diesem Zusammenhang erwähnen die Autoren, dass Selbstvertrauen gegen hemmende Effekte der Angst schützen kann.

### 5.2.2.3 Bewältigung (Coping) von Stresssituationen

Im Sinne des transaktionalen Stresskonzeptes (vgl. Schwarzer, 2000, S. 16) erfolgt nach den Einschätzungsprozessen die Bewältigung (vgl. Anshel et al., 2001, S. 47). Sie wird nach Lazarus und Launier (1978, zitiert nach Laux, 1983, S. 488) als Anstrengung verstanden, mit externen und internen Anforderungen, die die Mittel einer Person beanspruchen oder überfordern, fertig zu werden (vgl. Rostad & Long, 1996, S. 198; Anshel et al., 2001, S. 44). Coping hat zum Ziel, mit Hilfe psychologischer und körperlicher Anstrengungen die Ressourcen im Umgang mit stressenden Ereignissen zu verbessern. Nach Lazarus und Launier (1981, S. 241) ist die jeweilige Art, wie Menschen Stress bewältigen noch wichtiger für Lebensmoral, soziale Anpassung und Gesundheit/Krankheit als die Häufigkeit und Schwere des Stress selbst.

Es gibt verschiedene übergreifende Reaktionen und Entscheidungsalternativen. Einerseits das Tolerieren, d. h. das Zulassen der Einwirkung bestimmter Stressoren und/oder Ertragen des resultierenden Stresszustands. Zum Zweiten das Kontrollieren, d. h. das Beeinflussen der Stress auslösenden Bedingungen und/oder der Stresssymptome. Zum Dritten das Resignieren, d. h. das Verrin-

gern oder Aufgeben jeglicher Bewältigungsansprüche und -anstrengungen (Morehouse, 1971, S. 931).

Nach Lazarus und Launier (1981, S. 241) sowie Laux (1983, S. 488) steht bei der Bewältigung von Stress einerseits die Änderung gestörter Transaktion (problemorientierte Strategie) im Vordergrund, andererseits sollen gleichzeitig die Emotionen reguliert werden (vgl. Burton, 1990, S. 179; Schwarzer, 2000, S. 34).

Es zeigte sich, dass Personen je nach Problem und Zeitpunkt verschiedene Copingstrategien benutzen. Beispielsweise wurden Schwierigkeiten am Arbeitsplatz mehr problemorientiert und Gesundheitskrisen mehr emotionsorientiert bewältigt. Welche Copingstrategie benutzt wird hängt davon ab, welche Maßnahme zur Bewältigung der situationsspezifischen Bedrohung passt (vgl. Burton, 1990, S. 179; Schwarzer, 2000, S. 33).

Bei Steffgen und Schwenkmezger (1995, S. 16) war bei hoher Ärgerneigung und geringer Ausprägung der aktiven Kontrolle die Stressanfälligkeit hoch. Demgegenüber war bei hoher Ausprägung von aktiver Kontrolle die Stressanfälligkeit gering.

Spieler, die hohe Stresslevels wahrgenommen haben, erzielten bessere Leistungen und Ergebnisse, besaßen eine gezieltere Leistungsfähigkeit, suchten größere soziale Unterstützung und benutzten öfter optimistischere Einstellungen in ihren Strategien als Spieler, die den Stress niedriger einstufen (Madden et al., 1990, S. 23).

Die Situationen „taktischer Zeitplan“ und „Gegnerkontakt“ stellten die häufigsten Anforderungen im Langstreckenlauf dar. Hierfür wurden hauptsächlich die Suche nach Information, Konzentration und Resignation als Bewältigungsstrategien eingesetzt. Die Probleme „Zeitplan“, „Gegnerkontakt“ und „Lücke“ wurden durch aktives Handeln bewältigt (problemorientiert). Physiologische Probleme wurden durch positives Selbstinstruieren, Beruhigen und das Umbewerten der Situation abgeschwächt (emotionsorientiert) (Stoll & Wagner-Stoll, 1995, S. 60).

Aktive Bewältigungsformen wurden dann verwendet, wenn eine Situation für kontrollierbar/regulierbar gehalten wurde. Passive Strategien wurden dann präferiert, wenn die Situation als wenig/nicht kontrollierbar eingestuft wurde.

Die von Ziemainz und Stoll (1999, S. 219) rekrutierten Studien stammen aus dem Langstreckenlauf, dem Triathlon, Volleyball und Handball. Individualsportler zeigten ein problemorientiertes und emotionsregulierendes Verhalten. Mannschaftssportler versuchten mehr emotionsregulierend zu reagieren. Langstreckenläufer reagierten problemorientiert, jedoch versuchten weniger erfolgreiche Läufer die Emotionen zu regulieren. Sowohl erfolgreiche als auch weniger erfolgreiche Triathleten zeigten problemorientiertes Verhalten. Wenn

sich jedoch im Laufe des Rennens beispielsweise Magenkrämpfe einstellen, wurden Emotionen reguliert. Demnach scheint aggressives, aktives und direktes Bewältigungsverhalten im Sport nicht immer sinnvoll.

Nach Crocker (1992, S. 163) sind die Bewältigungsstrategien von Athleten in verschiedene Kategorien zu unterteilen. Sie verwenden das aktive auf das Problem richtig eingestellte Coping, die Forderung sozialer Hilfsmittel, die positive Neubewertung, die Selbstbeherrschung, vertrauende Erwartungen, Abstand und die Selbstanklage.

Krohne und Hindel (1992, S. 6) konnten sechs kritische, Stress auslösende Situationen im Tischtennispiel identifizieren: Unzufriedenheit, Netz- oder Kantebälle, Satzverlängerung, Aufschlag- oder Leichtsinnsfehler, Verlust mehrerer Punkte in Folge und hart umkämpfte verlorene Punkte. Dementsprechend konnten die Bewältigungsstrategien Informationssuche und Einsatz taktischer Mittel, Beruhigung und Ablenkung, Motivierung und Konzentration und Abreaktion versus Herunterspielen der Bedeutung der Situation erfasst werden.

Zeitdruck kann ebenfalls mit sehr unterschiedlichen Emotionen verbunden sein, nämlich mit Ärger, vorübergehender Angst oder auch dem Gefühl der Hetze.

Bei Schlicht et al. (1990, S. 7) wurden Situationen, in denen man über eigene Veränderungsmacht verfügte, aktiv bewältigt. Internale Stimuli lösten Überraschung, Besorgnis und Traurigkeit aus, während externale Stimuli für Aufregung, Wut und Aktivität verantwortlich waren. Ein Stimulus, der als hoch kontrollierbar galt, wurde auch als angenehm und nützlich bewertet. Für das Verhalten und die Reaktion in stressbezogenen Situationen war das Ausmaß verantwortlich, in dem eine Person annahm, die Situation kontrollieren zu können.

*Zusammenfassend* entsteht Stress erst durch die subjektive Bewertung objektiver Bedingungen. Physiologische Stressreaktionen sind dabei die vermehrte Freisetzung der Katecholamine und in Folge ein Anstieg der Sauerstoffaufnahme, der Herzfrequenz und des Blutdrucks. Es kommt zu einer gesteigerten Thermoregulation und zu einem Anstieg des Muskeltonus. Je nachdem wie eine Person eine Situation wahrnimmt und definiert, kommt es zu Stressreaktionen oder zur Bewältigung. Dabei können einerseits Probleme gelöst und andererseits auch Emotionen reguliert werden. Dennoch ist für eine optimale Leistungsfähigkeit ein mittleres Stresslevel/Erregungsniveau und entsprechende Bewältigungsstrategien notwendig.

## 5.3 Entspannungszustand

Nach Zimbardo (1983, S. 478) gibt es neben dem Stress auch eine Gegenreaktion in Form von Entspannung. Müller (2000, S. 14) bezeichnet Entspannung im Allgemeinen als einen Zustand physischer und psychischer Gelöstheit (vgl. Rathbone, 1971b, S. 1003). Dieser Zustand kann sich in körperlichen Empfindungen der Wärme, Schwere, Leichtigkeit oder auch den psychischen Zuständen der Gelassenheit, Behaglichkeit und des Wohlbefindens äußern (vgl. Vaitl, 1993a, S. 25).

Die Effekte eines Entspannungstrainings werden auf eine Reduktion der sympathikoadrenergen Aktivität hin zu vagotonen Reaktionen zurückgeführt (Vaitl, 1993a, S. 56). Durch Entspannungstraining wird der Muskeltonus reduziert (Vaitl, 1993c, S. 93). Um im Gesundheitssport einen Entspannungszustand herbeizuführen, wird zunächst körperliche Aktivität in Form von Ausdauertraining oder Sportspielen empfohlen (Schwarz & Schwarz, 2003, S. 80). Dadurch entsteht ein Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung. Körperliche Aktivität ist im Gesundheitssport notwendig um einen optimalen mentalen und emotionalen Entspannungszustand zu erreichen (Rathbone, 1971a–e). Im Leistungssport, wo ein mittleres Stresslevel optimal ist, wird Entspannungstraining lediglich zur Regulation des Stressniveaus durchgeführt.

### 5.3.1 Physiologische und psychologische Entspannungsreaktionen

Durch Entspannung wird die Anzahl der aktiven motorischen Einheiten reduziert oder es findet eine Verringerung der Entladungsfrequenz statt, was eine Tonussenkung der Skelettmuskulatur zur Folge hat (vgl. de Vries, 1971, S. 297; Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 28). Die Methode der Wahl zur Aufzeichnung der neuromuskulären Aktivität ist die Elektromyographie. Ein weiterer Ansatz ist im  $\alpha$ - und  $\gamma$ -motorischen System in Form der Veränderung der Reflextätigkeit zu sehen. Höhere Regionen, insbesondere die *Formatio reticularis*, nehmen über  $\alpha$ -Motoneuronen Einfluss auf die Empfindlichkeit der Muskelspindeln. Es verändert sich die Sensibilität der Muskelspindeln, die für die Spannung innerhalb der Muskelfaser zuständig sind. Der Grundtonus sinkt auf eine bestimmte Muskelspannung ab (Müller, 2000, S. 28).

Des Weiteren wird durch Entspannung eine Verlangsamung des Pulsschlags initiiert (Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 41; Müller, 2000, S. 29). Die Herzfrequenz gilt als wesentlicher Indikator von Aktivierungsprozessen. Neben körperlicher Aktivität führen auch emotionale und mentale Belastungen zum Anstieg der Herzfrequenz (vgl. Kapitel 5.4.2.2.2). Durch die Entspannung sinkt die Herzrate aber nicht unter diejenige bei Ruhebedingungen, also ohne körperliche Belastung und emotional-kognitive Beanspruchung.

Ein entspannter Zustand ist auch durch eine niedrigere Atemfrequenz gekennzeichnet, die einerseits auf ein erhöhtes Atemzugvolumen und andererseits auf den geringeren Sauerstoffbedarf durch den niedrigeren Muskeltonus zurückzuführen ist (Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 45).

Eine weitere physiologische Veränderung ist die Senkung des Energiegrundumsatzes in der Größenordnung von 6 bis 31 %. In Bezug zu den kardiovaskulären Reaktionen ist die periphere Vasodilatation zu nennen, die von einem Gefühl des Kribbelns und der Wärme begleitet wird (Vaitl, 1993a, S. 35; Müller, 2000, S. 28). Eine weitere Veränderung besteht in der Senkung des arteriellen Blutdrucks (Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl 1993a, S. 42). Bei den elektrodermalen Veränderungen ist vor allem eine Abnahme der Hautleitfähigkeit zu beobachten (Vaitl, 1993a, S. 46). Im Hinblick auf zentralnervöse Veränderungen wird die Änderung der hirnelektrischen Aktivität in Bezug auf die Frequenz und Amplitude von Hirnstromwellen beschrieben (Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 48; Müller, 2000, S. 29). Bei Vaitl (1993a, S. 54) sind darüber hinaus noch weitere physiologische Veränderungen zusammengefasst. Sie betreffen gastrointestinale Anpassungen, Senkung des Serum-Cholesterinspiegels, Reduktion der Schilddrüsenüberfunktion, Erhöhung des Blutzuckerspiegels und Verminderung des Speichelcortisols.

Grundsätzlich wird zwischen psychologischen und physiologischen Kennzeichen einer Entspannungsreaktion unterschieden (vgl. Rathbone, 1971b, S. 1003; Vaitl, 1993a, S. 26–27). Aus psychologischer Sicht lassen sich Affekte und Emotionen kaum noch provozieren, man fühlt sich mental frisch und die Wahrnehmungsschwellen sind erhöht. Um Veränderungen zu spüren, sollte die Aufmerksamkeit von äußeren Einflüssen hin zum Innenraum des Menschen gelenkt werden (Vaitl, 1993c, S. 84). Diese Wahrnehmungsform wird als Interozeption bezeichnet. Quellen der Interozeption sind die Propriozeption und die Viszerozeption. Bei erster kommen insbesondere Eindrücke aus den Gelenken, Sehnen und Muskeln zum Tragen. Die Viszerozeption wird von Informationen aus den Eingeweiden gebildet. Über afferente Bahnen geleitete Signale provozieren Sensationen, Empfindungen und emotionale Begleiterscheinungen.

*Zusammenfassend* stellt Entspannung einen Zustand körperlicher und seelischer Gelöstheit dar, unabhängig von der Art der Auslösung (Entspannungsverfahren oder moderate körperliche Aktivität). Durch die Reduktion der Entladungsfrequenz wird auf muskulärer Ebene eine Tonussenkung provoziert. Die generelle Dämpfung der Sympathikusaktivität bewirkt verschiedene Anpassungen des Körpers, die sich in einer verminderten Herz- und Atemfrequenz, Blutdruck etc. äußert. Im Gegensatz zur Stressreaktion lassen sich aus psychologischer Sicht Affekte und Emotionen kaum noch provozieren und man fühlt sich mental frisch.

Bisher wurde lediglich die Veränderung des aktuellen und habituellen Wohlbefindens durch freizeit- und gesundheitssportliche Betätigung untersucht (Abele & Brehm, 1986; Steptoe et al., 1989; Mayring, 1991; Abele et al., 1994; Bässler, 1995; Rostad & Long, 1996; Tsutsumi et al., 1998; Schneider & Wydra, 2001). Auf Grund des theoretischen Hintergrundes könnte vermutet werden, dass leichte Gymnastik, wie beispielsweise Dehnübungen ebenfalls zur Verbesserung der aktuellen Befindlichkeit führen. Entsprechende Studien fehlen diesbezüglich. Im Leistungssport ist demgegenüber für die Trainings- und Wettkampfplanung seit einiger Zeit von Interesse, wie sich das aktuelle Wohlbefinden auf die sportliche Leistungsfähigkeit auswirkt (Kellmann et al., 1997; Kellmann & Kallus, 1999; Steinacker et al., 1999; Kallus & Kellmann, 2000; Kellmann & Günther, 2000). Ob bei Freizeitsportlern ebenfalls eine messbare Wirkung besteht, ist derzeit nicht geklärt. Weiterhin lässt sich folgern, dass ein Stresszustand auch auf die Beweglichkeit Auswirkungen in Form einer Tonuserhöhung der Skelettmuskulatur, einer erhöhten Dehnungsspannung, einer vermehrten Katecholaminausschüttung und einem Anstieg der Herzfrequenz hat. Infolge dessen könnte es zu einer verminderten Ausprägung der Beweglichkeitsparameter bei gleichzeitig erhöhter EMG-Aktivität kommen. Klee und Wiemann (2000, S. 205) hingegen stellten fest, dass sich die Anpassungen beim Kurzzeitdehnen offensichtlich auf der Ebene des peripheren und/oder zentralen Nervensystems abspielen. Sie vermuteten, dass zusätzlich auftretender psychischer Stress die Schmerzgewöhnungseffekte noch weiter verstärken könnte und damit die Schmerztoleranzgrenze und letztendlich die Bewegungsreichweite erhöhen könnte. Auf Grund der genannten physiologischen Entspannungsreaktionen liegt die Vermutung nahe, dass Entspannung Einfluss auf die Beweglichkeit und somit die Dehnfähigkeit haben könnte. Im Sinne einer Tonussenkung, einer Senkung der Dehnungsspannung, der EMG-Aktivität und als Folge davon einer Erhöhung der Bewegungsreichweite. Entsprechende Empfehlungen, in entspanntem Zustand zu dehnen und somit die Effektivität einer Dehnanwendung zu erhöhen, sind in einigen Handbüchern nachzulesen (vgl. Anderson, 1989; Sölveborn, 1995; Thienes, 2000). Jedoch fehlen bisher empirische Studien, die genannte positive Auswirkungen nachweisen. Auch diese hypothetischen Vermutungen sollen in der folgenden Studie überprüft werden.

## **5.4 Darstellung der empirischen Untersuchung**

### **5.4.1 Fragestellung und Arbeitshypothesen**

Es soll untersucht werden, inwiefern ein Stress- bzw. Entspannungszustand die Effektivität eines Beweglichkeitstrainings beeinträchtigt. Zusätzlich soll überprüft werden, inwieweit die psychische Befindlichkeit (aktuelles Wohlbefinden) die Ausprägung der Beweglichkeitsparameter beeinflusst. Schließlich

ist Untersuchungsgegenstand, wie ein Stress- bzw. Entspannungstreatment oder keine Intervention bei jeweils gleichzeitigem Dehntraining Einfluss auf die momentane Befindlichkeit (aktuelles Wohlbefinden) nimmt.

## 5.4.2 Untersuchungsmethodik

### 5.4.2.1 Personenstichprobe

An der Untersuchung nahmen insgesamt 21 Sportstudenten teil (vgl. Tabelle 31).

Tabelle 31: Darstellung der anthropometrischen Daten der Versuchspersonen ( $M \pm SD$ ).

	<b>Gesamtstichprobe (n=21)</b>	<b>Männer (n=13)</b>	<b>Frauen (n=8)</b>
<b>Alter [Jahre]</b>	24.4±2.6	25.1±2.7	23.4±2.1
<b>Größe [cm]</b>	177.4±7.2	181.2±3.5	171.1±7.3
<b>Gewicht [kg]</b>	68.3±9.3	74.2±5.9	58.8±4.5

Sowohl die Rekrutierung der Probanden als auch Anweisung bezüglich deren alltäglicher Belastungen sind synonym zu Kapitel 3.3.2.1.

### 5.4.2.2 Variablenstichprobe

Zusätzlich zu den in Kapiteln 3.3.2.2 und 4.4.2.2 vorgestellten und operationalisierten Parametern wurden in dieser Studie zusätzlich die Herzfrequenz und die Katecholamine Adrenalin und Noradrenalin gemessen. Weiterhin wurden die Probanden bezüglich des aktuellen Wohlbefindens befragt.

#### 5.4.2.2.1 Katecholamine

Die Katecholamine wurden für diese Studie bestimmt, um die Höhe der Stressreaktion zu operationalisieren. Das Katecholaminverhalten wurde nicht bei der Gesamtstichprobe erhoben, sondern an einer Teilstichprobe von acht Versuchsteilnehmern ( $\text{♂} = 5$ ;  $\text{♀} = 3$ ). Die Darstellung der Werte erfolgt in der Einheit  $\text{nmol}\cdot\text{l}^{-1}$ . Die Plasmahalbwertszeit der Katecholamine liegt nach Strobel (2002a, S. 84) bei 1 bis 3 Minuten. Aus diesem Grund wurde die Ruheentnahme in der Pause 10 Minuten nach Beendigung des Vortests durchgeführt. Somit konnte man sichergehen, dass keine Einflüsse des jeweiligen Vortests vorlagen. Die Bestimmung der Katecholaminkonzentration erfolgte zusätzlich sofort nach dem jeweiligen Nachtest. Zur radioenzymatischen Messung der freien Plasmakatecholamine wurden aus dem rechten (mit Finalgon forte<sup>®</sup> Salbe) hyperämisierten Ohrläppchen 300  $\mu\text{l}$  arterialisiertes Kapillarblut entnommen (Da Prada & Zürcher, 1976). Die Blutproben wurden sofort eisge-

kühlt, zentrifugiert und bei - 25 °C eingefroren. Zur statistischen Weiterverarbeitung wurden die Adrenalin- und Noradrenalinwerte vor und unmittelbar nach dem jeweiligen Nachtest bearbeitet.

#### 5.4.2.2.2 Herzfrequenz

Die Herzfrequenz wurde erfasst um eine physiologische Stressreaktion zu operationalisieren. Die Herzfrequenz [ $\text{min}^{-1}$ ] wurde in dieser Studie kontinuierlich mittels Pulsuhr (Accurex-Plus der Firma Polar Electro<sup>®</sup>, Finnland) gemessen. Der Parameter wurde bei der Gesamtstichprobe während einer Ruhephase, während des Vortests unter neutralen Bedingungen und unter der jeweiligen Treatmentbedingung gemittelt. Die einzelnen Phasen dauerten jeweils 15 Minuten.

#### 5.4.2.2.3 Subjektive Befindlichkeit

Das aktuelle Wohlbefinden kann einerseits die Qualität sportlicher Leistung beeinflussen. Andererseits können stressende oder entspannende Umwelteinflüsse auf das aktuelle Wohlbefinden einwirken und es ggf. verändern (vgl. Kapitel 5.1) Um beide Wechselwirkungen erfassen zu können, wurden für die folgende Studie zwei Fragebögen ausgewählt.

Der Erholungs-Belastungs-Fragebogen (EBF) wurde von Kallus (1995) erstellt, um eine differenziertere Antwort auf die Frage *Wie geht es Ihnen?* zu erhalten (Kellmann & Kallus, 2000, S. 7). Der EBF-Sport ist in der Lage, eine aktuelle Erholungs-Beanspruchungs-Bilanz von Sportlern zu erstellen und gibt somit den aktuellen Grad der Beanspruchung wieder (Kellmann, 2000, S. 255). Es wird angenommen, dass eine Anhäufung von Belastungen aus unterschiedlichen Lebensbereichen zumindest bei unvollständigen Erholungsmöglichkeiten einen veränderten psychophysischen Gesamtzustand zur Folge hat. Ein veränderter Ausgangszustand hat eine Veränderung der Handlungs- und Leistungsfähigkeit, des aktuellen Befindens einer Person zur Folge. Neben der Häufigkeit von Belastung und Erholung erfasst der Fragebogen zusätzlich verschiedene unspezifische und sportspezifische Beanspruchungs- und Erholungsbereiche.

Demgegenüber steht der Prozess der Erholung als ein Ausgleich der im Körper entstandenen Defizite. Belastung und Erholung interagieren sehr stark miteinander. So kann eine beanspruchende Belastung mit anschließend ausreichender Erholung zu positiven Trainingseffekten führen. Bleibt eine adäquate Erholung aus, folgen Einbußen im psychischen und physischen Bereich. Deshalb ist neben einer optimalen sportmedizinischen Trainings- und Wettkampfbetreuung eine Überwachung des Beanspruchungszustandes eines Athleten unumgänglich. Insofern scheint der EBF-Sport durch das Erfassen vorange-

gangener Belastungs- und Erholungsaktivitäten bei der Darstellung des aktuellen Zustandes einer Person geeignet zu sein.

Bei der folgenden Studie wurde der EBF-Sport zur Erfassung des aktuellen Wohlbefindens anhand der Beanspruchungs-Erholungs-Bilanz verwendet. Der Fragebogen wurde zu Beginn eines jeden Testtermins ausgefüllt um belastende bzw. erholende Einflüsse der letzten drei Tage/Nächte zu verdeutlichen. Somit sollte eine Möglichkeit geschaffen werden, Einflüsse der Befindlichkeit auf die Beweglichkeit zu objektivieren.

Die Befindlichkeitsskalierung anhand von Kategorien und Eigenschaftswörtern (BSKE) nach Janke et al. (1999, S. 2) sollte als weiterer Fragebogen die unmittelbare Veränderung des momentanen Befindens im Sinne des aktuellen Wohlbefindens erfassen. Den Schwerpunkt bildet hierbei die Befragung über das psychische Befinden. Zusätzlich wird nach dem physischen Befinden gefragt. Im Gegensatz zu der verwendeten EBF-Form werden durch den BSKE augenblickliche Befindlichkeitszustände abgebildet. Somit eignete sich dieser Fragebogen sehr gut, um akute Befindlichkeitsveränderungen durch Interventionen zu erfassen.

Der BSKE wurde unmittelbar vor jedem Nachttest und sofort im Anschluss an jede Intervention ausgefüllt. Somit sollte eine Möglichkeit geschaffen werden, Veränderungen der momentanen Befindlichkeit durch Stress bzw. Entspannung oder durch eine Dehnbehandlung ohne Intervention zu objektivieren.

#### 5.4.2.3 Treatmentstichprobe

Der *erste Test* beinhaltete eine Stresseinwirkung (S) als Treatment. Mit Hilfe des Auditiven Stroops sollte ein Stresszustand provoziert werden. Im Folgenden wird deshalb auf diesen Stress auslösenden Mechanismus eingegangen.

##### 5.4.2.3.1 Auditiver Stroop

Die Demonstration des so genannten Auditiven Stroop-Effekts geht auf Cohen und Martin (1975, zitiert nach Maxeiner et al., 1996, S. 35) zurück, die mit auditiven Interferenzen arbeiteten (vgl. Maxeiner, 1989, S. 154). Die Wörter „hoch“ und „tief“ (semantischer Aspekt) werden in hoher und tiefer Stimmlage (physikalischer Aspekt) präsentiert, wobei die Person angeben soll in welcher Tonlage die Wörter gesungen wurden. Bei übereinstimmender Stimulation ist die Lösung einfach (z. B. wenn das Wort „hoch“ auch hoch gesungen wird), jedoch bei widersprüchlichen Informationen kommt es zu Schwierigkeiten. Wenn z. B. das Wort „hoch“ tief gesungen wird und umgekehrt. Der Stroop-Effekt resultiert daraus, dass die Fehlerzahl und die Reaktionszeiten ansteigen. Cohen und Martin (1975, zitiert nach Maxeiner et al., 1996, S. 35) untersuchten in diesem Zusammenhang die Hemisphärenspezifität und ob die Größe des Stroop-Effekts mit der funktionellen Hirnasymmetrie zusammen-

hängt (vgl. Lindsay & Norman, 1981, S: 337; Maxeiner, 1989, S. 155). Das Stroop-Phänomen ereignet sich immer dann, wenn die Analyse der sensorischen Informationen zu einem Konflikt führt. Es scheint, als ob beide Gehirnhälften unabhängig voneinander arbeiten und sich die Belastung teilen. Demnach würde eine Hälfte einige Aufgaben bearbeiten und mit der anderen weitere Anforderungen bewältigen. Akustische Informationen werden normalerweise von jedem Ohr zu beiden Rindenhälften geleitet, jedoch kann man durch Beschallung beider Ohren die ipsilaterale Leitung blockieren, so dass mit dem linken Ohr die rechte Hemisphäre erreicht werden kann und umgekehrt. Vergleicht man die Leistungen wenn auf beide Ohren Informationen gegeben werden, so findet man eine Überlegenheit der linken Hemisphäre bei sprachlichem Material, bei der rechten Hemisphäre eher bei Tönen, Akkorden, Melodien, Gesichtern, Punktmustern, visuell-räumlichen Aufgaben und Geräuschen (Maxeiner, 1989, S. 153; Maxeiner et al., 1996, S. 35). Der Stroop-Effekt ist größer, wenn die widersprüchliche Information auf dem rechten Ohr gehört und in der linken entschlüsselt wird, da die linke Hemisphäre auf die sprachliche Analyse spezialisiert ist. Es wird zwar auch ein Stroop-Effekt entstehen bei der Stimulation des linken Ohrs, der aber auf Grund der eingeschränkten Sprachfähigkeit geringer ausfällt (Maxeiner, 1989, S. 155).

Um in der folgenden Untersuchung eine Stressreaktion auszulösen musste neben den Wörtern „hoch“ und „tief“, die entweder übereinstimmend oder widersprüchlich gesungen wurden, zusätzlich die Tonlage („hoch“ oder „tief“) eines eingespielten Tones erkannt werden. Die Probanden sollten innerhalb von 0.8 Sekunden reagieren und die Tonlage verbal mitteilen, ansonsten wurde ihnen ein Stromschlag suggeriert. Das Interferenzmaterial wurde Ihnen über einen Kopfhörer auf das rechte Ohr gespielt. Währenddessen wurde auf das linke Ohr eine Geschichte (Titel: „Die zwei Brüder“) gespielt, die sie zu einem späteren Zeitpunkt nacherzählen mussten. Während der Stresseinwirkung vollzogen die Versuchspersonen 10 singuläre maximale Dehnungen der ischiocruralen Muskelgruppe.

Im *zweiten Test* fand eine Entspannungseinwirkung (E) statt. Bei den an der Untersuchung beteiligten Probanden sollte der Entspannungszustand anhand eines imaginativen Verfahrens („Gelassenheit und Harmonie“ der Schwäbisch Gmünder Ersatzkasse) ausgelöst werden. Im Folgenden wird deshalb auf diesen entspannungsauslösenden Mechanismus eingegangen.

#### 5.4.2.3.2 Imaginative Verfahren

Jede Entspannungsmethode regt auf ihre Art Vorstellungsprozesse an (Vaitl, 1993b, S. 64). Die Grundannahme dabei ist, dass die Vorstellung wie bei einer Beschreibung von Bildern vonstatten geht. Merkmale des Bildes werden mit sensorischen, also visuellen oder akustischen, Informationen verknüpft. Eine Vorstellung wird umso lebhafter, je schneller und vielfältiger die Repräsentationen zusammengefügt werden. Imaginative Verfahren initiieren oder verändern bestimmte Vorstellungen. Diese Vorstellungen enthalten Komponenten der Wahrnehmung, Motorik, Kognitionen und Affekte. Imagination stellt demnach eine Verbindung des Individuums mit seiner Umwelt dar (Petermann & Kusch, 1993, S. 217). Auch durch Musik kann nach Müller (2000, S. 83–84 und S. 170–172) ein Entspannungszustand hergestellt werden. Musik wirkt in starkem Maße emotional und regt die Phantasie an. Musik kann sowohl anregen als auch beruhigen, sowohl sympathikoton als auch parasympathikoton wirken. Unterschiedliche Musik und auch unterschiedliche Erfahrungen mit Musik, ob positiver oder negativer Art, führen zu unterschiedlichen Wirkungen. Die Wirkungen sind abhängig von der Art der Musik sowie der psychischen und physischen Struktur des Hörers. Es spielen dabei seine Erfahrungen und Erwartungen, seine Sensibilität und seine gegenwärtige Situation als auch seine Vorbildung eine Rolle. Allerdings müssen auch das Bedürfnis und die Bereitschaft vorhanden sein, ansonsten wird sich Musik beim Entspannungsbemühen als störend herausstellen. Die Produktion von Vorstellungen hängt nicht nur von äußeren Bedingungen ab, sondern auch davon, wie gut oder schlecht sich Personen etwas vorstellen können. Ein Training zur Verbesserung der Imaginationsfähigkeit kann die Vorstellungseffekte bei den Probanden präzisieren (Petermann & Kusch, 1993, S. 231; Vaitl, 1993b, S. 77).

Die Probanden bekamen den Inhalt (Vogelgezwitscher, Bachgeplätscher, Klaviermusik) stereo über Kopfhörer zugespielt. Dabei sollten sie sich gedanklich in die akustisch dargestellte Landschaft hineinversetzen und gleichzeitig ihren Körper entspannen. Wie bereits während der Stresseinwirkung fand auch hier ein gleichzeitiger Dehnprozess, bestehend aus 10 singulären maximalen Dehnungen statt.

*Test drei* diente als Kontrollbedingung (K). Ohne jeglichen Einfluss dehnten sich die Teilnehmer 10mal nacheinander maximal.

Um Interferenzen zwischen den Treatments zu vermeiden, wurden die Versuchsteilnehmer zufällig in drei Gruppen eingeteilt und absolvierten alle drei Tests in randomisierter Reihenfolge.

#### 5.4.2.4 Ablauf der Untersuchung

Die schriftliche Befragung vor jedem Gewöhnungs- und Testtermin war gleich wie in Kapitel 3.3.2.4.

Die Positionierung auf der Apparatur und die Rahmenbedingungen erfolgten gemäß Kapitel 3.3.2.4.

Der Ablauf der *Gewöhnungstermine* war fast identisch zu Kapitel 4.4.2.4. Bei dieser Studie sollte nun achtmal hintereinander die maximale Dehnposition durch *indirekte Eigendehnung* angesteuert werden. Weiterhin sollte die submaximale Dehnposition lediglich 35 Sekunden gehalten werden. Dieser Teil wurde insgesamt dreimal hintereinander durchgeführt. Nach einer kurzen Pause erfolgte abschließend eine Messung der maximalen willkürlichen Kontraktionskraft (MVC) gemäß Kapitel 3.3.2.4. Die Probanden bekamen wie bei den anderen Studien eine Einweisung in die Verwendung der Borg-Skala, da sowohl bei den maximalen, als auch bei den submaximalen Dehnungen und der MVC-Messung das subjektive Anstrengungsempfinden durch die Skala beurteilt werden sollte. Genau eine Woche nach dem dritten Gewöhnungstermin fand der erste Testtermin für jeden Probanden statt.

Vor jedem *Test* wurde zusätzlich zu den in Kapitel 3.3.2.4 beschriebenen Maßnahmen der Erholungs-Belastungs-Fragebogen für Sportler nach Kellmann und Kallus (2000, S. 14 ff) ausgefüllt. Diese Befragung diente dazu, psychische Befindlichkeitszustände (aktuelles Wohlbefinden) zu registrieren, deren Ursache maximal drei Tage/Nächte zurücklagen. Danach erfolgte die Bestimmung der Ausgangsherzfrequenz über 15 Minuten im abgedunkelten, ruhigen Raum.

Nach einer 5-minütigen Erwärmung, gleich zu den Gewöhnungsterminen, fand die Positionierung auf der Apparatur statt (vgl. Kapitel 3.3.2.2).

Auf Grund der Ergebnisse aus Kapitel 3.4.7 sollte die Versuchsperson im sogenannten Vortest (VT) nur noch 10mal nacheinander aus der Ausgangslage ihre maximale Bewegungsreichweite durch *indirekte Eigendehnung* ansteuern und diese sofort wieder verlassen. Die Testperson führte das Bein bis zur Ausgangsposition von 45° zurück. Während der folgenden 30 Sekunden konnten die Versuchsteilnehmer das Testbein zur Entspannung abstellen (siehe Abbildung).

Die Probanden hielten die Augen zur Vermeidung visueller Reize geschlossen und ein schalldichter Gehörschutz verhinderte äußere akustische Einflüsse.

Während jeder Einzelmessung wurden die gleichen Parameter wie in Kapitel 3.3.2.4 und 4.4.2.4 aufgezeichnet ( $BR_{\max}$ ,  $F_{\max}$ ,  $F_{\text{konst}}$ ,  $iEMG_{\max}$ ,  $iEMG_{\text{konst}}$ , Borg, HF).

90 Sekunden nach der letzten Einzelmessung erfolgte die Bestimmung der MVC (vgl. Kapitel 4.4.2.4).

Während den folgenden 15 Minuten hatten die Teilnehmer eine Ruhephase, in der sie auf dem Schlitten sitzen sollten. Während dieser Zeit wurde bei acht Probanden eine Blutprobe zur Bestimmung des Ausgangswertes der Katecholamine entnommen. Weiterhin wurde die Befindlichkeitsskalierung anhand von Kategorien und Eigenschaftswörtern nach Janke et al. (1999, S. 2 ff) zur Erfassung der augenblicklichen psychischen Befindlichkeit ausgefüllt.

Nach dieser Zeit begann die eigentliche Treatmentphase im Nachtest (NT). Der Ablauf der Dehnungen blieb unverändert. Zusätzlich erfolgte jetzt die Stress- bzw. Entspannungsphase oder keine Intervention. In randomisierter Reihenfolge wurde unter Stresseinwirkung gedehnt (10 Wdh.), oder es fand eine Entspannungsintervention während der Dehnung statt, oder es wurde identisch zum Vortest ohne jegliche zusätzliche Intervention gedehnt. Nach der 10. Einzelmessung unter den jeweiligen Treatmentbedingungen wurde ebenfalls zur Relativierung der aufgezeichneten und integrierten EMG-Signale die MVC nach gleichem Verfahren ermittelt.

Um feststellen zu können, ob sich durch das jeweilige Treatment die momentane psychische Befindlichkeit verändert hat, wurde sofort im Anschluss an die letzte MVC-Messung nochmals die Befindlichkeitsskalierung anhand von Kategorien und Eigenschaftswörtern nach Janke et al. (1999, S. 2 ff) ausgefüllt.

Die Tests dauerten jeweils ca. 90 Minuten.

Auf Grund gleicher Überlegungen wie in Kapitel 3.3.2.4 und 4.4.2.4 betrug der Testabstand jeweils exakt eine Woche. Abbildung 49 zeigt den Verlauf der gesamten Untersuchung.

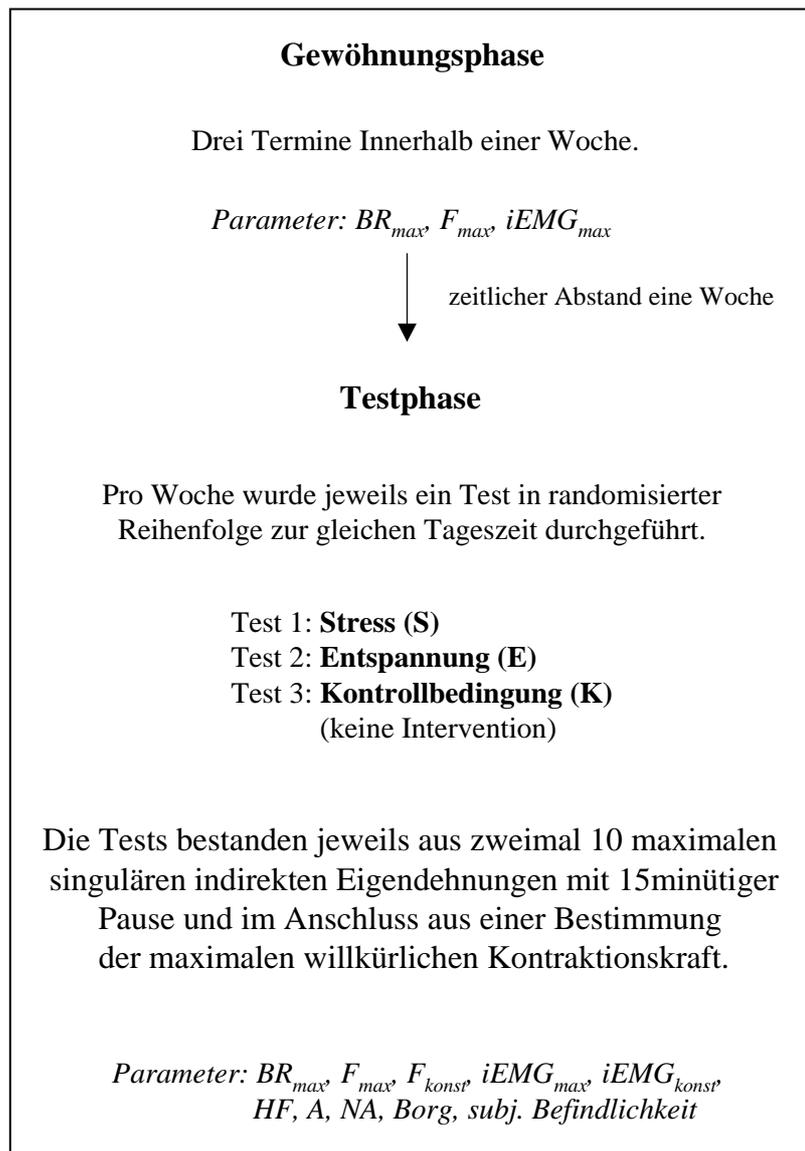


Abbildung 49: Untersuchungsdesign.

#### 5.4.2.5 Statistik

Die Voraussetzungsprüfung und anschließende Datenauswertung erfolgte gemäß den Angaben in Kapitel 3.3.2.5 und Kapitel 4.4.2.5. Zusammenhänge zwischen den Subtests der psychischen Befindlichkeit und den Beweglichkeitsparametern wurden durch die kanonische Korrelation berechnet. Einzelkorrelationen normalverteilter, varianzhomogener Daten wurden mittels Produkt-Moment-Korrelation nach Pearson gerechnet. Nicht normalverteilte varianzinhomogene Daten wurden mit Hilfe der Rangkorrelation nach Spearman korreliert. Das Gleiche gilt für die gebildeten Differenzen zwischen Test 1 und 2, zwischen Test 2 und 3 und zwischen Test 1 und 3.

### 5.4.3 Statistische Hypothesen

Anhand der in Kapitel 5.4.1 formulierten Fragestellung ergeben sich folgende Hypothesen.

H<sub>14</sub>: Die maximale Bewegungsreichweite vergrößert sich a) durch die Treatments (*Stress, Entspannung, Kontrollbedingung*) und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

H<sub>15</sub>: Die maximal tolerierte Zugkraft vergrößert sich a) durch die Treatments und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

H<sub>16</sub>: Die Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch die Treatments und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

H<sub>17</sub>: Die maximale Muskelaktivität erhöht sich a) durch die Treatments in unterschiedlichem Ausmaß und b) bleibt innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests unverändert.

H<sub>18</sub>: Die Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch die Treatments und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

H<sub>19</sub>: Die Herzfrequenz erhöht sich a) innerhalb des Vortests und b) verhält sich während den jeweiligen Treatments unterschiedlich.

H<sub>20</sub>: Die Stresshormonkonzentration (Adrenalin- und Noradrenalin) im Blutplasma verändert sich durch die jeweiligen Treatments in unterschiedlichem Ausmaß.

H<sub>21</sub>: Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Wohlbefinden und der Ausprägung verschiedener Beweglichkeitsparameter.

H<sub>22</sub>: Das aktuelle Wohlbefinden wird durch die jeweiligen Treatments in unterschiedlichem Ausmaß verändert.

## 5.5 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse in Anlehnung an die Hypothesen dargestellt. Dabei wird zunächst bei jedem Parameter auf dessen mittlere Veränderung im Vergleich von Vortest zum jeweiligen Nachtest eingegangen. Danach werden die entsprechenden Gruppenunterschiede präsentiert. Im Anschluss erfolgt die Darstellung der Veränderung der Parameter durch 10 maximale singuläre Dehnungen während den Vortests und den drei Treatments in den Nachtests einschließlich der Treatmentunterschiede. Neben der Darstellung

der Gesamtstichprobe erfolgt weiterhin eine geschlechtsspezifische Betrachtung.

In Tabelle 32 sind die gemittelten Messergebnisse der 10 Einzelmessungen von Vor- und jeweiligem Nachtest für die Gesamtstichprobe dargestellt. Bei der Herzfrequenz ist zusätzlich der mittlere Ruhewert angegeben.

*Tabelle 32: Erfasste Parameter von der Ausgangsmessung (Ruhe), von Vortest (VT; Wdh. 1–10) und Nachtest (NT; Wdh. 1–10) ( $M \pm SD$ ) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ).*

	Stress			Entspannung			Kontrollbedingung		
	Ruhe	VT	NT	Ruhe	VT	NT	Ruhe	VT	NT
<b>BR<sub>max</sub></b> [°]		114.8±15.5	116.0±15.7		113.9±15.0	118.2±16.1		114.3±16.3	117.4±16.8
<b>F<sub>max</sub></b> [N]		198.8±54.8	193.3±49.5		198.3±60.4	209.1±58.4		202.6±57.9	208.4±62.6
<b>F<sub>konst</sub></b> [N]		153.0±44.2	130.9±42.3		136.8±52.2	128.5±45.2		147.4±44.0	135.2±34.9
<b>iEMG<sub>max</sub></b> [% MVC]		15.4±8.9	15.5±15.3		16.7±13.3	12.8±10.0		13.8±9.0	11.9±9.4
<b>iEMG<sub>konst</sub></b> [% MVC]		9.2±5.5	9.6±7.6		9.0±4.2	6.4±3.8		7.9±4.7	6.9±4.8
<b>Borg</b>		19.0±0.7	18.7±0.9		19.0±0.8	19.2±0.7		19.0±0.7	19.2±0.6
<b>HF</b> [min <sup>-1</sup> ]	65.8±12.5	72.2±12.6	75.4±12.5	64.3±9.3	72.1±9.8	67.1±9.2	67.0±9.2	74.0±8.7	69.4±8.5
<b>A</b> [nmol l <sup>-1</sup> ]		0.608±0.119	0.877±0.327		0.579±0.112	0.852±0.429		0.552±0.458	0.751±0.130
<b>NA</b> [nmol l <sup>-1</sup> ]		2.526±0.266	3.980±1.269		2.275±0.256	4.031±2.117		2.312±0.173	3.618±1.470

In Tabelle 33 sind die gemittelten Messergebnisse der 10 Einzelmessungen von Vortest und jeweiligem Nachtest für die männliche Stichprobe zusätzlich zur Ruheherzfrequenz dargestellt.

Tabelle 33: Erfasste Parameter von der Ausgangsmessung (Ruhe), von Vortest (VT; Wdh. 1–10) und Nachtest (NT; Wdh. 1–10) ( $M \pm SD$ ) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der männlichen Stichprobe ( $n = 13$ ).

	Stress			Entspannung			Kontrollbedingung		
	Ruhe	VT	NT	Ruhe	VT	NT	Ruhe	VT	NT
<b>BR<sub>max</sub> [°]</b>		106.4±13.0	107.6±14.0		106.8±13.9	110.4±14.3		106.6±15.4	109.5±15.7
<b>F<sub>max</sub> [N]</b>		203.1±61.4	192.7±58.1		210.2±70.8	214.4±69.3		210.9±69.1	213.7±73.7
<b>F<sub>konst</sub> [N]</b>		161.5±38.4	134.8±34.6		157.2±56.5	141.8±42.1		162.9±45.9	147.4±36.2
<b>iEMG<sub>max</sub> [% MVC]</b>		13.1±8.2	10.1±5.1		14.8±8.5	9.6±5.2		12.4±7.8	10.1±6.0
<b>iEMG<sub>konst</sub> [% MVC]</b>		7.7±4.1	6.7±3.7		9.2±3.9	5.4±3.0		7.2±3.8	6.7±3.3
<b>Borg</b>		19.1±0.7	18.7±0.8		19.0±0.9	19.2±0.8		19.1±0.7	19.2±0.7
<b>HF [min<sup>-1</sup>]</b>	65.7±10.6	72.2±10.6	74.2±11.6	63.7±7.9	71.6±9.0	67.2±8.0	65.5±8.4	72.7±9.0	68.8±9.0

In Tabelle 34 sind die gemittelten Messergebnisse der 10 Einzelmessungen von Vortest und jeweiligem Nachtest für die weibliche Stichprobe zusätzlich zur Ruheherzfrequenz dargestellt.

Tabelle 34: Erfasste Parameter von der Ausgangsmessung (Ruhe), von Vortest (VT; Wdh. 1–10) und Nachtest (NT; Wdh. 1–10) ( $M \pm SD$ ) in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der weiblichen Stichprobe ( $n = 8$ ).

	Stress			Entspannung			Kontrollbedingung		
	Ruhe	VT	NT	Ruhe	VT	NT	Ruhe	VT	NT
<b>BR<sub>max</sub> [°]</b>		128.5±6.8	129.7±4.8		125.4±8.1	130.9±9.3		126.8±8.2	130.2±8.8
<b>F<sub>max</sub> [N]</b>		192.0±44.8	194.3±34.7		178.6±33.4	200.4±37.1		189.1±32.6	199.8±41.6
<b>F<sub>konst</sub> [N]</b>		137.4±53.3	124.2±55.5		107.5±28.1	106.7±44.0		116.3±14.7	114.4±21.3
<b>iEMG<sub>max</sub> [% MVC]</b>		19.2±9.2	24.3±21.9		19.8±19.2	18.1±13.7		16.2±10.8	15.0±13.2
<b>iEMG<sub>konst</sub> [% MVC]</b>		10.9±6.5	14.8±10.7		8.7±4.8	7.8±4.4		9.3±6.3	7.1±6.6
<b>Borg</b>		19.0±0.6	18.8±1.0		18.9±0.6	19.2±0.7		19.0±0.5	19.2±0.4
<b>HF [min<sup>-1</sup>]</b>	66.0±15.9	72.3±16.0	77.4±14.4	65.4±11.8	73.0±11.6	66.9±11.5	69.3±10.5	76.1±8.3	70.4±8.3

### 5.5.1 Maximale Bewegungsreichweite

Die maximale Bewegungsreichweite der Gesamtstichprobe (vgl. Tabelle 32; Abbildung 50) vergrößerte sich bei *Stress* im Vergleich zum Vortest nicht (1 %). Unter *Entspannung* fand eine Vergrößerung um 4 % statt ( $t = -6.03$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Es konnte ein starker Effekt ermittelt werden ( $d' = 1.84$ ). Die Dehnung *ohne Intervention* führte zu einer Erhöhung um 3 % ( $t = -6.15$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) bei großem Effekt ( $d' = 1.83$ ). Im Vergleich der mittleren Differenz zwischen Vor- und Nachtest konnte zwischen *Stress* und *Entspannung* ein Gruppenunterschied festgestellt werden [ $F(2.40) = 7.38$ ;  $p \leq 0.01$ ]. Der dabei berechnete Effekt war groß ( $f = 0.61$ ). Während der Treatmentphase im Nachtest konnte im Mittel kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden.

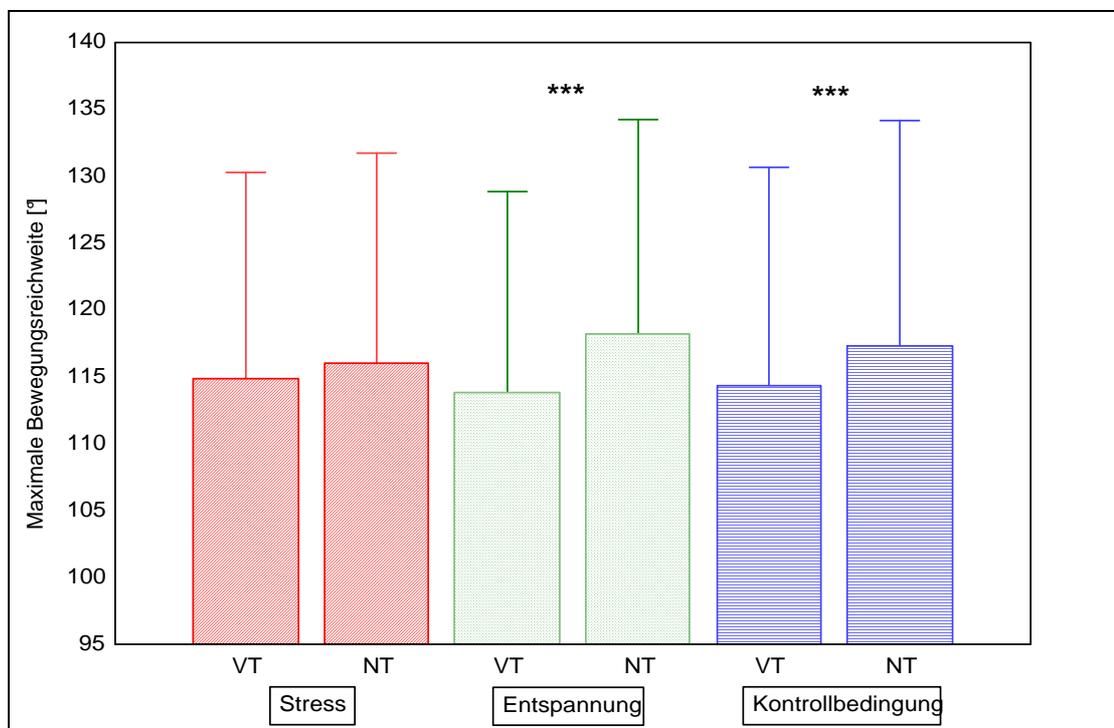


Abbildung 50: Maximale Bewegungsreichweite ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ;  $*** = p \leq 0.001$ ).

Geschlechtsspezifische Unterschiede konnten bei den Veränderungen der  $BR_{max}$  vom Vortest zum jeweiligen Nachtest nicht gefunden werden (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34).

Die Frauen dehnten im Mittel bei *Stress*- bzw. *Entspannungseinwirkung* und *unbeeinflusst* weiter als die Männer [ $F(1.19) = 14.79$ ;  $p \leq 0.001$ ; (*Stress* 21 %, *Entspannung* 19 %, *ohne Intervention* 19 %); vgl. Tabelle 33; Tabelle 34].

Es zeigte sich jeweils ein großer Effekt (*Stress*  $f = 0.98$ , *Entspannung*  $f = 0.83$ , *Kontrollbedingung*  $f = 0.76$ ).

Im Folgenden wird die Veränderung der maximalen Bewegungsreichweite durch 10 Dehnungen im Vortest und während der Treatments im Nachtest betrachtet (vgl. Tabelle 35)

Tabelle 35: Maximale Bewegungsreichweite [°] (1. und 10. Messung;  $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachtest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.

		Stress		Entspannung		Kontrollbedingung	
		Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10
Vortest	Gesamtstichprobe	108.3±14.6	119.3±16.7	106.0±13.5	117.9±16.1	107.2±14.7	118.4±17.6
Nachtest	Gesamtstichprobe	111.3±16.8	118.6±16.6	115.1±15.7	120.5±16.6	114.3±15.7	119.6±17.6
	Männer	104.6±15.2	109.2±13.9	108.0±14.7	112.5±14.7	108.2±15.0	111.4±16.5
	Frauen	122.3±13.8	134.0±4.6	126.6±9.4	134.0±10.0	124.2±11.6	133.0±9.4

Bei der Gesamtstichprobe vergrößerte sich die maximale Bewegungsreichweite in den Vortests (vgl. Tabelle 35; Abbildung 51) signifikant [*Stress* 10 % ( $T = 0.00$ ;  $Z = 4.01$ ;  $p \leq 0.001$ ), *Entspannung* 11 % ( $t = 7.30$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 2.28$ ) bei starkem Effekt, *Kontrollbedingung* 10 % ( $T = 1.00$ ;  $Z = 3.98$ ;  $p \leq 0.001$ )].

Durch 10 Dehnungen (vgl. Tabelle 35; Abbildung 51) vergrößerte sich die maximale Bewegungsreichweite der Gesamtstichprobe bei *Stresseinwirkung* um 7 % ( $t = -3.69$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.01$ ), wobei ein starker Effekt berechnet werden konnte ( $d' = 1.13$ ). Sowohl bei *Entspannung* ( $t = -5.07$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.01$ ;  $d' = 1.64$ ) als auch bei der *unbeeinflussten Dehnung* ( $t = -4.26$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 1.34$ ) nahm sie jeweils um 5 % zu. Es konnte ein großer Effekt berechnet werden.

Bezüglich der Effektivität wiederholter Dehnungen konnte zwischen den drei Treatments bei der Gesamtstichprobe kein signifikanter Gruppenunterschied berechnet werden.

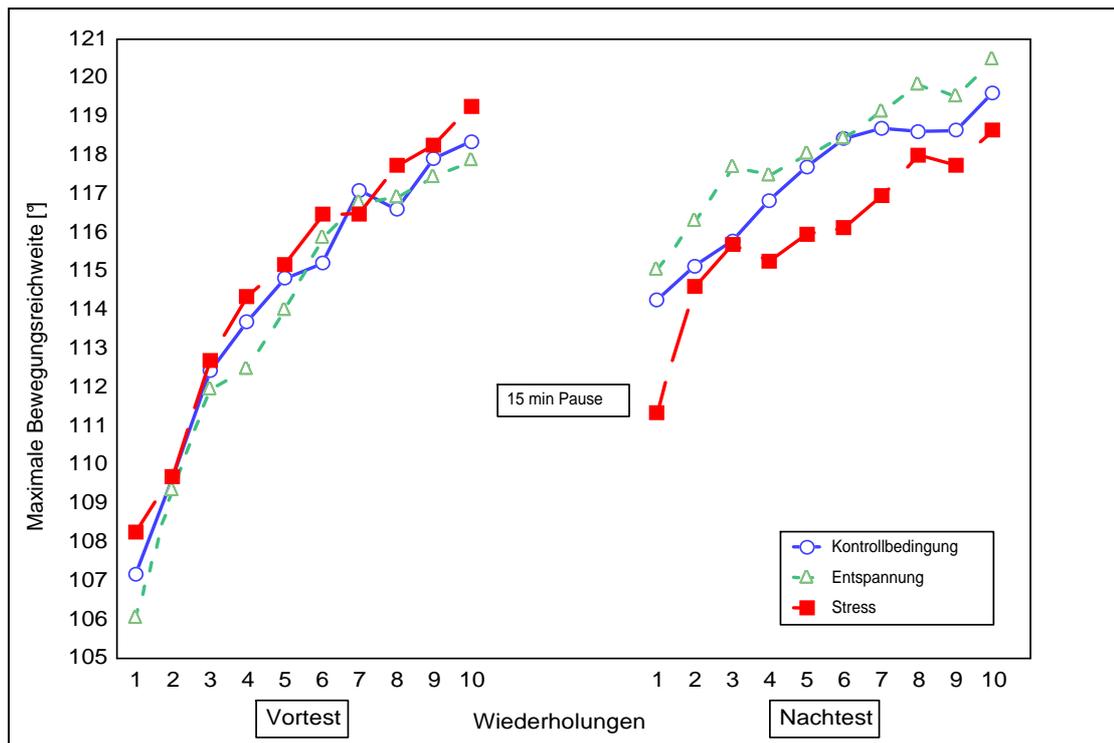


Abbildung 51: Veränderung der maximalen Bewegungsreichweite während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).

Zwischen Frauen und Männern konnte innerhalb der 10 Wiederholungen während der Treatments im Nachtest kein signifikanter geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden (vgl. Tabelle 35).

In einem nächsten Schritt wurden bei der Gesamtstichprobe die Ausgangswerte während der Nachtests verglichen (vgl. Tabelle 35). Bei *Stress* war der erste Wert jeweils 3 % tiefer als bei *Entspannung* und *unbeeinflusster Dehnung* ( $\chi^2 = 7.53$ ;  $p \leq 0.05$ ). Generell war die maximale Bewegungsreichweite unter *Entspannungseinfluss* höher ausgeprägt (vgl. Abbildung 51).

Der Ausgangswert des *Stress-* bzw. *Entspannungstreatments* war bei den Frauen jeweils um 17 % und *ohne Intervention* um 15 % höher, was zu hochsignifikanten Unterschieden [ $F(1,19) = 9.29$ ;  $p \leq 0.001$ ] bei jeweils starkem Effekt (*Stress*  $f = 0.61$ , *Entspannung*  $f = 0.73$ , *Kontrollbedingung*  $f = 0.59$ ) führte (vgl. Tabelle 35).

### 5.5.1.1 Subjektiver Anstrengungsgrad

Der subjektive Anstrengungsgrad bei maximaler Dehnung ( $BR_{max}$ ) wurde im Mittel bei  $19.0 \pm 0.7$  („sehr sehr schwer“) angegeben (vgl. Abbildung 52).

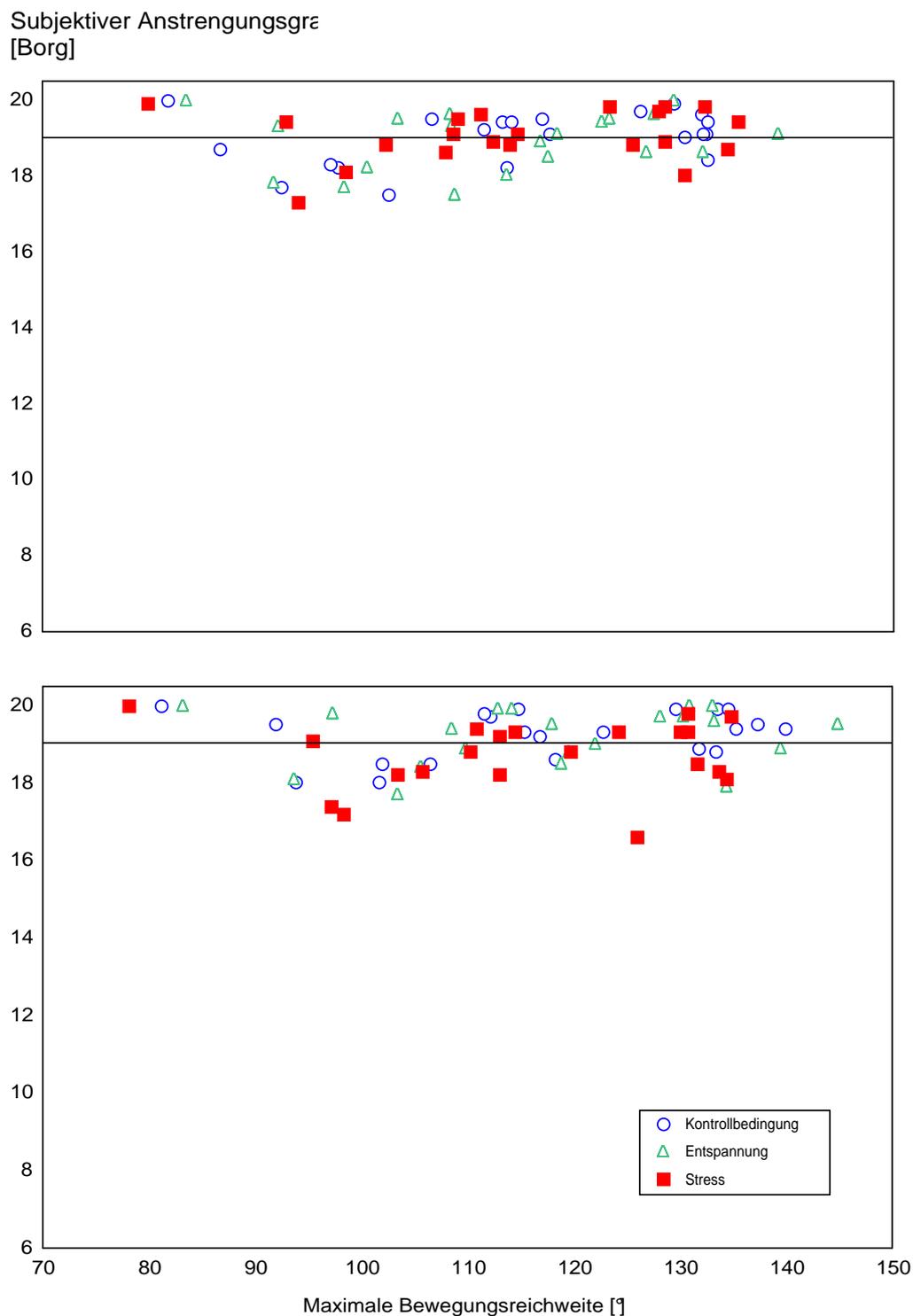


Abbildung 52: Maximale Bewegungsreichweite und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden ( $n = 21$ ) im Vor- (oben) und Nachtest (unten) bei den jeweiligen Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).

Die Bewertung des subjektiven Anstrengungsgrades variierte im Vortest bei maximaler Dehnung zwischen 17 („sehr schwer“) und 20 („sehr sehr

schwer“). Vor der *Stressintervention* wurde im Mittel  $19.0 \pm 0.7$ , vor dem *Entspannungseinfluss*  $19.0 \pm 0.8$  und vor der *unbeeinflussten Dehnung*  $19.0 \pm 0.7$  auf der Borg-Skala (6–20) angegeben.

Der subjektive Anstrengungsgrad wurde auch während den Nachtests bei maximaler Dehnung zwischen 17 („sehr schwer“) und 20 („sehr sehr schwer“) angegeben und betrug während der *Stresseinwirkung* im Durchschnitt  $18.7 \pm 0.9$ . Bei der *Entspannung* wurde  $19.2 \pm 0.7$  und *ohne Intervention*  $19.2 \pm 0.6$  angegeben.

### 5.5.2 Maximal tolerierte Zugkraft

Im Vergleich zum Vortest (vgl. Tabelle 32; Abbildung 53) veränderte sich die maximal tolerierte Zugkraft der Gesamtstichprobe bei *Stress* und *ohne Einfluss* nicht (3 %). Bei *Entspannung* erhöhte sie sich um 6 % ( $t = -2.24$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei großem Effekt ( $d' = 0.75$ ). Im Vergleich der mittleren Differenz zwischen Vortest und Nachtest konnte kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Im Durchschnitt war die maximal tolerierte Zugkraft bei *Stresseinwirkung* 8 % tiefer als bei *Entspannungseinfluss* ( $T = 57.0$ ;  $Z = 2.033$ ;  $p \leq 0.05$ ) und 7 % unterhalb der *Dehnung ohne Einfluss*.

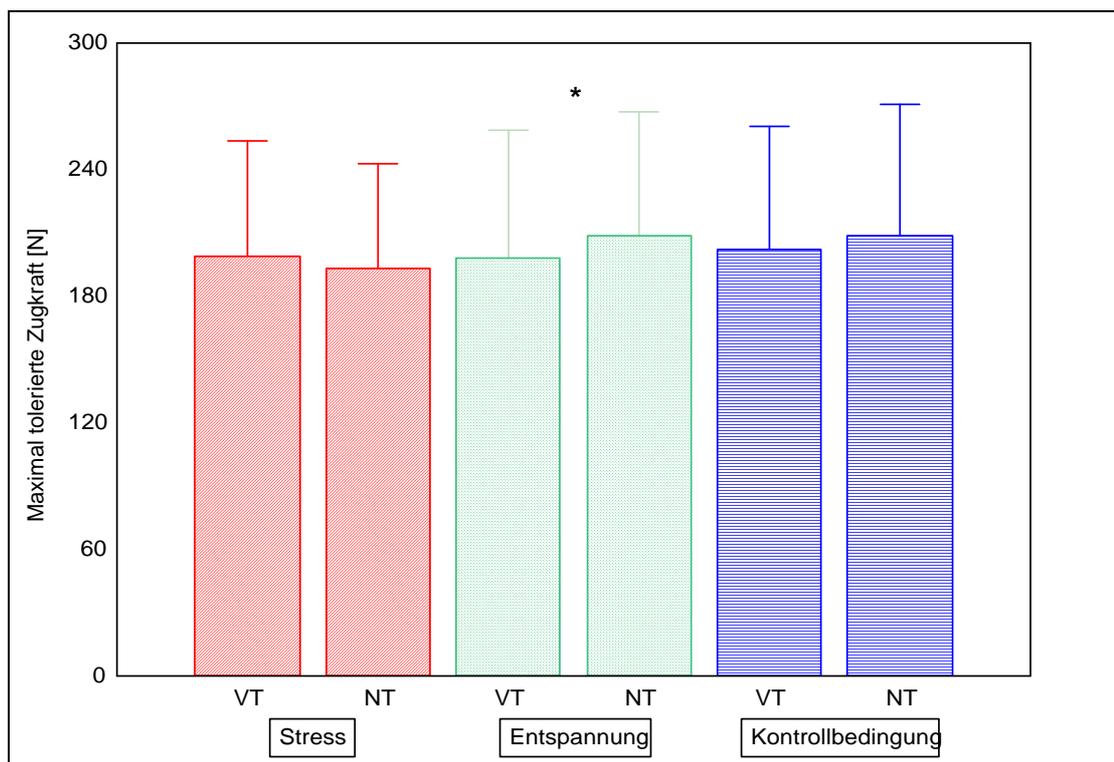


Abbildung 53: Maximal tolerierte Zugkraft ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; \* =  $p \leq 0.05$ ).

Geschlechtsspezifische Unterschiede konnten bei den Veränderungen der  $F_{\max}$  vom Vortest zum jeweiligen Nachtest nicht gefunden werden (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34).

Im Mittel war der Parameter bei den Frauen während *Stress* 1 % höher und bei *Entspannung* und *ohne Einfluss* jeweils 7 % tiefer als bei den Männern, aber ohne signifikanten Unterschied (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34). Die an der jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse relativierten Zugkraftwerte waren bei den Frauen tendenziell höher (*Stress* 36 %, *Entspannung* 24 %, *ohne Einfluss* 27 %; vgl. Tabelle 36).

Tabelle 36: Relativierte Werte der maximal tolerierten Zugkraft bei Männern ( $n = 13$ ) und Frauen ( $n = 8$ ) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse bei den einzelnen Versuchsbedingungen (VT und NT gemittelt;  $M \pm SD$ ).

	Stress	Entspannung	Kontrollbedingung
<b>Männer</b>	2.66	2.86	2.86
<b>Frauen</b>	3.61	3.54	3.63

Im Anschluss wird die Veränderung der maximal tolerierten Zugkraft durch 10 Dehnungen im Vortest und während der einzelnen Treatments im Nachtest vorgestellt (vgl. Tabelle 37).

Tabelle 37: Maximal tolerierte Zugkraft [N] (1. und 10. Messung;  $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachtest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.

		Stress		Entspannung		Kontrollbedingung	
		Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10
<b>Vortest</b>	<b>Gesamtstichprobe</b>	181.0±50.5	213.7±58.1	172.7±55.5	213.3±67.9	181.3±49.1	216.7±62.3
	<b>Gesamtstichprobe</b>	183.6±65.2	202.3±49.2	205.4±65.2	218.3±65.6	204.5±65.6	216.6±68.1
<b>Nachtest</b>	<b>Männer</b>	187.3±67.0	198.3±59.3	212.3±73.7	223.5±75.7	213.9±72.9	223.9±81.0
	<b>Frauen</b>	177.6±66.4	208.8±28.6	194.3±50.8	209.9±48.4	189.1±52.6	204.6±41.8

Bei der Gesamtstichprobe erhöhte sich die maximal tolerierte Zugkraft im Vortest (vgl. Tabelle 37; Abbildung 54) bei *Stress* um 18 % ( $t = -5.12$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ;  $d' = 1.56$ ), bei *Entspannung* um 24 % ( $T = 9.00$ ;  $Z = 3.70$ ;  $p \leq 0.001$ ) und bei der Dehnung *ohne Intervention* um 20 % ( $T = 8.00$ ;  $Z = 3.74$ ;  $p \leq 0.001$ ). Der Effekt konnte als groß eingestuft werden.

Durch 10 Dehnungen erhöhte sich der Parameter bei der Gesamtstichprobe (vgl. Tabelle 37; Abbildung 54) bei *Stresseinfluss* um 10 % ( $t = -2.16$ ;  $FG =$

20.0;  $p \leq 0.05$ ). Der berechnete Effekt war groß ( $d' = 0.67$ ). Bei gleichzeitiger *Entspannung* bzw. *ohne Intervention* vergrößerte er sich tendenziell um jeweils 6 %.

Zwischen den drei Treatmentbedingungen konnte bezüglich der Effektivität bei der Gesamtstichprobe kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden.

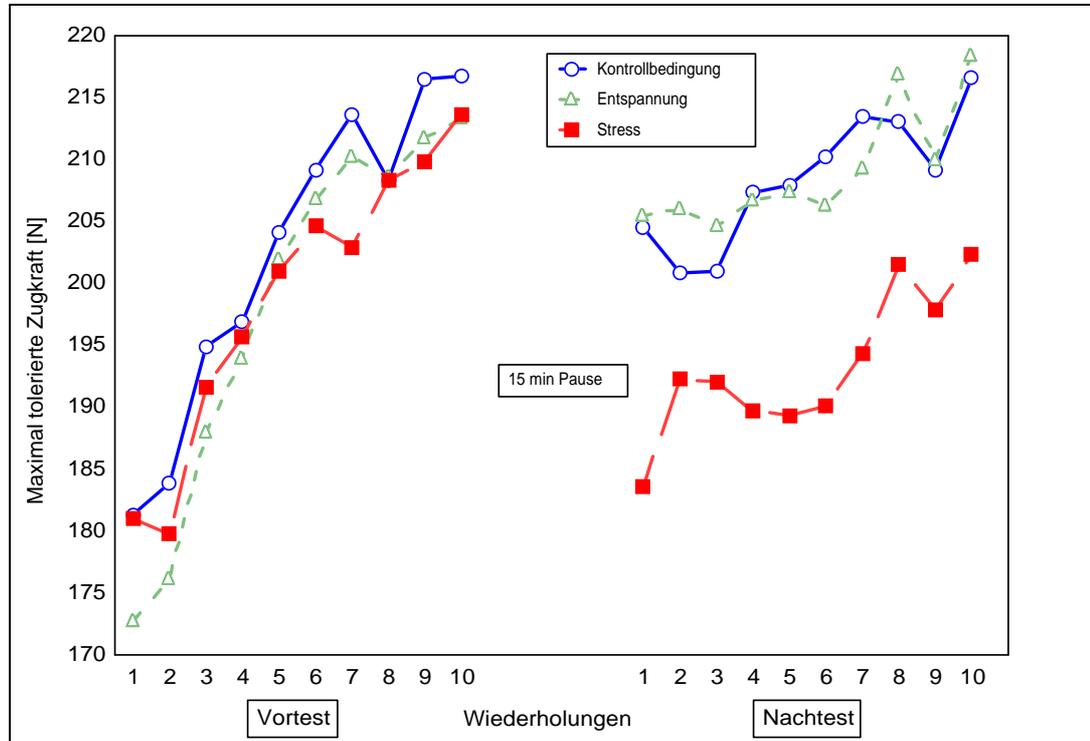


Abbildung 54: Veränderung der maximal tolerierten Zugkraft während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachttest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).

Obwohl sich die Frauen während der Nachttests stärker verbesserten als die Männer, (vgl. Tabelle 37) konnte kein geschlechtsspezifischer Unterschied festgestellt werden ( $\text{♂}$ : *Stress* 6 %, *Entspannung* 5 %, *ohne Einfluss* 5 %;  $\text{♀}$ : *Stress* 18 %, *Entspannung* 8 %, *Kontrollbedingung* 8 %).

Weiterhin erfolgt der Vergleich der Ausgangswerte der Gesamtstichprobe bei den einzelnen Nachttests (vgl. Tabelle 37). Der erste Wert bei *Stress* lag 11 % unter dem bei *Entspannung* ( $\text{Chi}^2 = 6.38$ ;  $p \leq 0.01$ ) und war 10 % niedriger als bei der *unbeeinflussten* Dehnung ( $\text{Chi}^2 = 6.38$ ;  $p \leq 0.05$ ). Bei *Stress* war der Parameter generell am tiefsten (vgl. Abbildung 54).

Die Ausgangswerte differierten nicht geschlechtsspezifisch (vgl. Tabelle 37). Sie waren bei den Frauen jeweils tendenziell tiefer als bei den Männern (*Stress* 5 %, *Entspannung* 8 %, *Kontrollbedingung* 12 %).

### 5.5.2.1 Subjektiver Anstrengungsgrad

Der subjektive Anstrengungsgrad bei maximaler Dehnung ( $F_{\max}$ ) wurde im Mittel bei  $19.0 \pm 0.7$  („sehr sehr schwer“) angegeben (vgl. Abbildung 55).

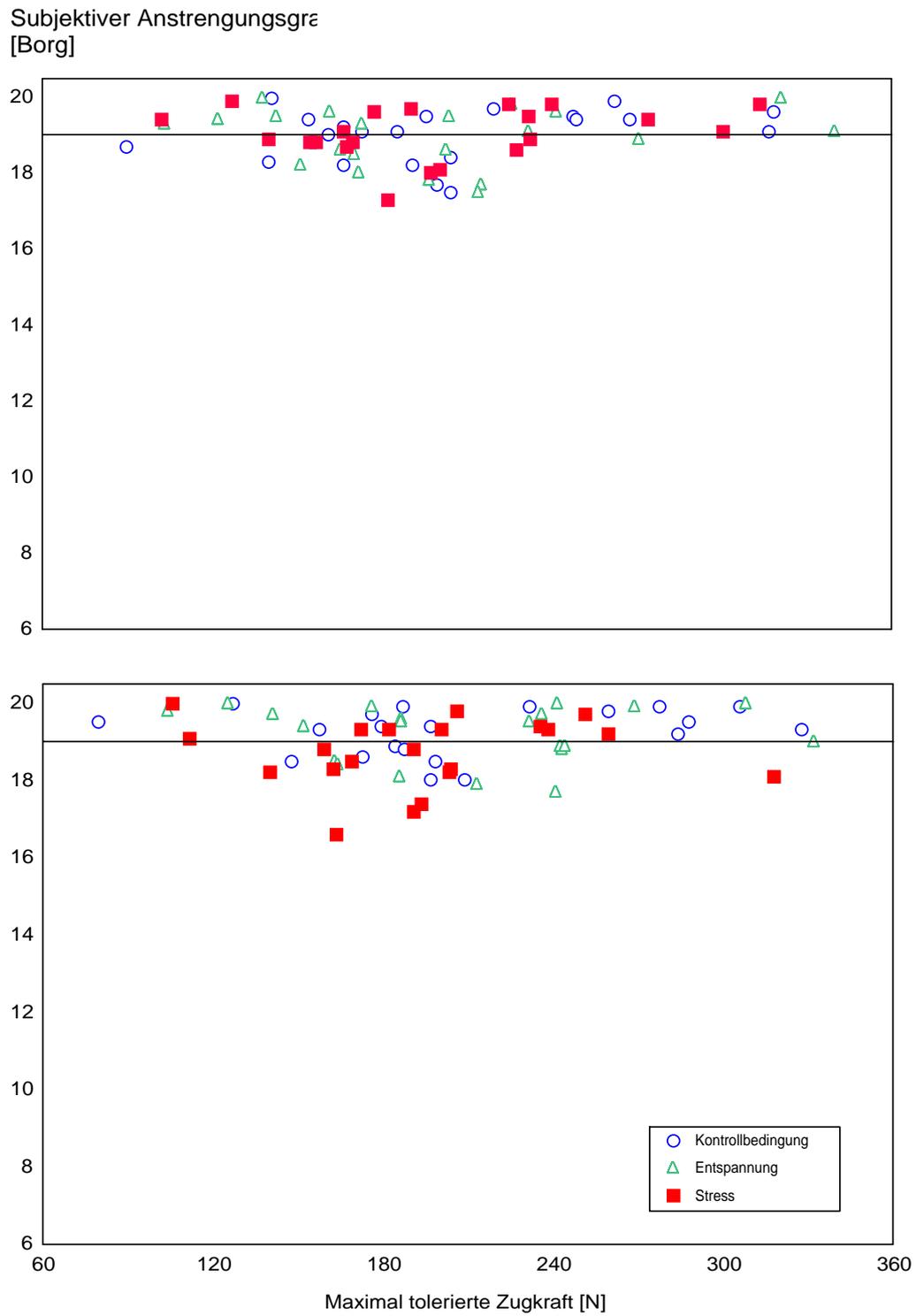


Abbildung 55: Maximal tolerierte Zugkraft und subjektiver Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20; Werte gemittelt über 10 Wiederholungen) der einzelnen Probanden ( $n = 21$ ) im Vor- (oben) und Nachttest (unten) bei den jeweiligen Versuchsbedingungen (gestrichelte Linie = mittlerer subjektiver Anstrengungsgrad).

### 5.5.3 Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel

Im Vergleich zum Vortest verringerte sich die Zugkraft bei konstantem Winkel ( $BR_{\max}$  bei Wiederholung eins) für die Gesamtstichprobe (vgl. Tabelle 32; Abbildung 56) im Mittel bei *Stress* um 14 % ( $T = 3.0$ ;  $Z = 3.24$ ;  $p \leq 0.01$ ), bei *Entspannung* um 6 % ( $t = 4.12$ ;  $FG = 16.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) bei schwachem Effekt ( $d' = 0.35$ ) und bei der Dehnung *ohne Intervention* um 8 % ( $t = 4.86$ ;  $FG = 15.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) bei starkem Effekt ( $d' = 0.91$ ). Im Vergleich der Differenz zwischen Vortest und jeweiligem Nachtest konnte kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Es konnten im Vergleich der Mittelwerte während den jeweiligen Nachtests keine signifikanten Gruppenunterschiede nachgewiesen werden.

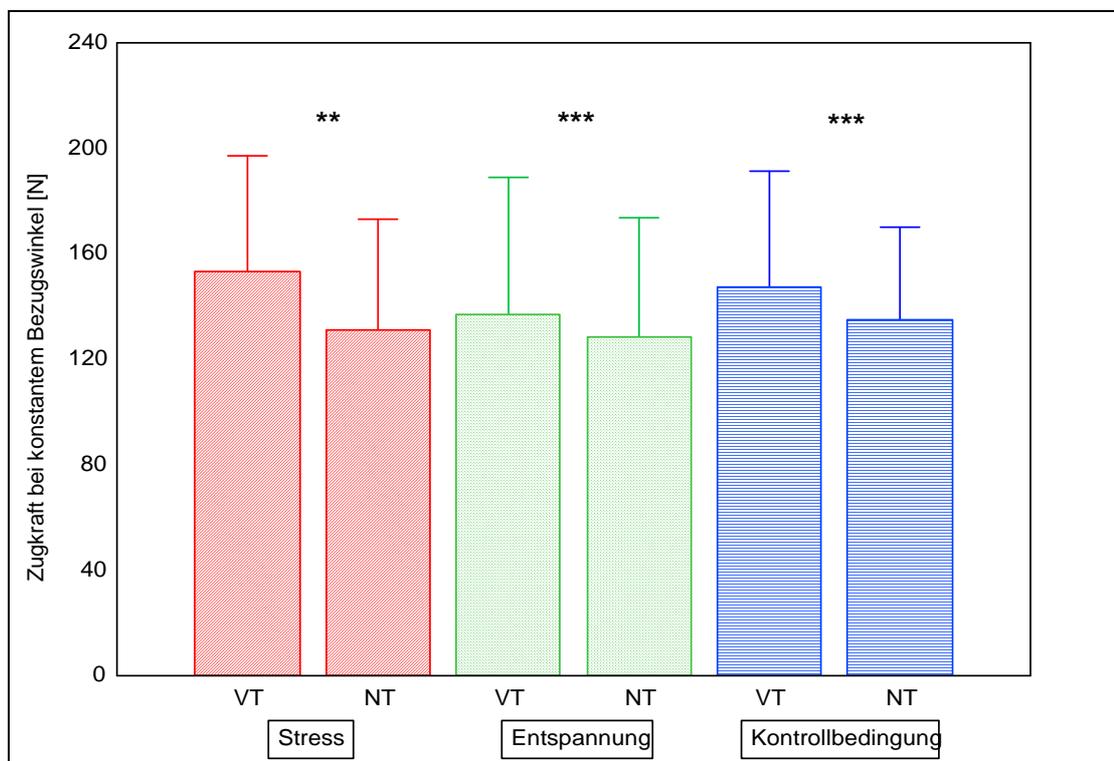


Abbildung 56: Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ; \*\*\* =  $p \leq 0.001$ ).

Bezüglich der Veränderung von Vortest zum jeweiligen Nachtest gab es auch keine geschlechtsspezifischen Unterschiede (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34).

Sowohl bei *Stress*- als auch *Entspannungseinwirkung* unterschied sich die durchschnittliche Zugkraft der Frauen nicht signifikant von derjenigen der Männer (*Stress* - 8 %, *Entspannung* - 25 %), lediglich *ohne Intervention* waren die Zugkraftwerte der Frauen 22 % tiefer als die der Männer ( $U = 14.0$ ;  $Z = 2.37$ ;  $p \leq 0.05$ ; vgl. Tabelle 33; Tabelle 34). Betrachtet man die relativierten

Zugkraftwerte, ist bei keinem Treatment ein geschlechtsspezifischer Unterschied nachzuweisen (*Stress* 23 %, *Entspannung* 10 %, *ohne Einfluss* 8 %; vgl. Tabelle 38).

*Tabelle 38: Relativierte Werte der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung bei Männern (n = 13) und Frauen (n = 8) im Verhältnis zur jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse bei den einzelnen Versuchsbedingungen (VT und NT gemittelt; M ± SD).*

	Stress	Entspannung	Kontrollbedingung
<b>Männer</b>	2.13	2.22	2.34
<b>Frauen</b>	2.63	2.44	2.53

Im Anschluss wird auf die Veränderung der Zugkraft bei konstantem Winkel durch 10 Dehnungen im Vortest und während der einzelnen Treatmentbedingungen eingegangen (vgl. Tabelle 39).

*Tabelle 39: Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel [N] (1. und 10. Messung; M ± SD) in Vor- und Nachtest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe (n = 21), der männlichen (n = 13) und weiblichen (n = 8) Teilstichproben.*

		Stress		Entspannung		Kontrollbedingung	
		Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10
<b>Vortest</b>	<b>Gesamtstichprobe</b>	180.4±50.5	132.7±43.9	175.4±55.5	126.9±49.8	180.7±49.2	133.0±39.5
<b>Nachtest</b>	<b>Gesamtstichprobe</b>	146.0±53.0	121.3±40.3	142.7±53.2	119.6±41.3	154.2±39.8	123.7±34.2
	<b>Männer</b>	149.7±42.3	127.4±35.1	154.2±57.6	133.8±37.1	164.6±47.3	135.6±36.0
	<b>Frauen</b>	139.2±72.3	112.2±48.1	123.9±41.9	96.5±39.1	137.4±13.0	104.4±20.7

Bei der Gesamtstichprobe verringerte sich die Zugkraft bei konstantem Winkel (vgl. Tabelle 39; Abbildung 57) in allen Vortests [*Stress* 26 % (t = 8.64; FG = 20.0; p ≤ 0.001; d' = 2.72), *Entspannung* 28 % (T = 0.00; Z = 3.72; p ≤ 0.001), *ohne Intervention* 26 % (T = 0.00; Z = 4.01; p ≤ 0.001)]. Der berechnete Effekt war stark.

Durch 10 Dehnungen (vgl. Tabelle 39; Abbildung 57) verringerte sich der Parameter bei der Gesamtstichprobe während *Stress* um 17 % (t = 3.77; FG = 18.0; p ≤ 0.01; d' = 1.39), während *Entspannung* um 16 % (t = 3.92; FG = 20.0; p ≤ 0.001; d' = 1.22) und *ohne Intervention* um 20 % (t = 7.82; FG = 20.0; p ≤ 0.001; d' = 4.06). Es konnte jeweils ein starker Effekt berechnet werden.

Zwischen den drei Treatmentbedingungen konnte bezüglich der Effektivität bei der Gesamtstichprobe kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden.

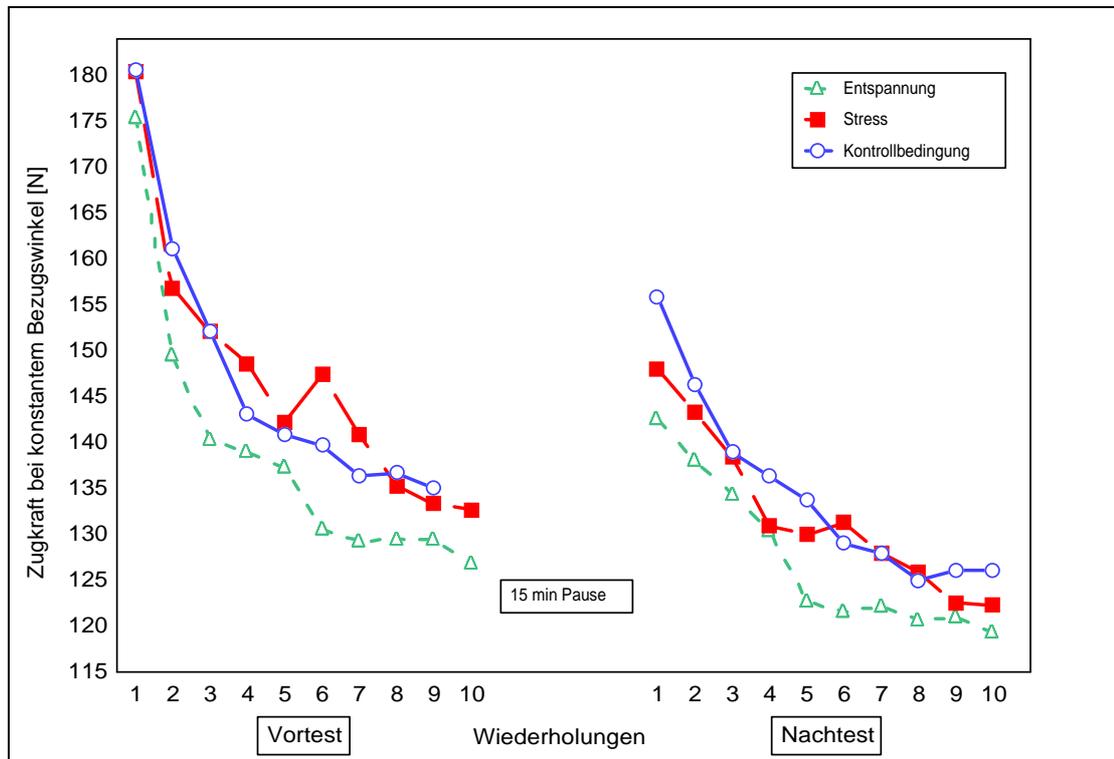


Abbildung 57: Veränderung der Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachttest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).

Die Frauen reduzierten die Zugkraft bei konstantem Winkel während *Entspannung* deutlicher als die Männer (vgl. Tabelle 39), was zu einem geschlechtsspezifischen Unterschied führte ( $U = 22.0$ ;  $Z = 2.17$ ;  $p \leq 0.05$ ).

Im Folgenden werden die Ausgangswerte der Gesamtstichprobe bei den einzelnen Nachttests verglichen. Die ersten Werte differierten jedoch nicht gruppenspezifisch (vgl. Tabelle 39). Generell waren die Werte bei *Entspannung* am tiefsten (vgl. Abbildung 57).

Die Ausgangswerte in den Nachttests waren bei den Frauen geringer ausgeprägt, aber statistisch nicht signifikant (*Stress* 8 %, *Entspannung* 20 %, *Kontrollbedingung* 17 %; vgl. Tabelle 39).

Zur groben Überprüfung von Überdauerungseffekten wurden bei der Gesamtstichprobe der erste Wert der Vortests mit dem entsprechenden ersten Wert der Nachttests verglichen (vgl. Tabelle 39). Der Ausgangswert unter *Stress* war im Vergleich zum ersten Wert des Vortests 19 % tiefer ( $T = 9.00$ ;  $Z = 3.58$ ;  $p \leq 0.001$ ). Der Ausgangswert während *Entspannung* war 19 % tiefer als im

Vortest ( $T = 0.00$ ;  $Z = 3.92$ ;  $p \leq 0.001$ ) und der erste Wert *ohne Intervention* war im Vergleich zum ersten Wert des Vortests 15 % tiefer ( $T = 0.00$ ;  $Z = 4.01$ ;  $p \leq 0.001$ ).

Zur exakteren Überprüfung von Überdauerungseffekten wurden im Anschluss bei der Gesamtstichprobe der letzte Wert des Vortests mit dem ersten Wert der jeweiligen Intervention, also nach 15-minütiger Pause, verglichen (vgl. Tabelle 39). Der erste Wert bei *Stress* war tendenziell 10 % höher als der letzte Wert des Vortests. Der Ausgangswert unter *Entspannungseinfluss* war 12 % höher als die letzte Wiederholung im Vortest ( $t = -2.79$ ;  $FG = 17.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Der dazu ermittelte Effekt war groß ( $d' = 0.76$ ). Der erste Wert bei der Dehnung *ohne Einfluss* lag 16 % höher als der letzte Wert im Vortest ( $t = -4.92$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Daraus ergab sich ein starker Effekt ( $d' = 1.48$ ).

#### 5.5.4 Muskelaktivität bei maximaler Dehnung

Dieser Parameter veränderte sich bei der Gesamtstichprobe (vgl. Tabelle 32; Abbildung 58) im Vergleich zum Vortest bei *Stress* nicht, nahm bei *Entspannung* um 23 % ( $T = 29.0$ ;  $Z = 3.0$ ;  $p \leq 0.01$ ) und bei der Dehnung *ohne Intervention* um 14 % ( $T = 58.0$ ;  $Z = 2.0$ ;  $p \leq 0.05$ ) ab. Im Vergleich der mittleren Differenz zwischen Vortest und jeweiligem Nachttest konnte kein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden. Im Mittel konnten auch keine signifikanten Gruppenunterschiede bei den jeweiligen Nachttests berechnet werden.

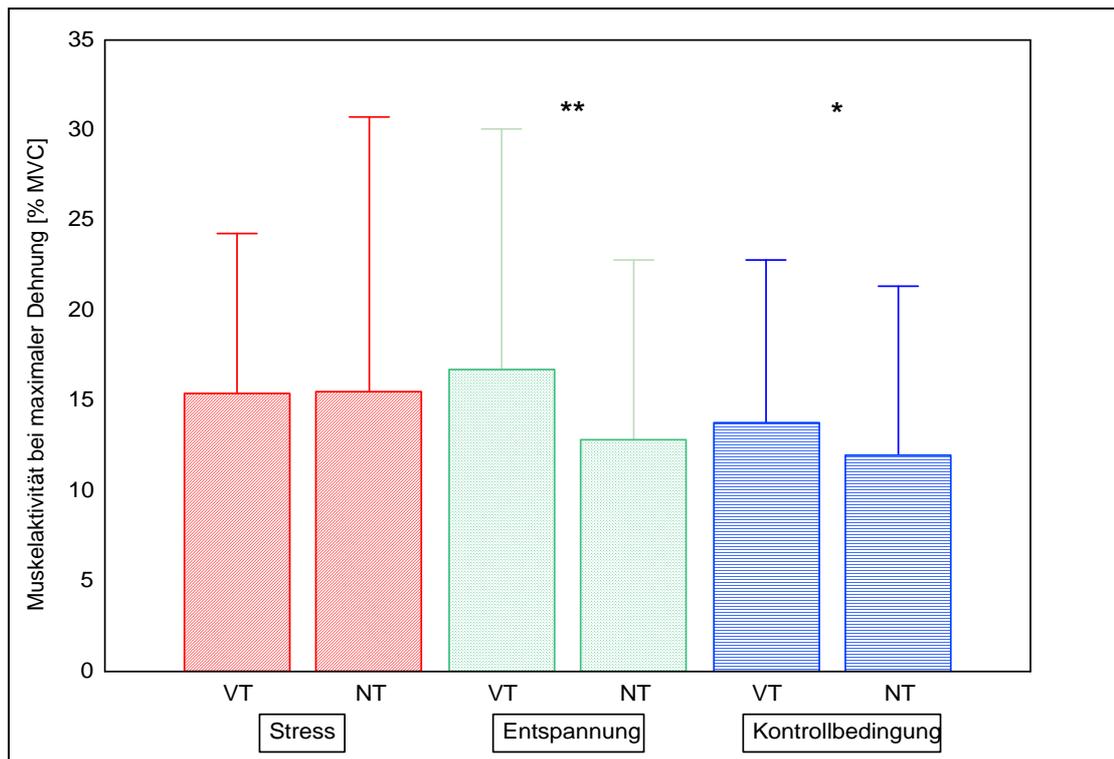


Abbildung 58: Muskelaktivität bei maximaler Dehnung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachtest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; \* =  $p \leq 0.05$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ).

Geschlechtsspezifische Unterschiede konnten bezüglich der Veränderung von Vortest zum jeweiligen Nachtest nicht nachgewiesen werden (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34).

Die mittlere Ausprägung des Parameters während der drei Nachtests zeigte auch keine signifikanten Differenzen zwischen Frauen und Männern (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34).

Im Anschluss wird auf die Veränderung der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung durch 10 Dehnungen im Vortest und während der einzelnen Nachtests eingegangen (vgl. Tabelle 40).

Tabelle 40: Muskelaktivität bei maximaler Dehnung [% MVC] (1. und 10. Messung;  $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachtest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.

		Stress		Entspannung		Kontrollbedingung	
		Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10
<b>Vortest</b>	<b>Gesamtstichprobe</b>	16.8±12.7	14.6±10.1	16.4±11.3	17.1±16.3	14.5±10.9	13.4±9.8
<b>Nachtest</b>	<b>Gesamtstichprobe</b>	16.8±21.5	13.5±10.3	11.2±7.7	12.6±11.0	11.5±8.6	11.9±9.4
	<b>Männer</b>	9.8±5.6	9.4±5.3	9.2±4.7	9.4±5.3	10.8±7.2	10.1±6.0
	<b>Frauen</b>	28.2±32.0	20.1±13.2	14.5±10.6	17.8±15.8	12.6±10.9	15.0±13.2

In den Vortests (vgl. Tabelle 40; Abbildung 59) veränderte sich die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung der Gesamtstichprobe nicht (*Stress* - 13 %, *Entspannung* + 4 %, *Kontrollbedingung* - 8 %).

Im Verlauf von 10 Dehnungen bei Intervention veränderte sich der Parameter ebenfalls nicht (vgl. Tabelle 40; Abbildung 59; *Stress* - 20 %, *Entspannung* + 13 %, *Kontrollbedingung* + 3 %).

Während der jeweiligen Treatmenteinwirkung im Nachtest konnte somit bei der Gesamtstichprobe kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden.

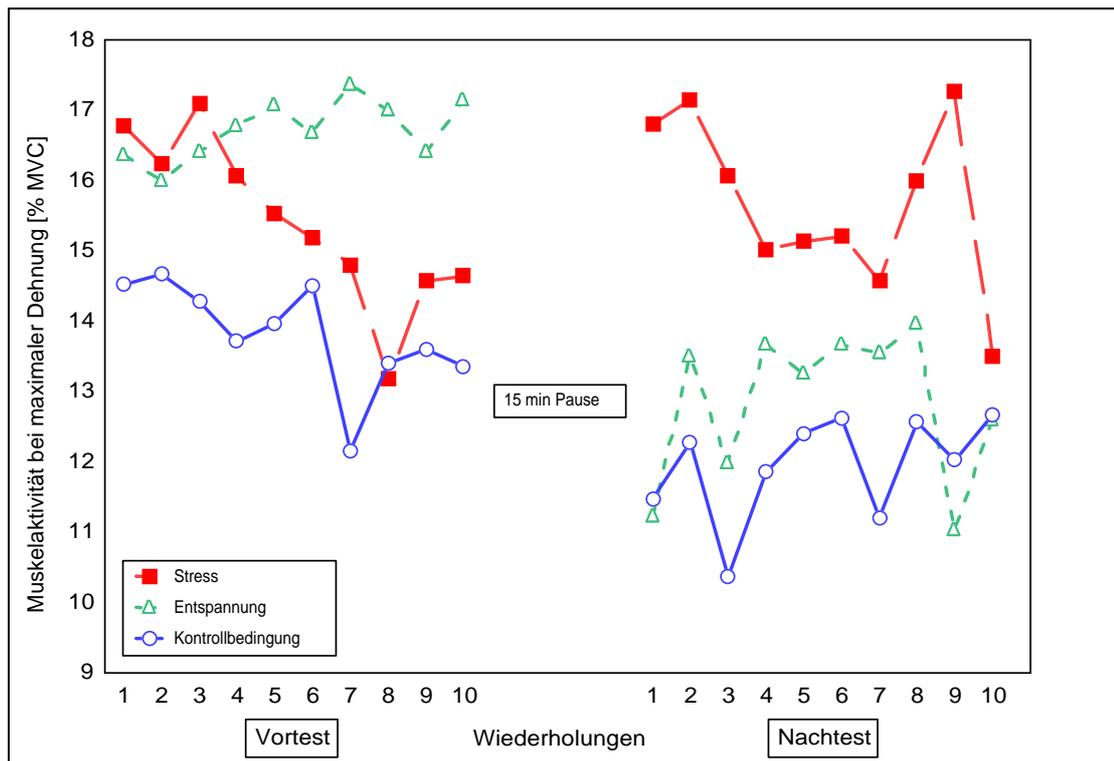


Abbildung 59: Veränderung der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).

Geschlechtsspezifische Unterschiede konnten für die Veränderung durch 10 Dehnungen nicht berechnet werden (vgl. Tabelle 40).

Im Folgenden werden die Ausgangswerte der Gesamtstichprobe bei den einzelnen Nachtests verglichen. Die Ausgangswerte differierten jedoch nicht gruppenabhängig (vgl. Tabelle 40). Bei *Stress* lagen die Werte generell über den Werten der anderen beiden Nachtests (vgl. Abbildung 59).

Geschlechtsspezifisch unterschieden sich die Ausgangswerte ebenfalls nicht (vgl. Tabelle 40).

### 5.5.5 Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel

Bei *Stress* veränderte sich für die Gesamtstichprobe (vgl. Tabelle 32; Abbildung 60) die Muskelaktivität bei konstantem Winkel ( $BR_{max}$  bei Wiederholung eins) im Vergleich zum Vortest nicht. Bei *Entspannung* nahm sie um 29 % ab ( $T = 30.0$ ;  $Z = 2.42$ ;  $p \leq 0.05$ ) und bei der Dehnung *ohne Intervention* reduzierte sie sich um 13 % ( $t = 4.10$ ;  $FG = 13.0$ ;  $p \leq 0.01$ ). Im Vergleich der mittleren Differenz zwischen Vortest und jeweiligem Nachtest konnte zwischen *Stress* und der Dehnung *ohne Intervention* ein signifikanter Gruppenunterschied festgestellt werden ( $T = 0.0$ ;  $Z = 2.52$ ;  $p \leq 0.05$ ). Im Mittel konnten

keine signifikanten Gruppenunterschiede während den jeweiligen Nachttests nachgewiesen werden.

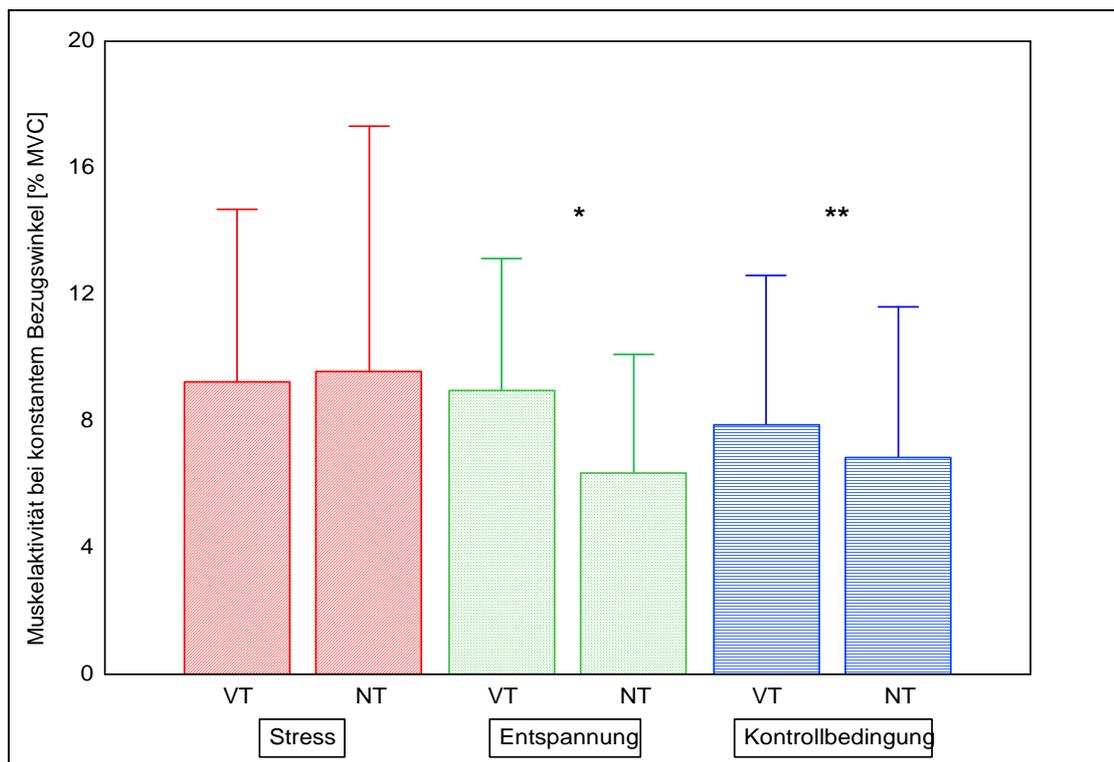


Abbildung 60: Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung ( $M \pm SD$ ) beim Vor- (VT) und Nachttest (NT) bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ; \* =  $p \leq 0.05$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ).

Bezüglich der Veränderung von Vortest zum Nachttest gab es keine geschlechtsspezifischen Unterschiede (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34).

Sowohl bei *Stress*- bzw. *Entspannungseinwirkung* und auch *ohne Einfluss* unterschied sich die durchschnittliche Muskelaktivität beider Geschlechter statistisch nicht (vgl. Tabelle 33; Tabelle 34).

Im Anschluss wird auf die Veränderung der Muskelaktivität bei konstantem Winkel durch 10 Dehnungen im Vortest und während der einzelnen Treatments im Nachttest eingegangen (vgl. Tabelle 41).

Tabelle 41: Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel der jeweils ersten Wiederholung [% MVC] (1. und 10. Messung;  $M \pm SD$ ) in Vor- und Nachtest in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ), der männlichen ( $n = 13$ ) und weiblichen ( $n = 8$ ) Teilstichproben.

		Stress		Entspannung		Kontrollbedingung	
		Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10	Wdh. 1	Wdh. 10
Vortest	Gesamtstichprobe	16.6±12.4	6.2±3.2	16.5±11.2	6.2±3.4	14.5±10.9	6.5±3.7
	Nachtest						
Nachtest	Gesamtstichprobe	9.8±10.6	7.2±5.9	7.2±5.3	5.2±3.2	8.1±8.6	5.7±3.8
	Männer	7.2±5.4	6.1±4.1	6.4±4.7	4.7±2.9	7.0±4.3	5.4±3.2
	Frauen	14.7±16.0	9.0±7.9	8.6±6.2	5.9±3.7	9.8±13.1	6.2±4.8

In den Vortests (vgl. Tabelle 41; Abbildung 61) verringerte sich die Muskelaktivität bei konstantem Winkel der Gesamtstichprobe bei *Stress* um 63 % ( $T = 0.00$ ;  $Z = 4.01$ ;  $p \leq 0.001$ ), bei *Entspannung* ebenfalls um 63 % ( $T = 0.00$ ;  $Z = 4.01$ ;  $p \leq 0.001$ ) und bei der Dehnung *ohne Einfluss* um 55 % ( $T = 0.00$ ;  $Z = 4.01$ ;  $p \leq 0.001$ ).

Durch 10 Dehnungen (vgl. Tabelle 41; Abbildung 61) verringerte sich die Muskelaktivität bei konstantem Winkel der Gesamtstichprobe bei *Stress* nur tendenziell, bei *Entspannung* um 28 % ( $T = 47.0$ ;  $Z = 2.17$ ;  $p \leq 0.05$ ) und bei der Dehnung *ohne Intervention* um 30 % ( $T = 52.0$ ;  $Z = 2.21$ ;  $p \leq 0.05$ ).

Bezüglich der Effektivität während des jeweiligen Nachtests konnte aber für die Gesamtstichprobe kein signifikanter Gruppenunterschied nachgewiesen werden.

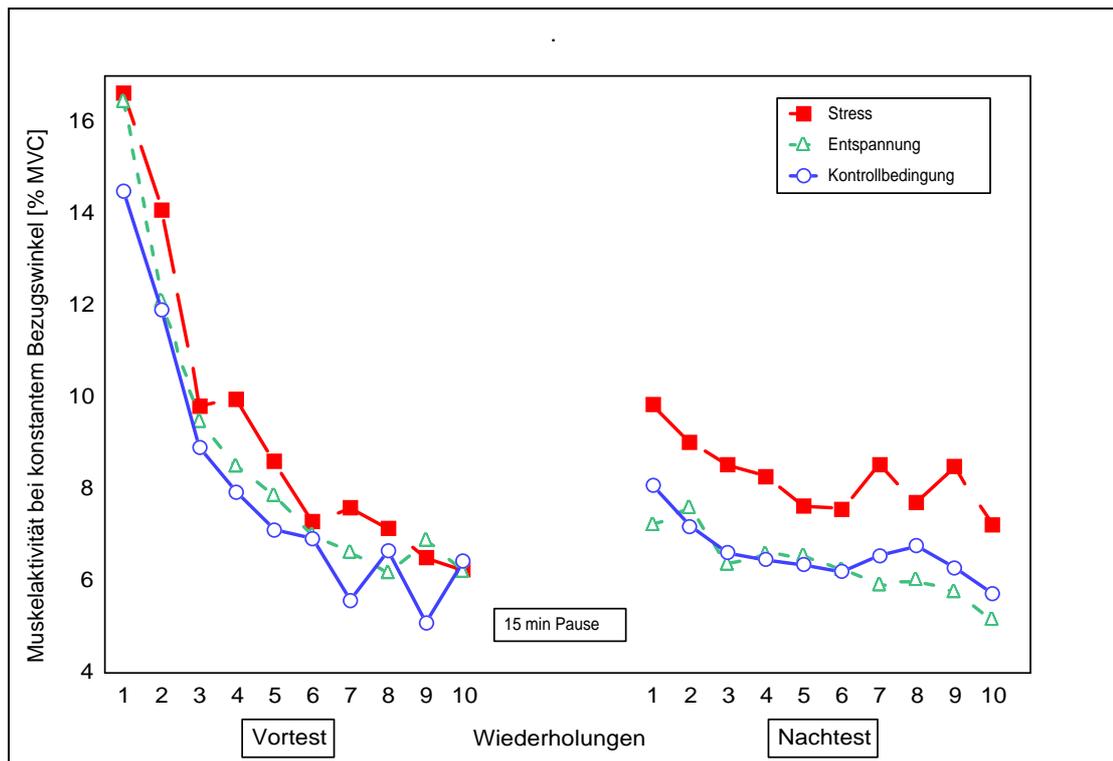


Abbildung 61: Veränderung der Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel während den 10 Dehnungen im Vor- und Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).

Für die Veränderung innerhalb der 10 Wiederholungen bei den einzelnen Nachtests konnte kein geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden (vgl. Tabelle 41).

Im Anschluss werden die Ausgangswerte der Gesamtstichprobe bei den einzelnen Nachtests verglichen. Die Ausgangswerte zeigten keine Gruppenunterschiede (vgl. Tabelle 41). Alle Messwerte unter *Stress* lagen über den anderen beiden Treatmentbedingungen (vgl. Abbildung 61).

Für die Ausgangswerte konnte bei keinem Nachtest ein signifikanter geschlechtsspezifischer Unterschied nachgewiesen werden (vgl. Tabelle 41).

Zur groben Überprüfung von Überdauerungseffekten wurde bei der Gesamtstichprobe auch für diesen Parameter der erste Wert des Vortests mit dem entsprechenden ersten Wert der Nachtests verglichen (vgl. Tabelle 41). Im Vergleich zum Ausgangswert des Vortests lag der Wert bei *Stress* 41 % tiefer ( $T = 23.0$ ;  $Z = 3.06$ ;  $p \leq 0.01$ ). Der erste Wert im Nachtest bei *Entspannung* lag 56 % tiefer als der erste Wert bei diesem Vortest ( $T = 9.0$ ;  $Z = 3.70$ ;  $p \leq 0.001$ ). Die Ausgangswerte von Vortest und Dehnung *ohne Intervention* differierten um 44 % ( $T = 6.0$ ;  $Z = 3.81$ ;  $p \leq 0.001$ ).

Zur exakteren Überprüfung von Überdauerungseffekten wurde im Folgenden bei der Gesamtstichprobe der letzte Wert des Vortests mit dem ersten Wert der jeweiligen Intervention verglichen. Nach 15 Minuten Pause stieg bei keinem Nachtest der erste Wert im Vergleich zum Vortest nachweislich an (vgl. Tabelle 41).

### 5.5.6 Herzfrequenz

Vor der 5-minütigen Erwärmung auf dem Fahrradergometer (bei 1.5 Watt pro Kilogramm Körpergewicht) lag die Herzfrequenz im Mittel bei  $65.7 \text{ min}^{-1}$ . Nach dem Aufwärmen wurde eine Herzfrequenz von  $134 \text{ min}^{-1}$  gemessen, die sich während der Vortests wieder auf durchschnittlich  $72.8 \text{ min}^{-1}$  reduzierte.

Durch das anschließende *Stresstreatment* (vgl. Tabelle 32; Abbildung 62) erhöhte sie sich nicht signifikant (Anstieg um 4 %).

Bei nachfolgender *Entspannung* verringerte sich die Herzfrequenz um 7 % [ $F(2,40) = 31.12$ ;  $p \leq 0.01$ ], was einen starken Effekt bedeutete ( $f = 1.43$ ).

Bei der Dehnung *ohne Einfluss* sank die Herzfrequenz im Vergleich zum Vortest um 6 % [ $F(2,40) = 26.11$ ;  $p \leq 0.01$ ] bei einem starken Effekt ( $f = 2.59$ ).

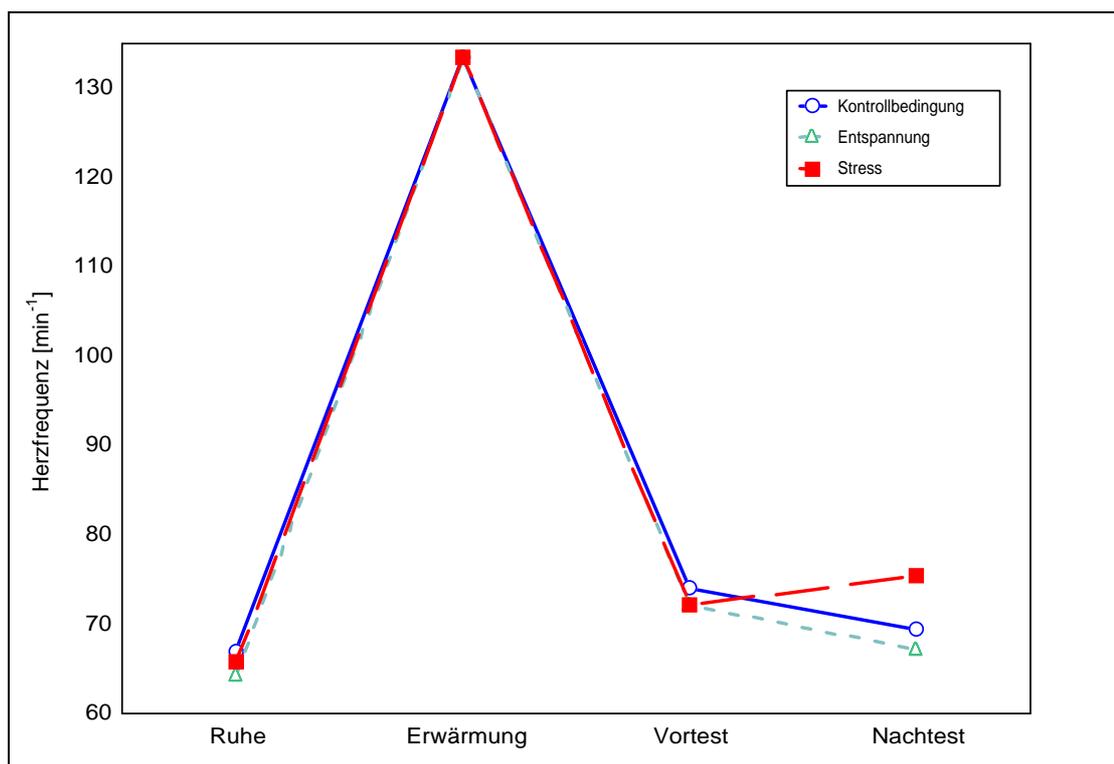


Abbildung 62: Veränderung der Herzfrequenz ( $M \pm SD$ ) von der Ausgangsmessung und anschließender Erwärmung über den Vortest bis zum jeweiligen Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 21$ ).

Bei der letzten Herzfrequenzbestimmung im jeweiligen Nachttest ergab sich zwischen *Stress* und *Entspannung* [ $F(2,40) = 11,0$ ;  $p \leq 0,001$ ] bzw. zwischen *Stress* und *ohne Einfluss* [ $F(2,40) = 11,0$ ;  $p \leq 0,001$ ] jeweils ein Gruppenunterschied von 11 % bzw. 8 % (vgl. Abbildung 62). Die entsprechend berechneten Effekte waren groß ( $f = 0,80$  bzw.  $f = 0,86$ ).

Bei der männlichen Stichprobe (vgl. Tabelle 33) konnte während der Nachttestphase zwischen *Stress* und *Entspannung* ein Unterschied von 10 % berechnet werden [ $F(2,24) = 5,59$ ;  $p \leq 0,05$ ], was einem starken Effekt entsprach ( $f = 0,72$ ) (vgl. Abbildung 63). Die Herzfrequenz der Frauen (vgl. Tabelle 34) differierte ebenfalls während der Nachttests zwischen *Stress* und *Entspannung* um 16 % [ $F(2,14) = 5,09$ ;  $p \leq 0,05$ ]. Dieser Effekt konnte ebenfalls als stark eingestuft werden ( $f = 0,90$ ) (vgl. Abbildung 63).

Zu keinem Messzeitpunkt konnte für die drei Interventionen ein geschlechtsspezifischer Unterschied berechnet werden (vgl. Abbildung 63).

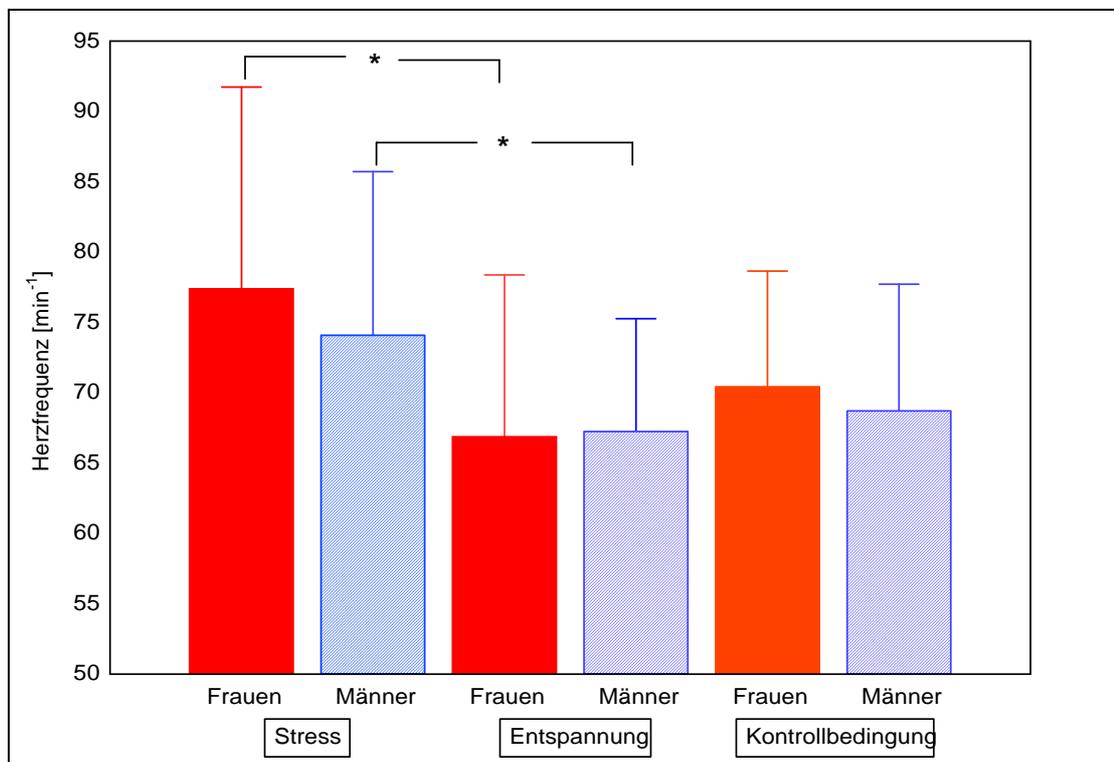


Abbildung 63: Herzfrequenz bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $M \pm SD$ ) bei Männern ( $n = 13$ ) und Frauen ( $n = 8$ ; \* =  $p \leq 0,05$ ).

### 5.5.7 Katecholamine

Auf Grund der jeweils sehr geringen geschlechtsspezifischen Gruppengröße wurde die Ergebnispräsentation der Hormonkonzentrationen lediglich für die Gesamtstichprobe durchgeführt.

### 5.5.7.1 Adrenalin

Durch *Stress* (vgl. Tabelle 32; Abbildung 64) erhöhte sich Adrenalin bei der Gesamtstichprobe um 44 % (1.4fach;  $T = 0.00$ ;  $Z = 2.52$ ;  $p \leq 0.05$ ). Durch die *Entspannung* erhöhte sich die Hormonkonzentration um 47 % (1.5fach;  $T = 0.00$ ;  $Z = 2.52$ ;  $p \leq 0.05$ ). Bei der Dehnung *ohne Intervention* fand eine Erhöhung um 36 % (1.4fach;  $T = 1.00$ ;  $Z = 2.38$ ;  $p \leq 0.05$ ) statt.

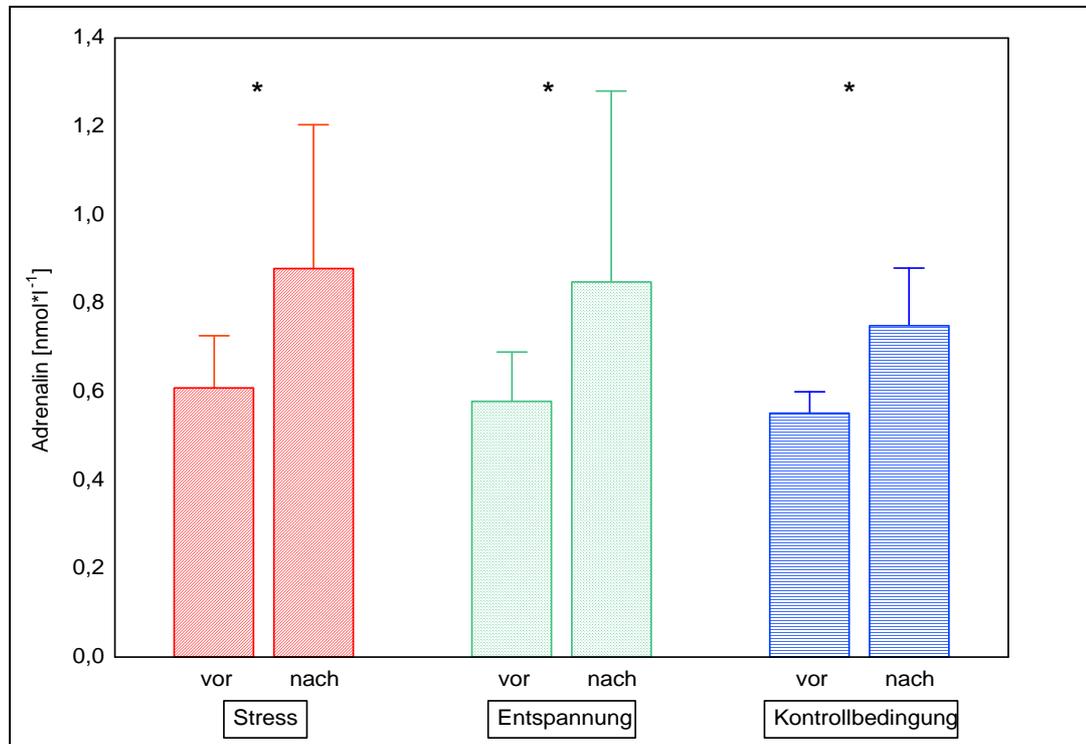


Abbildung 64: AdrenalinKonzentration ( $M \pm SD$ ) vor und sofort nach dem jeweiligen Nachtest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 8$ ;  $* = p \leq 0.05$ ).

Beim Gruppenvergleich zum jeweiligen Messzeitpunkt ergab sich für die Messung vor dem Nachtest zwischen allen drei Gruppen (*Stress*, *Entspannung*, *Kontrollbedingung*) kein signifikanter Unterschied. Bei der letzten Adrenalin-Bestimmung nach dem jeweiligen Nachtest ergab sich ebenso kein signifikanter Gruppenunterschied (vgl. Tabelle 32; Abbildung 64), wobei nach der *Stressbelastung* der höchste Wert ermittelt wurde ( $0.877 \text{ nmol}\cdot\text{l}^{-1}$ ), gefolgt vom *Entspannungstreatment* ( $0.852 \text{ nmol}\cdot\text{l}^{-1}$ ) und der Dehnung *ohne Intervention* ( $0.751 \text{ nmol}\cdot\text{l}^{-1}$ ).

### 5.5.7.2 Noradrenalin

Unter *Stress* (vgl. Tabelle 32; Abbildung 65) erhöhte sich Noradrenalin der Gesamtstichprobe um 58 % (1.6fach;  $t = -3.69$ ;  $FG = 7.0$ ;  $p \leq 0.01$ ). Dies entsprach einem starken Effekt ( $d' = 1.85$ ). Durch die *Entspannung* erhöhte sich

die Hormonkonzentration um 77 % (1.8fach;  $T = 0.00$ ;  $Z = 2.52$ ;  $p \leq 0.05$ ). *Ohne Einfluss* fand eine Erhöhung um 56 % (1.6fach;  $T = 1.00$ ;  $Z = 2.38$ ;  $p \leq 0.05$ ) statt.

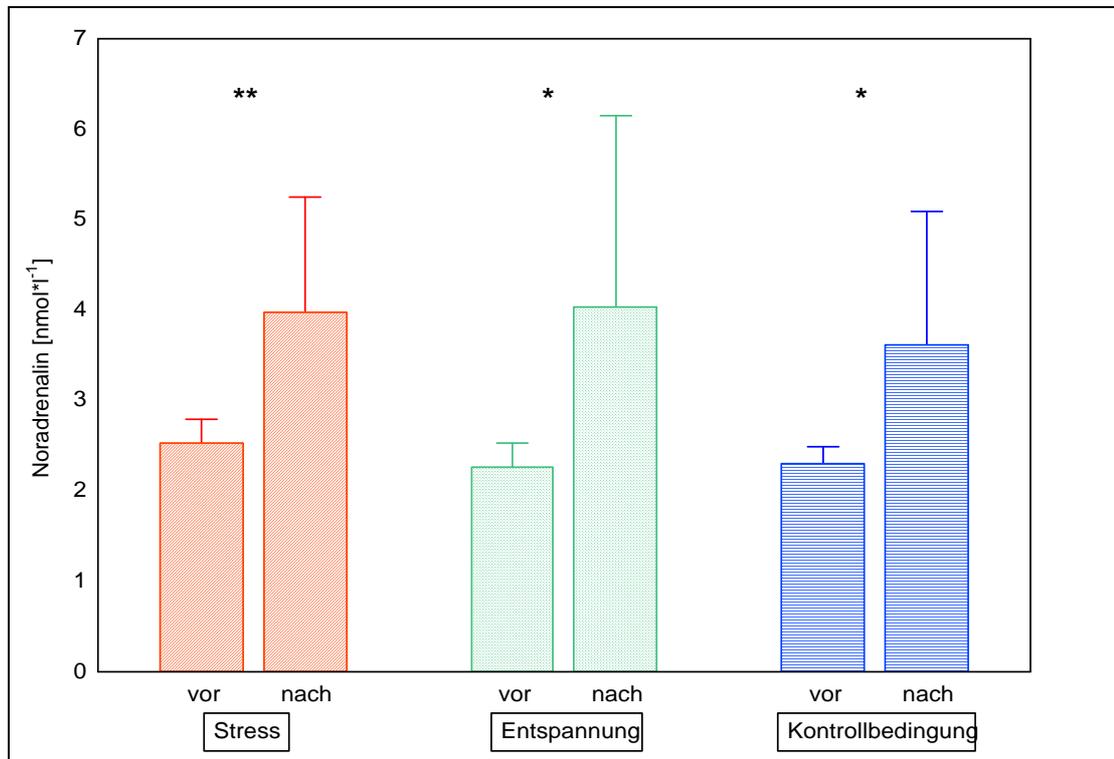


Abbildung 65: NoradrenalinKonzentration ( $M \pm SD$ ) vor und sofort nach dem jeweiligen Nachttest bei den einzelnen Versuchsbedingungen ( $n = 8$ ; \* =  $p \leq 0.05$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ).

Beim Gruppenvergleich zum jeweiligen Messzeitpunkt ergab sich für die Hormonabnahmen vor dem Nachttest ein signifikanter Gruppenunterschied ( $\chi^2 = 9.00$ ;  $FG = 2.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Die genauere Analyse ergab einen signifikanten Gruppenunterschied zwischen *Stress* und *Kontrollbedingung* ( $T = 0.00$ ;  $Z = 2.52$ ;  $p \leq 0.05$ ) vor den Nachttests von 9 %. Bei der Noradrenalinbestimmung im Anschluss an den jeweiligen Nachttest konnte kein signifikanter Gruppenunterschied berechnet werden (vgl. Tabelle 32; Abbildung 65). Die Werte lagen nach *Entspannung* am höchsten bei  $4.031 \text{ nmol l}^{-1}$ , nach der *Stresseinwirkung* bei  $3.980 \text{ nmol l}^{-1}$  und nach der Dehnung *ohne Einfluss* bei  $3.618 \text{ nmol l}^{-1}$ .

### 5.5.8 Beeinflussung der Beweglichkeit durch den Erholungs-Belastungs-Zustand

Tabelle 42 gibt einen Überblick über die Einzelwerte vor den drei Interventionen (*Stress, Entspannung, Kontrollbedingung*) bei der Gesamtstichprobe.

*Tabelle 42: Darstellung der Einzelwerte ( $M \pm SD$ ) der Beweglichkeitsparameter und der Subtests der psychischen Befindlichkeit (EBF) vor den drei Versuchsbedingungen bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ).*

Beweglichkeitsparameter	Stress	Entspannung	Kotrollbedingung
<b>BR<sub>max</sub> [°]</b>	114.8±15.4	113.9±15.0	114.3±16.3
<b>F<sub>max</sub> [N]</b>	198.9±54.8	198.1±60.2	202.6±57.9
<b>F<sub>konst</sub> [N]</b>	153.0±44.2	136.8±52.2	147.4±44.0
<b>iEMG<sub>max</sub> [% MVC]</b>	15.4±8.9	16.7±13.3	13.8±9.0
<b>iEMG<sub>konst</sub> [% MVC]</b>	9.2±5.5	9.0±4.2	7.9±4.7
Subtests	Stress	Entspannung	Kontrollbedingung
<b>allg. Beanspruchung</b>	1.6±1.2	1.3±1.2	1.0±0.9
<b>emot. Beanspruchung</b>	1.5±0.8	1.3±1.1	1.1±0.6
<b>soz. Beanspruchung</b>	1.6±0.9	1.3±1.1	1.4±0.6
<b>Konflikte/Leistungsdruck</b>	2.0±1.1	1.7±1.2	1.9±1.0
<b>Übermüdung</b>	2.4±1.3	2.2±1.3	2.0±1.1
<b>Energielosigkeit</b>	2.2±1.2	2.0±1.1	1.8±1.2
<b>som. Beanspruchung</b>	1.6±0.8	1.7±1.1	1.2±0.8
<b>Erfolg</b>	1.8±0.8	2.0±0.9	2.0±0.9
<b>soz. Erholung</b>	4.1±1.0	3.9±1.2	4.6±0.8
<b>som. Erholung</b>	3.0±1.1	3.0±1.0	3.4±1.0
<b>allg. Erholung</b>	3.6±1.2	3.7±1.1	3.9±0.9
<b>Schlaf</b>	3.0±1.0	4.0±1.3	3.9±1.2
<b>gestörte Pause</b>	1.5±1.1	1.2±1.0	1.3±1.1
<b>emot. Erschöpfung</b>	1.1±0.6	1.1±0.8	0.9±0.8
<b>Verletzungsanfälligkeit</b>	1.3±0.9	1.6±1.0	1.2±0.8
<b>In-Form-Sein</b>	2.9±1.1	3.0±1.2	3.3±1.1
<b>pers. Verwirklichung</b>	2.0±1.2	2.1±1.5	2.3±1.5
<b>Selbstwirksamkeitsüberzeugung</b>	2.7±1.1	3.1±1.3	3.0±1.4
<b>Selbstregulation</b>	2.6±1.0	3.0±1.2	2.9±1.2

Zusätzlich verdeutlicht Abbildung 66 den Unterschied zwischen den 19 Subtests unter allen drei Testbedingungen.

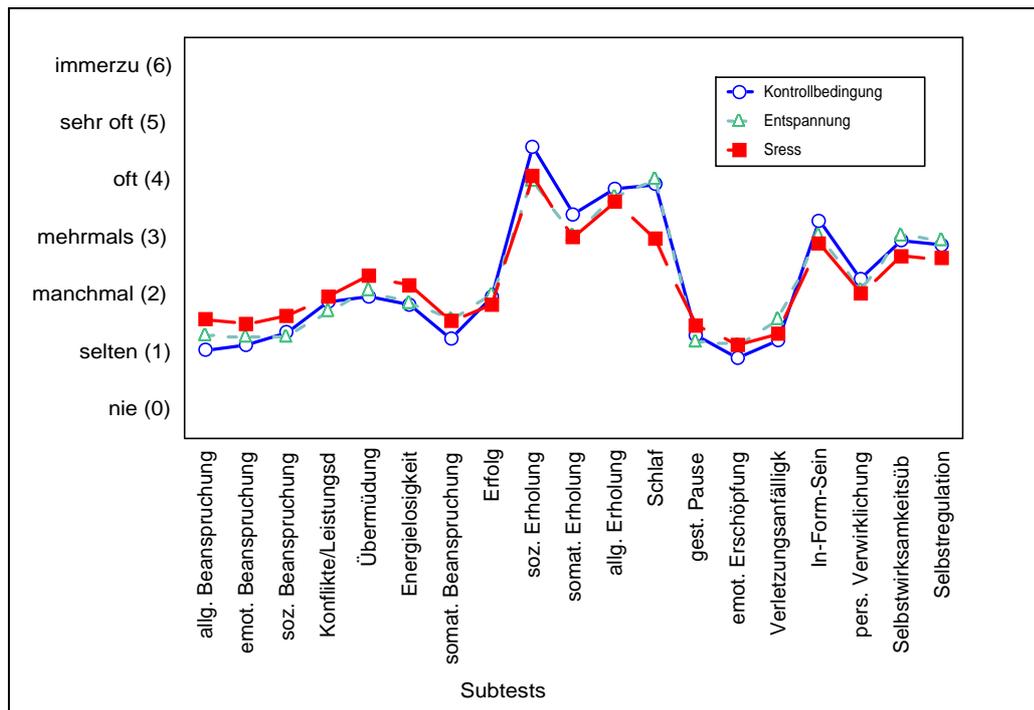


Abbildung 66: Beurteilung der 19 Subtests unter den drei Versuchsbedingungen bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ).

Bei der Gesamtstichprobe (vgl. Tabelle 42; Abbildung 66) bestand lediglich ein signifikanter Unterschied für die somatische Erholung [ $\chi^2 = 6.11$ ;  $p \leq 0.05$  (*Stress* zu *Kontrollbedingung*:  $T = 40.5$ ;  $Z = 1.96$ ;  $p \leq 0.05$ ; *Entspannung* zu *Kontrollbedingung*:  $T = 34.5$ ;  $Z = 1.99$ ;  $p \leq 0.05$ )] und den Schlaf [ $\chi^2 = 16.12$ ;  $p \leq 0.001$  (*Stress* zu *Entspannung*:  $T = 20.5$ ;  $Z = 3.00$ ;  $p \leq 0.01$ ; *Stress* zu *Kontrollbedingung*:  $T = 39.0$ ;  $Z = 2.46$ ;  $p \leq 0.05$ )]. Die Personenstichprobe war durch geringe somatische Beanspruchung, hohe soziale und allgemeine Erholung, wenig emotionale Erschöpfung und ein relativ hohes Gefühl des In-Form-Seins geprägt.

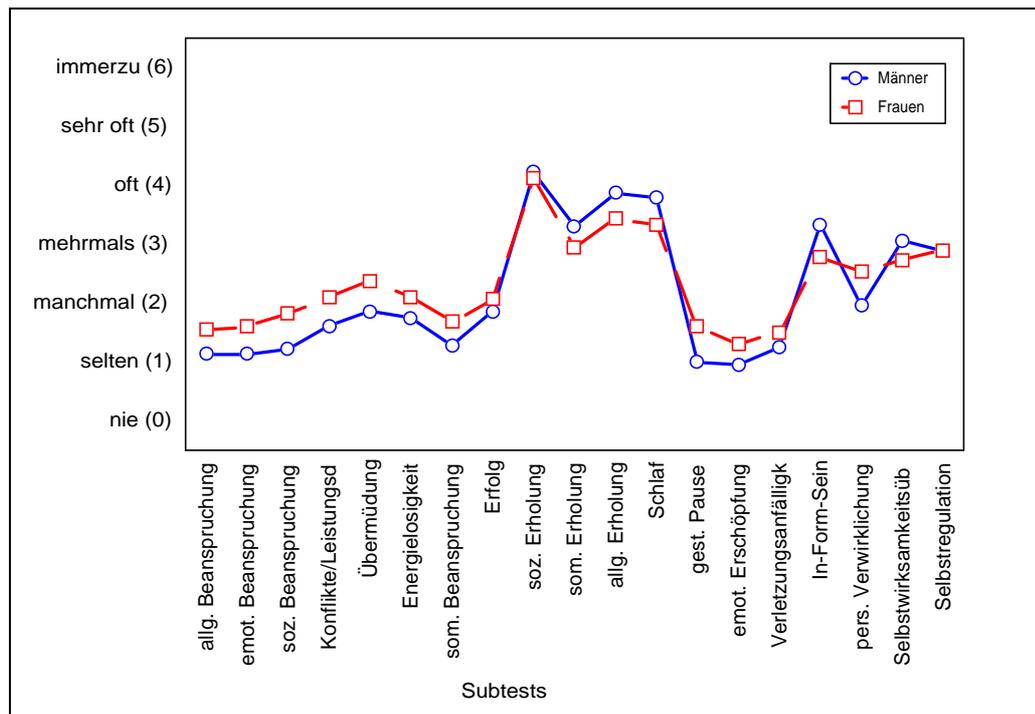


Abbildung 67: Geschlechtsspezifische Beurteilung der 19 Subtests (die drei Testbedingungen wurden gemittelt; ♂ = 13, ♀ = 8).

Aus Abbildung 67 wird der geschlechtsspezifische Unterschied deutlich. Obwohl keine statistisch nachweisbare Differenz zwischen Männern und Frauen bestand, wird aus der Graphik zumindest ein tendenzieller Unterschied hervorgehoben. Die Frauen waren allgemein, emotional und sozial beanspruchter als die männliche Stichprobe. Sie standen weiterhin unter größerem Leistungsdruck, waren übermüdet, energieloser und somatisch beanspruchter. Die Männer waren somatisch und allgemein erholter und hatten öfter erholsamen Schlaf als die weibliche Stichprobe. Die Frauen hatten häufiger eine gestörte Pause, waren emotional erschöpfter, und weniger gut in Form als die Männer.

#### 5.5.8.1 Gesamtüberblick

Zur Analyse des Einflusses der Befindlichkeit auf die Beweglichkeitsparameter standen lediglich 21 Versuchspersonen zur Verfügung (vgl. Kapitel 5.4.2.1). Auf Grund der für Fragebogenuntersuchungen relativ kleinen Stichprobe wird im Folgenden auf eine geschlechtsspezifische Betrachtung verzichtet. Für den Gesamtüberblick wurde zunächst eine kanonische Korrelation der Gesamtstichprobe gerechnet. Hierbei wurde jeweils ein Beweglichkeitsparameter, z. B. maximale Bewegungsreichweite mit einem Subtest, z. B. allgemeine Beanspruchung zu allen drei Testzeitpunkten korreliert.

- Zwischen maximaler Bewegungsreichweite, maximal tolerierter Zugkraft, Muskelaktivität bei konstantem Winkel und den Subtests bestand kein Zusammenhang.
- Zwischen Zugkraft bei konstantem Winkel und *Energielosigkeit* konnte eine ausgezeichnete ( $r = 0.94$ ;  $\text{Chi}^2 = 19.5$ ;  $p \leq 0.05$ ) Korrelation nachgewiesen werden. Der Effekt war entsprechend groß. Der Zusammenhang zwischen demselben Parameter und der *Verletzungsanfälligkeit* war ausgezeichnet ( $r = 0.94$ ;  $\text{Chi}^2 = 19.2$ ;  $p \leq 0.05$ ). Dies entsprach einem starken Effekt. Ein sehr guter Zusammenhang konnte mit der *Selbstwirksamkeitsüberzeugung* ( $r = 0.85$ ;  $\text{Chi}^2 = 18.2$ ;  $p \leq 0.05$ ) berechnet werden. Der Effekt konnte als stark bewertet werden.
- Die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung korrelierte mit der *Energielosigkeit* annehmbar ( $r = 0.77$ ;  $\text{Chi}^2 = 20.1$ ;  $p \leq 0.05$ ). Es konnte demnach ein großer Effekt berechnet werden.

### 5.5.8.2 Einzeldarstellung

Zur detaillierten Darstellung der Zusammenhänge zwischen den Parametern wurden Einzelkorrelationen gerechnet. Hierzu wurde jeder einzelne Beweglichkeitsparameter unter Bedingung eins (*Stress*) mit jedem Subtest unter Bedingung eins korreliert. Dasselbe wurde im Anschluss für Bedingung zwei (*Entspannung*) und drei (*Kontrollbedingung*) berechnet.

#### 5.5.8.2.1 Stress

- Die maximal tolerierte Zugkraft korrelierte gering negativ ( $r = -0.53$ ;  $p \leq 0.05$ ) mit der *emotionalen Beanspruchung*. Dies entsprach einem großen Effekt. Es bestand zwischen demselben Parameter und der *sozialen Erholung* ein mäßiger Zusammenhang ( $r = 0.45$ ;  $p \leq 0.05$ ), was für einen mittleren Effekt sprach.
- Die Zugkraft bei konstantem Winkel korrelierte gering negativ mit der *emotionalen Beanspruchung* ( $r = -0.50$ ;  $p \leq 0.05$ ). Somit war der Effekt groß.

#### 5.5.8.2.2 Entspannung

- Die maximale Bewegungsreichweite korrelierte jeweils gering mit der *somatischen Beanspruchung* (negativ;  $r = -0.51$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei starkem Effekt, der *somatischen Erholung* ( $r = 0.50$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei großem Effekt, der *allgemeinen Erholung* ( $r = 0.47$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei mittlerem Effekt, dem *In-Form-Sein* ( $r = 0.55$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei starkem Effekt und der *Selbstregulation* ( $r = 0.46$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei mittlerem Effekt.

### 5.5.8.2.3 Kontrollbedingung

Es korrelierte kein Beweglichkeitsparameter mit den Subtests.

## 5.5.8.3 Veränderungen zwischen den drei Testzeitpunkten

Um genauere Aussagen über die veränderte Befindlichkeit in Zusammenhang mit den veränderten Beweglichkeitsparametern machen zu können, wurden Differenzen von Testbedingung eins (*Stress*) und zwei (*Entspannung*) gebildet. Im Einzelnen wurde die Veränderung aller Beweglichkeitsparameter und aller 19 Subtests von Test eins zu zwei berechnet. Dasselbe wurde im Anschluss für Testbedingung zwei (*Entspannung*) und drei (*Kontrollbedingung*) und für Test eins (*Stress*) und Test drei (*Kontrollbedingung*) durchgeführt. Die Veränderungen wurden durch Einzelvergleich korreliert, indem jeweils der Zusammenhang eines Beweglichkeitsparameters mit allen Subtests berechnet wurde.

### 5.5.8.3.1 Veränderung von *Stress* zu *Entspannung*

- Die maximale Bewegungsreichweite reduzierte sich von Test 1 zu 2, wenn die *emotionale Beanspruchung* ( $r = 0.46$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei mittlerem Effekt sank.

### 5.5.8.3.2 Veränderung von *Entspannung* zur *Kontrollbedingung*

- Die maximal tolerierte Zugkraft nahm zu, wenn die *persönliche Verwirklichung* ( $r = 0.48$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei mittlerem Effekt anstieg.
- Die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung reduzierte sich, wenn die *Übermüdung* ( $r = 0.51$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei großem Effekt und die *allgemeine Beanspruchung* ( $r = 0.45$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei mittlerem Effekt abnahmen.
- Die Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel nahm ebenfalls ab, wenn die *soziale Beanspruchung* ( $r = 0.60$ ;  $p \leq 0.05$ ) und *emotionale Beanspruchung* ( $r = 0.51$ ;  $p \leq 0.05$ ) abnahmen und die *soziale Erholung* ( $r = -0.61$ ;  $p \leq 0.05$ ) anstieg. Insgesamt konnte ein starker Effekt berechnet werden.

### 5.5.8.3.3 Veränderung von *Stress* zur *Kontrollbedingung*

- Die maximal tolerierte Zugkraft erhöhte sich, wenn der *erholsame Schlaf* ( $r = -0.56$ ;  $p \leq 0.01$ ) sank. Der berechnete Effekt war stark.
- Die Zugkraft bei konstantem Winkel reduzierte sich, wenn die *emotionale Beanspruchung* ( $r = 0.56$ ;  $p \leq 0.05$ ) und die *Übermüdung* ( $r = 0.51$ ;  $p \leq 0.05$ ) sanken und die *somatische Erholung* ( $r = -0.65$ ;  $p \leq 0.01$ ) bei jeweils starkem Effekt anstieg.

### 5.5.9 Veränderung der momentanen psychischen Befindlichkeit durch ein Stress- bzw. Entspannungstreatment oder ohne Einfluss

Zum Überblick sind in Tabelle 43 alle Einzelwerte der 15 Subtests vor und nach jedem Nachtest (*Stress, Entspannung, Kontrollbedingung*) für die Gesamtstichprobe dargestellt.

Tabelle 43: Darstellung aller Subtests ( $M \pm SD$ ) vor und nach den Nachtests bei den einzelnen Versuchsbedingungen bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ).

Subtests	Stress		Entspannung		Kontrollbedingung	
	vorher	nachher	vorher	Nachher	vorher	nachher
Entspanntheit	6.9±2.1	5.9±2.4	7.0±1.8	8.7±1.9	7.4±1.7	6.8±1.2
Gutgesinntheit	6.7±2.0	7.2±2.2	7.2±1.9	8.0±1.9	7.3±1.9	7.3±2.0
Zuversicht/ Selbstsicherheit	7.7±1.9	7.5±2.0	7.4±2.2	8.4±1.6	7.7±1.9	8.0±1.7
leistungsbezogene Aktiviertheit	6.0±2.5	7.2±2.4	6.8±2.0	7.3±1.8	6.8±2.2	6.9±2.3
Fähigsein	3.7±0.8	3.6±1.2	3.7±1.2	4.0±1.1	4.0±0.9	3.9±1.0
Lebensfreude	3.8±1.2	3.8±1.0	3.9±1.2	4.4±1.1	4.3±1.0	4.2±0.9
Erregtheit	3.9±1.7	5.8±1.8	3.9±2.1	2.4±1.9	3.5±1.6	3.3±1.4
Schlechtgestimmtheit	2.3±2.1	2.4±1.8	2.0±2.0	1.2±1.5	2.1±1.7	1.6±1.4
Ärger/Aggression	1.6±2.0	2.0±2.3	1.6±2.2	0.9±1.6	1.6±1.9	1.3±1.8
Ängstlichkeit	2.1±1.6	1.5±1.2	2.0±1.9	1.5±1.7	1.7±1.5	1.7±1.5
Deprimiertheit	1.9±1.4	1.7±1.6	1.9±2.0	1.5±1.7	1.9±1.4	1.5±1.4
Desaktiviertheit	5.5±3.0	4.0±2.1	4.7±2.1	3.5±2.3	4.7±2.8	4.3±2.5
Extravertiertheit/ Introvertiertheit	5.4±1.0	5.1±1.3	5.5±1.1	5.6±1.5	5.5±2.0	5.0±1.1
Hedonistische/ hypohedonistische Reaktivität	10.6±1.6	11.1±2.5	10.2±1.4	11.2±2.2	10.2±2.1	10.8±2.4
Körperliches Wohl- befinden/Unwohlsein	4.9±1.3	4.9±0.8	5.0±1.1	5.1±0.8	5.2±1.0	5.1±0.8
positive Befindlich- keit	27.3±7.3	27.7±7.3	28.3±6.5	32.5±5.9	29.2±6.2	29.0±6.2
negative Befindlich- keit	17.3±8.9	17.3±6.9	16.1±10.7	11.0±8.8	15.5±7.8	13.7±7.4

Im Folgenden werden für jede Treatmentbedingung alle Veränderungen der 15 Subtests präsentiert. Die Darstellung orientiert sich auf Grund gleicher Überlegungen wie oben lediglich an der Gesamtstichprobe.

### 5.5.9.1 Stress

Die *Erregtheit* (vgl. Tabelle 43; Abbildung 68) hat sich im Vergleich zur Ausgangsbedingung um 49 % erhöht ( $t = -4.3$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ), was einem starken Effekt entsprach ( $d' = 1.35$ ). Die *Desaktiviertheit* hat sich um 27 % verringert ( $t = 2.4$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.05$ ) bei großem Effekt ( $d' = 0.77$ ). Die *Entspanntheit* reduzierte sich um 17 % ( $t = 2.1$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Es konnte ein mittlerer Effekt ermittelt werden ( $d' = 0.63$ ).

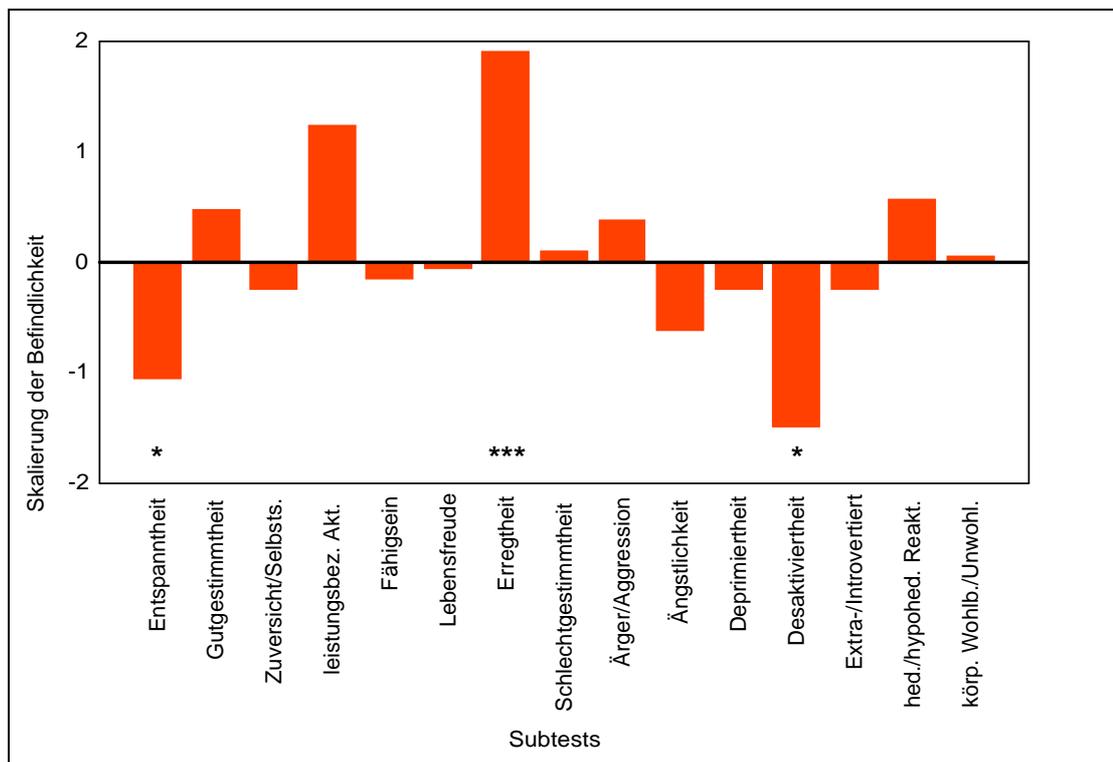


Abbildung 68: Veränderung der 15 Subtests durch das Stresstreatment bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ; \* =  $p \leq 0.05$ ; \*\*\* =  $p \leq 0.001$ ).

### 5.5.9.2 Entspannung

Die *Entspanntheit* (vgl. Tabelle 43; Abbildung 69) erhöhte sich um 24 % ( $t = -4.0$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) bei großem Effekt ( $d' = 1.21$ ). Die *Zuversicht/Selbstsicherheit* erhöhte sich um 14 % ( $t = -3.5$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.01$ ). Es konnte ein starker Effekt verzeichnet werden ( $d' = 1.04$ ). Die *Lebensfreude* nahm um 13 % zu ( $t = -2.7$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.05$ ), was einem mittleren Effekt entsprach ( $d' = 0.71$ ). Die *Erregtheit* verringerte sich um 38 % ( $t = 4.8$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Es zeigte sich ein starker Effekt von  $d' = 1.46$ . Die *Schlechtgestimmtheit* reduzierte sich um 14 % ( $t = 3.3$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.01$ ) und wies einen starken Effekt auf ( $d' = 1.00$ ). *Ärger/Aggression* nahm um 44 % ab ( $t = 2.7$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.05$ ). Dies entsprach einem großen Effekt ( $d' = 0.81$ ). Die *Desaktiviertheit* verringerte sich um 26 % ( $t = 3.1$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.01$ ) bei

starkem Effekt ( $d' = 0.90$ ). Die *hedonistische/hypohedonistische Reaktivität* stieg um 10 % ( $t = -3.0$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.01$ ). Der Effekt konnte als stark eingestuft werden ( $d' = 0.86$ ). Die *positive Befindlichkeit* nahm um 15 % zu ( $t = -4.2$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ) und die *negative Befindlichkeit* reduzierte sich um 32 % ( $t = 4.2$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.001$ ). Beides hatte einen großen Effekt zur Folge ( $d' = 1.27$  und  $d' = 1.28$ ).

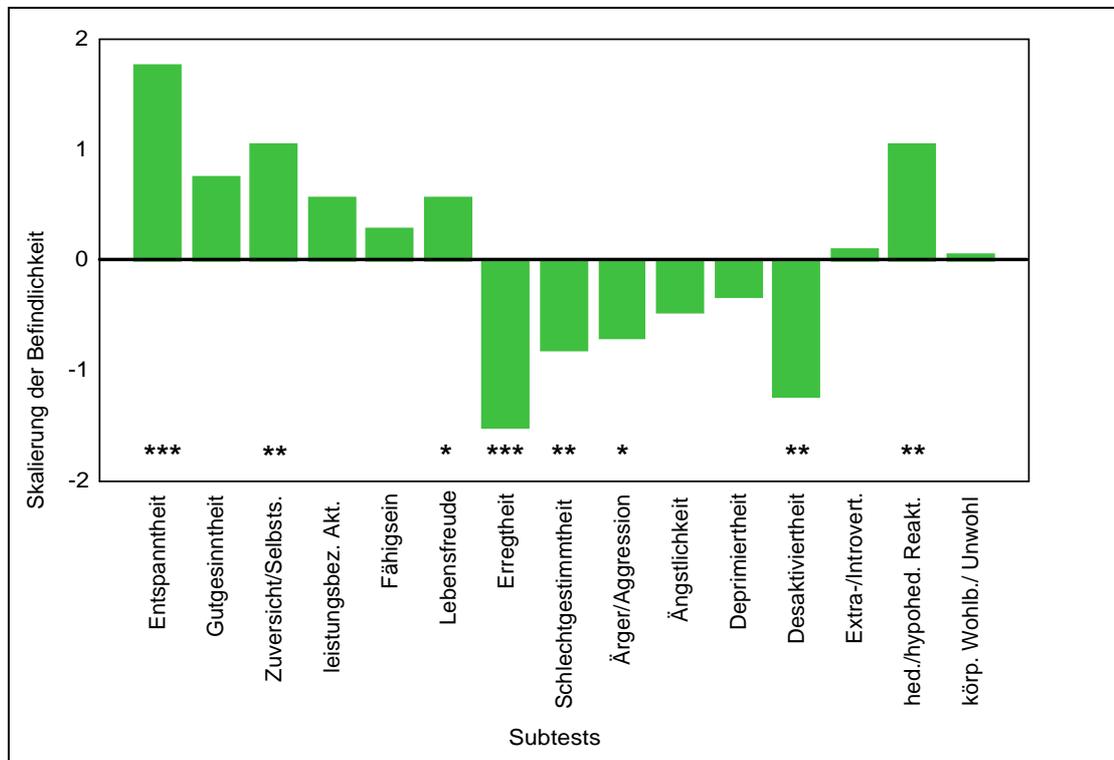


Abbildung 69: Veränderung der 15 Subtests durch das Entspannungstreatment bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ; \* =  $p \leq 0.05$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ; \*\*\* =  $p \leq 0.001$ ).

### 5.5.9.3 Kontrollbedingung

Durch die Dehnung ohne Einfluss (vgl. Tabelle 43; Abbildung 70) reduzierte sich lediglich die *negative Befindlichkeit* um 12 % ( $t = 3.1$ ;  $FG = 20.0$ ;  $p \leq 0.01$ ) und demonstrierte einen starken Effekt ( $d' = 0.96$ ).

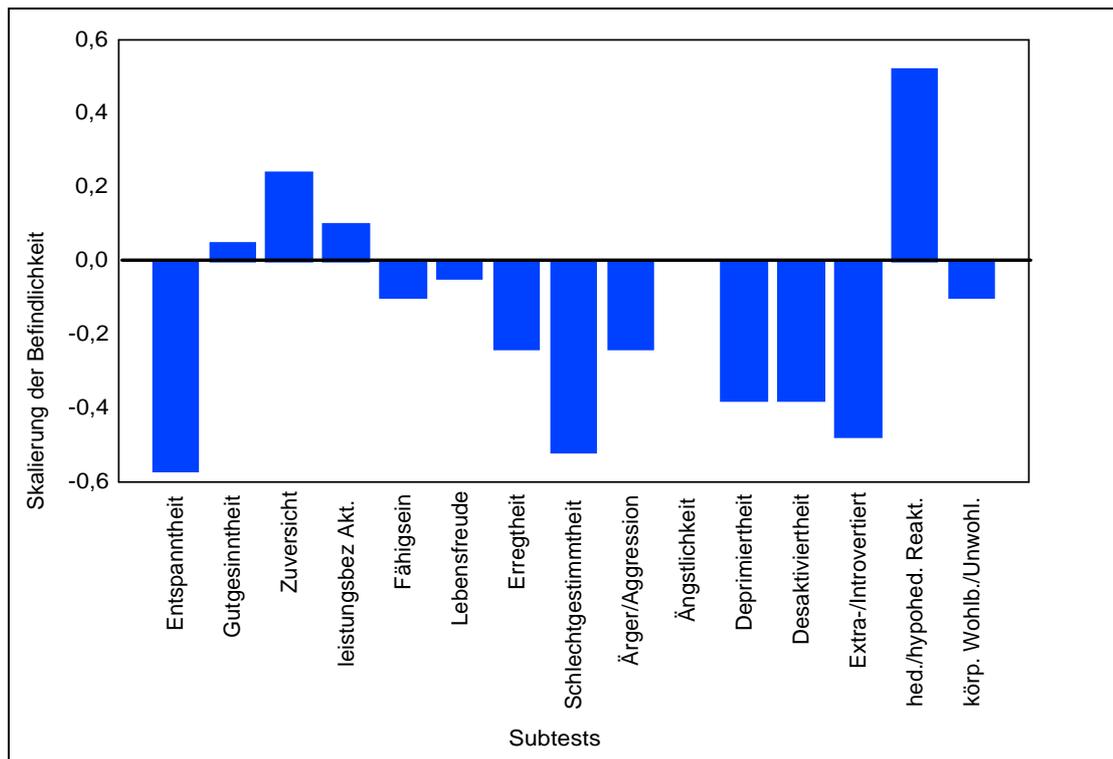


Abbildung 70: Veränderung der 15 Subtests durch das Dehnen durch die Kontrollbedingung bei der Gesamtstichprobe ( $n = 21$ ).

Beim Vergleich der einzelnen Subtests nach den jeweiligen Nachttests (vgl. Tabelle 43; Abbildung 71) konnten für die Gesamtstichprobe Treatmentunterschiede berechnet werden.

- Bei der *Entspanntheit* wurde ein Treatmentunterschied [ $F(2,40) = 15,09$ ;  $p \leq 0,001$ ] festgestellt. Im Detail differierten hierbei *Stress* und *Entspannung* um 47 % ( $p \leq 0,001$ ) bei starkem Effekt ( $f = 1,16$ ). Zwischen *Entspannung* und *Kontrollbedingung* lag ein Unterschied ( $p \leq 0,01$ ) von 22 % vor. Somit war der Effekt als stark einzuordnen ( $f = 0,98$ ).
- Die Treatmentdifferenz war bei der *Lebensfreude* insgesamt hochsignifikant [ $F(2,40) = 8,46$ ;  $p \leq 0,001$ ]. Im Einzelnen konnte zwischen *Stress* und *Entspannung* ein Unterschied von 16 % berechnet werden ( $p \leq 0,01$ ), was auf einen großen Effekt hindeutete ( $f = 0,94$ ). Die Differenz zwischen *Stress* und *Kontrollbedingung* betrug 11 % ( $p \leq 0,05$ ). Der berechnete Effekt war groß ( $f = 0,65$ ).
- Für den Subtest *Erregtheit* wurde ebenfalls ein Treatmentunterschied nachgewiesen [ $F(2,40) = 31,55$ ;  $p \leq 0,001$ ]. Einzelvergleiche zeigten, dass *Stress* und *Entspannung* um 59 % ( $p \leq 0,001$ ) bei großem Effekt ( $f$

= 1.52) differierten und *Stress* und *Kontrollbedingung* sich um 43 % ( $p \leq 0.001$ ) bei ebenfalls starkem Effekt ( $f = 1.35$ ) unterschieden.

- Bei der *Schlechtgestimmtheit* wurde insgesamt ein signifikanter Treatmentunterschied nachgewiesen [ $F(2,40) = 4.92$ ;  $p \leq 0.05$ ]. Hierbei unterschieden sich *Stress* und *Entspannung* um 50 % ( $p \leq 0.05$ ). Es konnte ein starker Effekt nachgewiesen werden ( $f = 0.61$ ).
- Für die *hedonistische/hypohedonistische Reaktivität* wurde ein signifikanter Treatmentunterschied ( $\chi^2 = 7.3$ ;  $p \leq 0.05$ ) berechnet. Im Einzelnen lag ein Unterschied von 4 % zwischen *Entspannung* und Dehnung *ohne Intervention* ( $T = 0.0$ ;  $Z = 4.0$ ;  $p \leq 0.05$ ).

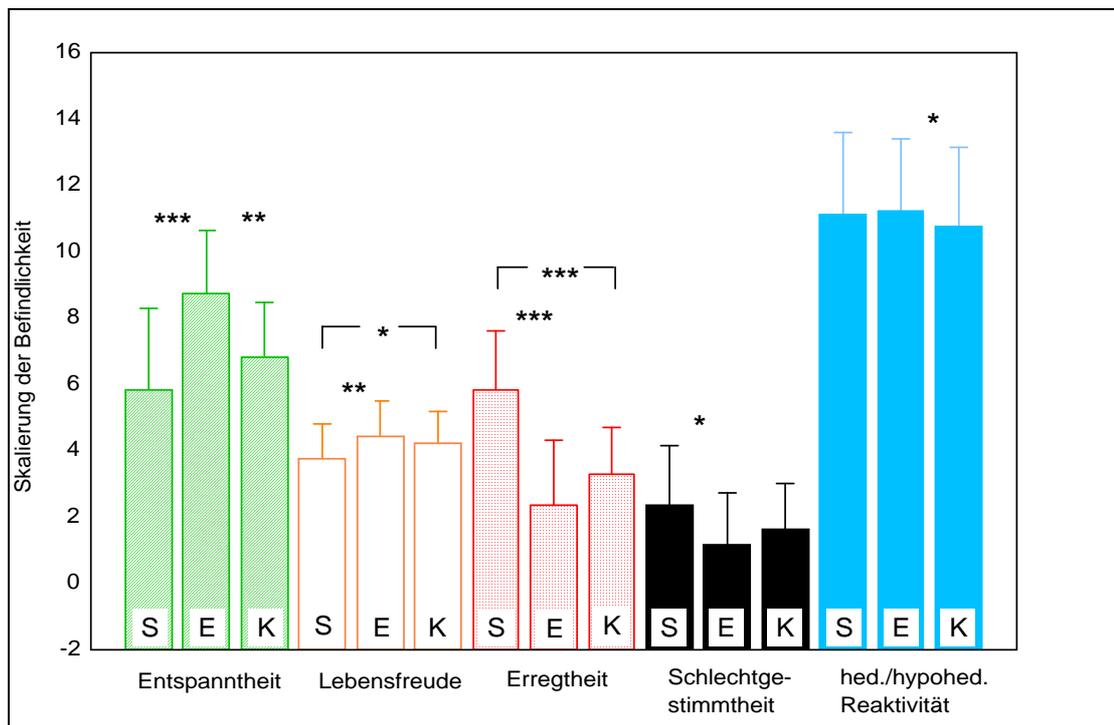


Abbildung 71: Nachweisbare Treatmentunterschiede bei der Befindlichkeit ( $M \pm SD$ ) am Ende des Nachttests (S = Stress; E = Entspannung; K = Kontrollbedingung;  $n = 21$ ; \* =  $p \leq 0.05$ ; \*\* =  $p \leq 0.01$ ; \*\*\* =  $p \leq 0.001$ ).

## 5.6 Diskussion

Die Beeinflussung der Beweglichkeit durch Stress wird in der Literatur unterschiedlich bewertet. Wiemann & Klee (2000) vermuten, dass psychischer Stress zu einer erhöhten Schmerztoleranz bzw. Schmerzschwelle führt (vgl. Gaschler, 1994; Kandel et al., 1995) und daraus eine Zunahme der Bewegungsreichweite resultiert. Im Gegensatz dazu führt Stresseinfluss nach Reichel (1960) eher zu einer Abnahme der maximalen Bewegungsreichweite bei unveränderter Dehnungsspannung. Auch andere Autoren berichten von einem Anstieg des Muskeltonus und der Steifheit des Muskels bei Stress, was die

Beweglichkeit einschränken soll (Bader-Johansson, 2000, S. 103; Jackel, 2001, S. 78).

In dieser Untersuchung sollte der Einfluss von Stress in Form eines so genannten Stroop-Tests auf verschiedene Beweglichkeitsparameter überprüft werden. Diese Form der Stress verursachenden Verfahren findet üblicherweise bei wissenschaftlichen Untersuchungen der Psychologie Anwendung (vgl. Kapitel 5.2.1.2). Da aus methodischen Gründen (vgl. Kapitel 5.4.2.4) in allen Studien die Augen der Probanden zur Vermeidung visuellen Inputs geschlossen waren, wurde der Stress auf akustischem Weg mittels Auditivem Stroop erzeugt (Maxeiner, 1989; S. 154–155; Maxeiner et al., 1996, S. 36).

### 5.6.1 Maximale Bewegungsreichweite

**Hypothese 14:** Die maximale Bewegungsreichweite vergrößert sich a) durch die Treatments (*Stress, Entspannung, Kontrollbedingung*) und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothesen 14a und b können angenommen werden.

In dieser Studie wurde durch das *Stresstreatment* keine weitere Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite gefunden. Wäre die Ausprägung des „Stroop-Stresses“ mit der psychischen Anspannung einer Wettkampfsituation gleichzusetzen, würde dieses Ergebnis zu dem Schluss führen, dass die Beweglichkeit unter einer solchen Stresssituation zumindest nicht negativ beeinflusst wird. Der vergleichsweise niedrige Anstieg der Katecholamine und der Herzfrequenz (vgl. Kapitel 5.5.6, 5.5.7 und 5.5.7.2) deutet aber darauf hin, dass die Stresseinwirkung eher niedrig dosiert war und nicht der psychischen Beanspruchung einer Wettkampfsituation entsprach.

Im *Entspannungszustand* konnte eine Verbesserung der maximalen Bewegungsreichweite erzielt werden ( $p \leq 0.001$ ). Parallel dazu erhöhte sich allerdings auch die Zugkraft bei maximaler Dehnung ( $p \leq 0.05$ ), so dass dieser Effekt eher auf eine Zunahme der Schmerztoleranz zurückzuführen ist (vgl. Gajdosik, 1991; Wiemann, 1991; Magnusson, 1998; Magnusson et al., 1998; Freiwald et al., 1999; Wydra et al., 1999a; Klee et al., 2000). Zudem konnte unter *Kontrollbedingungen* eine vergleichbare Steigerung der Bewegungsreichweite registriert werden ( $p \leq 0.001$ ), so dass dem *Entspannungstreatment* hier kein verstärkender Effekt (vgl. Vaitl, 1993a, S. 55) beigemessen werden kann. Die grundsätzlich gleichen Rahmenbedingungen (die Probanden hielten die Augen geschlossen und trugen einen schalldichten Gehörschutz) führten bereits zu einem „Entspannungseffekt“, der offensichtlich durch das imaginative Verfahren nicht mehr gesteigert werden konnte. Ein intensives Einüben der Entspannungsmethode hätte möglicherweise den Effekt verstärkt (vgl. Vaitl, 1993b, S. 77).

Innerhalb der Nachttests waren schon die ersten Messwerte bei *Entspannung* und *Kontrollbedingung* recht hoch, so dass die Zunahme der Bewegungsreichweite bei den folgenden Wiederholungen dementsprechend geringer ausgeprägt war als unter *Stressbedingungen* ( $p \leq 0.01$ ).

Beide Geschlechter reagierten bezüglich der Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite bei den Vor- ( $\text{♀}$ : 13 %;  $\text{♂}$ : 9 %) und Nachttests ( $\text{♀}$ : 6 %;  $\text{♂}$ : 4 %) in nahezu gleichem Umfang. Die weiblichen Probanden erzielten allerdings grundsätzlich eine um ca. 20 % höhere maximale Bewegungsreichweite ( $p \leq 0.001$ ), was mit den Angaben in der Literatur übereinstimmt (Etnyre & Lee, 1988; Wiemann, 1991; Wydra et al., 1991) und durch die geringere Muskelmasse, die spezifische Beckenform und den höheren Bindegewebs- sowie Fettanteil der Frauen begründet wird (de Marées, 1989, S. 367; Hollmann & Hettinger, 1990, S. 185; Weineck, 1994b, S. 374 f).

#### 5.6.1.1 Subjektiver Anstrengungsgrad

Im Maximalbereich wurden sowohl im Vor- als auch im Nachttest Borg-Werte von im Mittel 19 mit geringer Streuung ( $\pm 1$ ) („sehr sehr schwer“) angegeben. Da dieser maximale subjektive Anstrengungsgrad bei dieser Studie unabhängig von der erzielten Bewegungsreichweite angegeben wurde, kann man annehmen, dass sich die Probanden innerhalb ihres eigenen Beweglichkeitsspektrums tatsächlich bis zur Schmerzgrenze, also maximal gedehnt haben.

#### 5.6.2 Maximal tolerierte Zugkraft

**Hypothese 15:** Die maximal tolerierte Zugkraft vergrößert sich a) durch die Treatments und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothese 15a kann teilweise bestätigt werden, 15b kann angenommen werden.

Bei *Stress* blieb die maximal tolerierte Zugkraft analog zur maximalen Bewegungsreichweite unverändert. Der bereits diskutierte erhöhte Muskeltonus und die Steifheit sind wahrscheinlich dafür verantwortlich, dass trotz gleichem Gelenkwinkel wie im Vortest die Zugkraft nicht absinkt (Reichel, 1960; Bader-Johansson, 2000; Jackel, 2001).

Durch das *Entspannungstreatment* vergrößerte sich die maximale Bewegungsreichweite, aber auch die Zugkraft signifikant ( $p \leq 0.05$ ). Für den Anstieg der maximalen Zugkraft können neben einer erhöhten Schmerztoleranz verschiedene muskuläre Strukturen verantwortlich sein. Da die Muskelaktivität bei maximalem Gelenkwinkel nur 13 % des maximalen Kontraktionsniveaus erreichte, scheinen überwiegend parallel- bzw. serienelastische Elemente sowie Titin für diesen Effekt in Frage zu kommen (vgl. Sapega et al., 1981; Wie-

mann, 1991; Ullrich & Gollhofer, 1994; Rief et al., 1997; Linke et al., 1998b; Schönthaler et al., 1998).

*Ohne zusätzliche Intervention* blieb die maximale Zugkraft bei ebenfalls vergrößerter Bewegungsreichweite konstant, was den intensiven Dehneffekt des Eingangstests und dessen Wirkung über 15 Minuten hinaus unterstreicht. Die Probanden konnten sich hier offenbar „ohne Ablenkung“ voll auf das Dehnen konzentrieren. Das Entspannungstreatment stellte zunächst eine noch unbekannte Situation dar, wodurch möglicherweise die Aufmerksamkeit beeinträchtigt wurde (Magill, 1993, S. 157).

Wie bereits bei der maximalen Bewegungsreichweite war nach der ersten Wiederholung die maximale Zugkraft während der *Stresseinwirkung* im Vergleich zur *entspannten* und zur Dehnung *ohne Intervention* bei gleichem subjektivem Anstrengungsempfinden signifikant geringer ausgeprägt. Dieser Effekt zeigte sich auch bei früheren Untersuchungen (Reichel, 1960; Gaschler, 1994; Kandel et al., 1995; Bader-Johansson, 2000; Jackel, 2001). Als weitere Erklärungsansätze für dieses Ergebnis sind der möglicherweise nicht ausreichende Stresseffekt oder die anfängliche Konzentrationsbeeinträchtigung durch den Auditiven Stroop denkbar.

Bei *entspanntem* bzw. *unbeeinflusstem* Dehnen wurden bei den weiblichen Teilnehmern größere Gelenkwinkel und dabei absolut vergleichbare bzw. tendenziell geringere Zugkräfte wie bei den Männern gemessen. Relativiert man aber die maximalen Zugkräfte an der jeweils geschlechtsspezifischen Muskelmasse, sind die Werte bei den Frauen tendenziell höher als bei den Männern einzustufen. Neben den geschlechtsspezifischen anatomischen Unterschieden (de Marées, 1989; Hollmann & Hettinger, 1990; Weineck, 1994b), die zur Erklärung der höheren maximalen Bewegungsreichweite beitragen, ist zusätzlich bei den Frauen eine Zunahme der Schmerztoleranz zu beobachten.

Die tendenziell höhere Zunahme der maximalen Zugkraft und Bewegungsreichweite beim weiblichen Geschlecht durch das *Entspannungstreatment* deutet daraufhin, dass Frauen für entspannungsfördernde Reize empfänglicher sind als Männer (vgl. de Vries, 1971, S. 297; Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 27).

### 5.6.3 Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel

**Hypothese 16:** Die Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch die Treatments und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothesen 16a und 16b können angenommen werden.

Eine durch Dehnen verursachte Zunahme der maximalen Bewegungsreichweite, die gleichzeitig zu einem Anstieg der maximal tolerierten Zugkraft führt, resultiert laut Literaturangaben vor allem aus Gewöhnungseffekten an das Spannungsgefühl (Wiemann, 1993; Magnusson, 1998; Freiwald et al., 1999; Klee et al., 2000). Erst ein Anstieg der Bewegungsreichweite bei konstanter Zugkraft bzw. eine Abnahme der Zugkraft bei konstantem Winkel definieren zumindest im kurzfristigen Untersuchungsbereich tatsächliche Adaptationen des Muskel-Sehnengewebes (Taylor et al., 1990; Wiemann, 1994; Taylor et al., 1997; Linke et al., 1998b; Rief et al., 1998; Klee et al., 2000; Kellermayer et al., 2001; Minajeva et al., 2001; Schönthaler & Ohlendorf, 2002).

Die Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel (maximaler Gelenkwinkel bei der ersten von 10 Dehnwiederholungen) nahm zwischen 26 und 28 % im Vortest ab ( $p \leq 0.001$ ), stieg während der Pause zwischen 10 und 16 % (n. s. bzw.  $p \leq 0.05$ ) an und sank im Nachtest zwischen 16 und 20 % ( $p \leq 0.01$ ) ab. Insgesamt lag die Zugkraft bei konstantem Winkel am Ende des Nachtests 32 % unter dem Ausgangsniveau. Die ausgeprägten Spannungsreduktionen im Vortest sind auf das methodische Vorgehen zurückzuführen (vgl. auch Kapitel 3.5.3 und 4.6.3), wobei die Zugkraft jeweils in Bezug zum ersten gemessenen Wert der maximalen Bewegungsreichweite gesetzt wurde. In anderen Studien wurde die erste Dehnwiederholung lediglich im submaximalen bzw. mittleren Bereich ausgewertet (Wiemann, 1994; Magnusson et al., 1996; Klee et al., 2000). Deshalb wird in der Literatur nur von Spannungsreduktionen um durchschnittlich 10 % berichtet.

Die größte Reduktion wurde im Nachtest *ohne Intervention* gemessen ( $p \leq 0.001$ ), was auf den tendenziell höchsten Ausgangswert zurückgeführt werden kann. Andererseits fand das unbeeinflusste Dehnen ohne Ablenkung über Kopfhörer statt. Das Schließen der Augen und das Tragen des schalldichten Gehörschutzes isolierten die Probanden von „störenden“ äußeren Einflüssen (insbesondere auditiver Art, z. B. Auditiver Stroop oder imaginatives Verfahren). Der Nachtest konnte ohne Ablenkung durchgeführt werden.

Unter *Stress* zeigte die maximale Bewegungsreichweite und Zugkraft keine Anpassungen an das Dehnprogramm, bei konstantem Winkel nahm die Zugkraft jedoch wie in den anderen Nachtests deutlich ab ( $p \leq 0.01$ ), so dass Stresseinflüsse im submaximalen Bereich nicht nachweisbar waren.

Während des *Entspannungstreatments* konnte bereits ab der ersten Wiederholung eine geringere Ausprägung der Dehnungsspannung beobachtet werden, was auf die in der Literatur beschriebenen muskulären Reaktionen zurückgeführt werden kann (vgl. Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 29).

Geschlechtsspezifisch zeigte sich auch hier unter *Stresseinfluss* kein Unterschied, in *entspanntem* Zustand bzw. *unbeeinflusst* wurde bei den Frauen eine niedrigere Zugkraft bei konstantem Winkel gemessen als bei den Männern ( $p \leq 0.05$ ), was neben der höheren Bewegungsreichweite Ausdruck einer generell besseren Beweglichkeit der Frauen ist.

Bezüglich Überdauerungseffekten wurde zunächst die erste Dehnung des Vortests mit der ersten bei der jeweiligen Treatmentbedingung im Nachtest verglichen. Es zeigte sich bei den drei Interventionen, dass die Zugkraft bei konstantem Winkel selbst 15 Minuten nach Beendigung des Vortests immer noch signifikant niedriger (21 %;  $p \leq 0.001$ ) lag als zu Beginn. Dieses Ergebnis steht im Gegensatz zu Magnusson et al. (1996, S. 375) und Magnusson (1998, S. 69), die nach 10 Minuten Dehntraining wieder einen Anstieg der Dehnungsspannung auf das Ausgangsniveau fanden.

Weiterhin wurde die kurzfristige Überdauerungswirkung von 15 Minuten Pause anhand der letzten Dehnung im Vortest und der ersten Wiederholung während des Nachtests analysiert. Unter *Stresseinfluss* blieb die Zugkraft nach der Pause im Vergleich zur letzten Wiederholung im Vortest unverändert, was auf die ebenfalls unveränderte maximale Bewegungsreichweite und Zugkraft zurückzuführen ist. Obwohl bei *Entspannung* und *Kontrollbedingung* der Parameter nach der Pause analog zur Bewegungsreichweite anstieg ( $p \leq 0.001$ ), blieb er dennoch deutlich unterhalb des Ausgangswertes im Vortest, wodurch ebenfalls bestehende Literaturbefunde nicht bestätigt werden können (s. o.). Der nachweisliche Anstieg der Zugkraft nach 15 Minuten Pause zeigt, dass selbst eine Phase der Inaktivität eine messbare Veränderung bewirkt. Die in der Literatur beschriebene verminderte Kraftentfaltung nach Dehnmaßnahmen (Hennig & Podzielny, 1994; Rosenbaum & Hennig, 1997; Wiemeyer, 2002) kann bereits durch 15 Minuten Pause ausgeglichen werden und ist vermutlich nach einiger Zeit (ca. 60 Minuten) wieder vollständig hergestellt (vgl. Magnusson et al., 1996, S. 375).

#### 5.6.4 Muskelaktivität bei maximaler Dehnung

**Hypothese 17:** Die maximale Muskelaktivität erhöht sich a) durch die Treatments in unterschiedlichem Ausmaß und b) bleibt innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests unverändert.

Hypothese 17a muss abgelehnt werden und 17b kann angenommen werden

Die Muskelaktivität erreichte bei maximaler Dehnung lediglich ein Niveau von durchschnittlich 13 %, im Einzelfall 24 % (*Stress*) der bei maximaler Willkürkontraktion (MVC) gemessenen Aktivierung. Den aktiven Komponenten kommt also für den Widerstand bei maximaler Dehnung eine geringere Bedeutung zu, als den elastischen Strukturen und Titin, wie schon in den beiden vorangegangenen Studien diskutiert (Sapega et al., 1981; Wiemann, 1993; Ullrich & Gollhofer, 1994; Wiemann & Leisner, 1996; Erickson, 1997; Rief et al., 1997; Linke & Granzier, 1998; Linke et al., 1998a und 1998b; Schönthaler et al., 1998; Klee, 2001).

Auf *Stress* reagiert die Muskulatur laut Literaturangaben mit verstärkter Erregung (Morehouse, 1971, S. 931; Nitsch, 1981b, S. 108; Bader-Johansson, 2000, S. 103; Jackel, 2001, S. 78). Während der *Stresseinwirkung* wurden jedoch nur tendenziell höhere EMG-Werte gemessen als bei den anderen Nachtests, was in Verbindung mit den Vermutungen bei der maximalen Bewegungsreichweite und Zugkraft für die zu niedrige Stressintensität spricht.

Das *Entspannungstreatment* reduzierte die Muskelaktivität signifikant, was den Angaben in der Literatur entspricht (vgl. de Vries, 1971, S. 297; Zimbar-do, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 28). Beim Dehnen *ohne zusätzlichen Einfluss* nahm die Muskelaktivität in nahezu gleichem Umfang ab, was erneut den entspannungsfördernden Effekt der standardisierten Rahmenbedingungen (geschlossene Augen, Gehörschutz) demonstriert.

Innerhalb der Testbedingungen zeigten lediglich die EMG-Aufzeichnungen bei *Stress* analog zu Studie I und II sowie zu Literaturbefunden keine Unterschiede (vgl. Osternig et al., 1990, S. 107; Mohr et al., 1998, S. 216; Schönthaler & Ohlendorf, 2002, S. 212). Allerdings variierten innerhalb der Vor- und Nachtests die Summenpotentiale bei allen Treatmentformen sehr stark, wahrscheinlich auf Grund der gleichen Ursachen wie in den vorangegangenen Studien (vgl. Kapitel 3.4.4 und 4.6.4; Pollmann, 1993, S. 102–104; Enoka, 1994, S. 287; Konrad & Freiwald, 1997, S. 159).

Auch die Muskelaktivität zeigte bei maximaler Dehnung kein geschlechtsspezifisch unterschiedliches Verhalten, trotz der höheren Bewegungsreichweite

der Frauen. Dies verdeutlicht wiederum die im Vergleich zu den Männern bessere Beweglichkeit der Frauen.

### 5.6.5 Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel

**Hypothese 18:** Die Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel verringert sich a) durch die Treatments und b) innerhalb der 10 Wiederholungen während den jeweiligen Tests in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothese 18a kann teilweise bestätigt werden und 18b kann angenommen werden.

Schober et al. (1990) sprechen gerade dem zyklischen Dehnen eine besonders entspannungsfördernde Wirkung zu. Nach Literatúraussagen adaptieren diverse Rezeptoren und andere, die Muskelaktivität beeinflussende, Mechanismen (vgl. Sapega et al., 1981; de Marées, 1989; Klinke & Silbernagel, 1994; Reuter et al., 1994a und 1994b; Ullrich & Gollhofer, 1994; Weineck, 1994b; Freiwald et al., 1997; Künnemeyer & Schmidtbleicher, 1997; Schmidt & Schaible, 2000; Schönthaler & Ohlendorf, 2002; Schwegler, 2002).

Bei dieser Untersuchung zeigte die Muskelaktivität bei konstantem Bezugswinkel die deutlichste Abnahme im Vergleich zu den vorangegangenen Studien (60 %;  $p \leq 0.001$ ). In der Literatur wird zum Teil von einer Reduktion der submaximalen Muskelaktivität von bis zu 49 % berichtet (vgl. Prentice, 1982; Mc Hugh et al., 1992; Magnusson et al., 1996; Rosenbaum & Hennig, 1997; Schönthaler & Ohlendorf, 2002).

Unter *Stressbedingungen* zeigte sich während des Vor- und Nachttests keine Veränderung der Muskelaktivität. Der eher moderate psychische Anspannungslevel (s. Kapitel 5.6.1) scheint dennoch auszureichen, um die elektromyographisch nachweisbaren Adaptationsprozesse des Dehnens zu überlagern (Morehouse, 1971, S. 931; Nitsch, 1981b, S. 108; Bader-Johansson, 2000, S. 103; Jackel, 2001, S. 78).

Das vergleichbare Verhalten ( $p \leq 0.05$ ) und die identische Ausprägung des Parameters unter *Entspannungseinwirkung* bzw. bei *unbeeinflusstem* Dehnen zeigen wiederholt den entspannungsfördernden Charakter der *Kontrollbedingung*, der durch das imaginative Verfahren nicht weiter gesteigert werden konnte.

Die aus dem Vortest resultierende Reduktion der Muskelaktivität blieb über die 15-minütige Pause hinaus unverändert bestehen, was ebenfalls die Angaben von Magnusson et al. (1996, S. 375) und Magnusson (1998, S. 69) widerlegt, die dem Dehnen lediglich eine Überdauerungswirkung von maximal 10 Minuten zusprechen.

Der Parameter zeigte keine geschlechtsspezifischen Differenzen.

### 5.6.6 Herzfrequenz

**Hypothese 19:** Die Herzfrequenz erhöht sich a) innerhalb des Vortests und b) verhält sich während den jeweiligen Treatments unterschiedlich.

Hypothesen 19a und b können angenommen werden.

Die Herzfrequenz wird einerseits im Sport vor allem bei Ausdauerbelastungen zur Trainingssteuerung (Kindermann, 1987b), andererseits zur Operationalisierung von Stressreaktionen verwendet (Rejeski et al., 1991, S. 190; Hobson & Rejeski, 1993, S. 79; Kubitz & Landers, 1993, S. 328; Senkfor & Williams, 1995, S. 134; Spalding et al., 2000, S. 583). Bei Stroop-Tests werden in der Literatur Herzfrequenzanstiege um ca. 25 % angegeben (Hobson & Rejeski, 1993; Senkfor & Williams, 1995). Dagegen führt schon ein moderates Ausdauertraining in Form von Walking bei 25-jährigen Freizeitsportlern zu einem ca. 60%igen Anstieg der Herzfrequenz (Schwarz, 2001, S. 90).

Die 5-minütige Erwärmung auf dem Fahrradergometer (1.5 Watt pro Kilogramm Körpergewicht) führte in dieser Studie zu einer Herzfrequenz von 134  $\text{min}^{-1}$ . Während der 10 („einbeinigen“) Dehnwiederholungen des Vortests sank die Herzfrequenz auf 73  $\text{min}^{-1}$ .

Innerhalb der Treatments reduzierte sich die Herzfrequenz während der *Kontrollbedingung* weiter auf 69  $\text{min}^{-1}$ . Die erhobenen Werte lagen deutlich unterhalb den Angaben von Smith et al. (1993, S. 104), die nach 17 statischen Dehnungen über jeweils 60 Sekunden eine Herzfrequenz von 114 und während der ballistischen Dehnung 107  $\text{min}^{-1}$  maßen. Unter *Stresseinfluss* blieb die Herzfrequenz auf dem Niveau des Vortests (75  $\text{min}^{-1}$ ) und lag damit bis 17  $\text{min}^{-1}$  (18 %) unterhalb des in der Literatur beschriebenen Herzfrequenzverhaltens bei Stroop-Tests mit Personen vergleichbarer Altersstruktur (vgl. Rejeski et al., 1991; Hobson & Rejeski, 1993; Kubitz & Landers, 1993; Senkfor & Williams, 1995). Dies bestätigt den eher niedrigen Stresseffekt des verwendeten Verfahrens. In den Vergleichsstudien wurde nicht der hier aus den schon aufgeführten methodischen Gründen eingesetzte Auditive Stroop verwendet, sondern der Wort-Farbe-Stroop bzw. Aufmerksamkeits- oder Mathematik-Tests. Diese Testformen lösen offensichtlich stärkere psychische und dementsprechende physische Stressreaktionen aus. Trainierte haben laut Literaturangaben während kognitiver Herausforderungen geringere Herzfrequenzanstiege als Untrainierte (Crews & Landers, 1987, S. S119; Claytor, 1991, S. 874). Bei dieser Stichprobe handelte es sich um im Durchschnitt auf freizeitsportlichem Niveau trainierte Sportstudenten.

Während des *Entspannungstreatments* wurde die niedrigste Herzfrequenz gemessen (67  $\text{min}^{-1}$ ), was den Literaturangaben zur Wirkung von Entspannungs-

verfahren (verminderte sympathikoadrenerge Aktivität) entspricht (Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 41 und S. 56; Müller, 2000, S. 29).

Obwohl das Herzfrequenzverhalten innerhalb der einzelnen Treatments nicht so deutlich differierte wie in der Literatur, konnten zwischen *Stress* und *Entspannung* bzw. *Kontrollbedingung* auf Grund genannter physiologischer Reaktionen signifikante Gruppenunterschiede nachgewiesen werden (Zimbardo, 1983; Rejeski et al., 1991; Hobson & Rejeski, 1993; Kubitz & Landers, 1993; Vaitl, 1993a; Senkfor & Williams, 1995; Müller, 2000).

Geschlechtsspezifisch zeigte sich kein unterschiedliches Herzfrequenzverhalten. Selbst unter Stressbedingungen lag die Herzfrequenz der Frauen nur tendenziell um  $3 \text{ min}^{-1}$  höher als bei den Männern.

### 5.6.7 Katecholamine

**Hypothese 20:** Die Stresshormonkonzentration (Adrenalin- und Noradrenalin) im Blutplasma verändert sich durch die jeweiligen Treatments in unterschiedlichem Ausmaß.

Hypothese 20 kann angenommen werden.

Zur Objektivierung von durch Stroop-Tests ausgelösten Stressbedingungen wurde bisher auf Katecholaminbestimmungen verzichtet, obwohl die Stresshormone üblicherweise zur Überprüfung psychischer oder emotionaler Stressereignisse verwendet werden (vgl. Keul & Lehmann, 1980, S. 73; Lehmann et al., 1980b, S. 288; Langer et al., 1991, S. 88; Abele et al., 1994, S. 288).

Die Adrenalinkonzentration bei dieser Studie erhöhte sich durch die jeweiligen Treatments zwar signifikant und in gleichem Umfang (1.4fach bei *Stress* und unter *Kontrollbedingungen* bzw. 1.5fach durch *Entspannung*;  $p \leq 0.05$ ), aber der Anstieg ist im Vergleich zu anderen Untersuchungen als recht moderat einzustufen. Nach Rasumow (1982, S. 140) erhöht sich die Adrenalinkonzentration infolge einer emotionalen Stresssituation um das 2- bis 2.5fache. So konnten Laun et al. (1996, S. 101) bei Schachspielern eine um das 2.6fache erhöhte Adrenalinausschüttung unter Wettkampfbedingungen messen. Bei Fallschirmspringern wurde sogar ein 700%iger Anstieg der Adrenalinkonzentration während des Sprunges nachgewiesen (Schedlowski, 1994, zitiert nach Hollmann & Strüder, 1995, S. 101).

Insgesamt betrachtet bestätigt diese hormonelle Reaktion, dass der hier verwendete Auditive Stroop bei den Probanden eine deutlich niedrigere Stressreaktion ausgelöst hat, als bei psychischen Belastungen wie beispielsweise einem Wettkampf erwartet werden kann. Bisher wurde bei diesem Verfahren lediglich ein Effekt über ansteigende Fehlerzahlen und Reaktionszeiten nachgewiesen, ohne weitere physiologische Reaktionen zu überprüfen (Maxeiner, 1989, S. 157–160; Maxeiner et al., 1996, S. 36–37).

Noradrenalin gilt als Parameter, der vermehrt für die Beurteilung der physischen Beanspruchung verantwortlich ist (vgl. Keul & Lehmann, 1980, S. 73; Lehmann et al., 1980b, S. 288; Langer et al., 1991, S. 88; Abele et al., 1994, S. 288). Die NoradrenalinKonzentration erhöhte sich in dieser Studie durch die jeweiligen Treatments ebenfalls in moderatem und vergleichbarem Umfang (1.6fach bei *Stress* und unter *Kontrollbedingungen* bzw. 1.8fach durch *Entspannung*;  $p \leq 0.05$ ), was die recht geringe Beanspruchung der lokalen Muskelgruppe widerspiegelt. Nur bei Sportarten wie Schach werden selbst unter Wettkampfbedingungen auf Grund der nahezu körperlichen Inaktivität noch geringere Noradrenalinanstiege gemessen (1.4fach; Laun et al., 1996, S. 525). Schon moderate dynamische Ganzkörperbeanspruchungen wie Walking führen zu einer um das ca. 2.6fache erhöhten Noradrenalinausschüttung (Schwarz, 2001, S. 75). Manz et al. (1984, S. 154) berichten von erhöhten NoradrenalinKonzentrationen um das Doppelte im Bereich der anaeroben Schwelle nach Wassermann und Erhöhungen im Bereich der individuelle anaeroben Schwelle nach Stegmann um das Vier- bis Fünffache. Bei Ausdauerbelastungen an der 4  $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$  (Laktat-)Schwelle steigt der Noradrenalin Spiegel um das Sechs- bis Neunfache und bei anaeroben Belastungen sogar um das 15fache an (Kindermann et al., 1982a, S. 390).

Der tendenziell etwas höhere Anstieg des Noradrenalins beim Dehnen unter *Entspannungsbedingungen* könnte dadurch erklärt werden, dass durch dieses Treatment die größte Zunahme der Bewegungsreichweite erzielt wurde und dies physisch zur intensivsten Beanspruchung führte.

Diese Ergebnisse erlauben allerdings eine nur eingeschränkte Interpretation, da die Katecholaminbestimmungen wegen des erhöhten labortechnischen Aufwandes bei lediglich acht Probanden durchgeführt werden konnten. Auf Grund zu kleinen Teilstichproben war dementsprechend auch keine geschlechtsspezifische Analyse durchführbar. Da jedoch bisher keine Katecholaminbestimmungen in Zusammenhang mit Stroop-Tests durchgeführt wurden, können die erhobenen Daten dennoch als Basis für weitere Untersuchungen betrachtet werden.

### 5.6.8 Erholungs-Belastungs-Zustand

**Hypothese 21:** Es besteht ein Zusammenhang zwischen dem Wohlbefinden und der Ausprägung verschiedener Beweglichkeitsparameter.

Hypothese 21 kann teilweise angenommen werden.

Die psychische Verfassung und Stressfaktoren werden in aktuellen Literaturbefunden als zusätzliche leistungsbeeinflussende Größen diskutiert (vgl. Thienes, 2000; Schönthaler & Ohlendorf, 2002). Bislang ist nicht geklärt, inwiefern die psychische Befindlichkeit auf Beweglichkeitsmerkmale Einfluss nimmt.

Auf Grund der überdurchschnittlichen körperlichen Aktivität der Sportstudierenden, kann bei dieser Stichprobe ein positiv beeinflusstes aktuelles und habituelles Wohlbefinden angenommen werden (Steptoe et al., 1989; Abele et al., 1994; Bässler, 1995; Tsutsumi et al., 1998; Singer, 2000). Die Ausgangssituation der Gesamtstichprobe vor Testbeginn (vgl. Abbildung 66) war unter anderem durch geringe Beanspruchungswerte (eins bis zwei) bei gleichzeitig hoher Erholung (drei bis fünf) gekennzeichnet, was einen erhöhten Wohlbefindlichkeitsstatus widerspiegelt.

Beide Geschlechter zeigten einen vergleichbaren Wohlbefindensstatus (vgl. Abbildung 67).

#### 5.6.8.1 Gesamtüberblick

Zunächst wurde der Zusammenhang zwischen den Beweglichkeitsparametern unter den jeweiligen Treatmentbedingungen (*Stress, Entspannung, Kontrollbedingung*) und den einzelnen Subtests überprüft. Nachweisbare Zusammenhänge konnten nur bei der Zugkraft bei konstantem Winkel und der Muskelaktivität bei maximaler Dehnung gefunden werden.

Die Zugkraft bei konstantem Winkel wurde von den Items *Energielosigkeit (Unkonzentriertheit)*, der *Fitness/Verletzungsanfälligkeit* und der *Selbstwirksamkeitsüberzeugung* beeinflusst. Je unkonzentrierter gedehnt wurde, desto höher stiegen die Kraftwerte. Bei einer hohen *Selbstwirksamkeitsüberzeugung* und dem Gefühl, optimal auf die Dehnung vorbereitet zu sein, dehnt man weiter, riskiert höhere Spannungswerte. Andererseits könnte das Gefühl der *Verletzungsanfälligkeit* zu muskulären Verspannungen beim Dehnen führen und dabei die lediglich im submaximalen Bereich abgetragenen Zugkraftwerte erhöhen.

Die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung wurde nur von der *Energielosigkeit (Unkonzentriertheit)* beeinflusst. Wenn bei Dehnmaßnahmen die Muskulatur nicht subjektiv optimal entspannt wird, können muskuläre Aktivierungsprozesse die EMG-Werte ansteigen lassen.

### 5.6.8.2 Einzeldarstellung

Nachfolgend wurden die Zusammenhänge zwischen den Beweglichkeitsparametern und den Items bei den einzelnen Treatmentbedingungen überprüft.

#### 5.6.8.2.1 Stress

Es bestand nur ein Zusammenhang zwischen der maximal tolerierten Zugkraft bzw. der Zugkraft bei konstantem Winkel und den Befindlichkeitssubtests. Die maximal tolerierte Zugkraft korrelierte mit der *emotionalen Beanspruchung* bzw. der *sozialen Erholung* und die Zugkraft bei konstantem Winkel mit der *emotionalen Beanspruchung*. Eine geringe *emotionale Beanspruchung*, ausgedrückt durch wenig Ärger, Aggression, Angst im Sinne eines Persönlichkeitsmerkmals und Hemmung, hat scheinbar positiven Einfluss auf die Entwicklung der maximalen und submaximalen Zugkraftwerte. Die Begleitmechanismen von Angstsymptomen bleiben aus und die Folge sind höher tolerierte Kraftwerte bei gleichzeitig hoher Gelenkreichweite (Nitsch, 1981b, S. 56; Bader-Johansson, 2000, S. 103; Jackel, 2001, S. 78). Zusätzlich ist eine hohe *soziale Erholung* scheinbar entspannungsfördernd bei Dehnungen.

#### 5.6.8.2.2 Entspannung

Es konnten nur Zusammenhänge zwischen der maximalen Bewegungsreichweite und den Befindlichkeits-Subtests berechnet werden. Die *somatische Beanspruchung* (negativer Zusammenhang), die *somatische Erholung*, die *allgemeine Erholung*, das *In-Form-Sein* und die *Selbstregulation* beeinflussten die Ausprägung der maximalen Bewegungsreichweite. Nur wenn man sich körperlich nicht stark beansprucht oder unwohl fühlt bzw. Beschwerden empfindet, dehnt man weit. Das Gefühl der Entspannung, des In-Form-Seins und des Wohlbefindens wirken dabei verstärkend, sodass man höhere Gelenkwinkel und damit verbundene höhere Zugkräfte toleriert.

#### 5.6.8.2.3 Kontrollbedingung

Die Gesamtstichprobe dehnte bei der Kontrollbedingung ohne Beeinflussung durch Erholungs- bzw. Belastungsempfindungen.

### 5.6.8.3 Veränderungen

#### 5.6.8.3.1 Veränderung von der Stressbedingung zum Entspannungseinfluss

Die maximale Bewegungsreichweite verringerte sich bei gleichzeitig abnehmender *emotionaler Beanspruchung*. Die Ausprägung von Ärger, Aggression, Ängsten (s. o.) und Hemmungen war reduziert, somit war offensichtlich nicht genügend leistungsbezogene Motivation vorhanden, bis in die maximale Gelenkstellung zu dehnen. Verglichen mit der umgekehrten U-Funktion nach Yerkes und Dodson (1908) oder der optimalen Zone der Leistung (vgl. Woodman & Hardy, 2001, S. 294) wurde dieser optimale Bereich nicht erreicht und die Folge war eine weniger stark ausgeprägte maximale Bewegungsreichweite.

#### 5.6.8.3.2 Veränderung vom Entspannungseinfluss zur Kontrollbedingung

Die maximal tolerierte Zugkraft nahm zu, weil die *persönliche Verwirklichung* gleichfalls anstieg. Hohe Werte der persönlichen Verwirklichung werden dann erreicht, wenn die Probanden in ihrer sportlichen Tätigkeit aufgehen und Spaß daran haben (Kellmann & Kallus, 2000, S. 15). Sie sind motivierter und tolerieren zum Erreichen des Ziels höhere Zugkräfte.

Die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung nahm ab bei gleichzeitig reduzierter *Übermüdung* und *allgemeiner Beanspruchung*. Durch das Gefühl, kaum übermüdet oder sogar überfordert zu sein, ist die Muskulatur auch weniger stark tonisiert und deshalb werden weniger Aktionspotenziale gebildet. Zusätzlich förderlich war auch der Eindruck wenig beansprucht und damit niedergeschlagen bzw. unausgeglichen zu sein.

Die Muskelaktivität bei konstantem Winkel nahm ab, weil die *emotionale* und *soziale Beanspruchung* sanken und die *soziale Erholung* zunahm. Hierbei wird deutlich, dass gleichzeitig Beanspruchungswerte sanken und Erholungswerte stiegen. Das Gefühl des Ärgers, der Aggression, von Ängsten (s. o.) und Hemmungen sowie die innerliche Anspannung hervorgerufen durch Streit fehlen. Gleichzeitig hohe Angaben über Entspannungsempfindungen vermindern offensichtlich die elektrische Muskelaktivität.

#### 5.6.8.3.3 Veränderung von der Stresseinwirkung zur Kontrollbedingung

Die maximal tolerierte Zugkraft erhöhte sich, da der *erholsame Schlaf* ebenfalls erhöht war. In ausgeschlafenem Zustand sind die Probanden bereit, höhere Zugkräfte zu tolerieren. Vorzeitige unwillkürliche Anspannungen bleiben aus.

Die Zugkraft bei konstantem Winkel nahm ab, weil die *emotionale Beanspruchung* und die *Übermüdung* weniger stark ausgeprägt waren und sowohl die *somatische* als auch die allgemeine *Erholung* anstiegen. Weniger Ärger, Ag-

gression, Ängste (s. o.), Hemmungen und Übermüdung sorgen im Körper für geringere Aktivierung und führen zu Entspannungszuständen bei zusätzlich erhöhtem Wohlbefinden.

### 5.6.9 Veränderung der psychischen Befindlichkeit

**Hypothese 22:** Das aktuelle Wohlbefinden wird durch die jeweiligen Treatments in unterschiedlichem Ausmaß verändert.

Hypothese 22 kann bestätigt werden.

#### 5.6.9.1 Stress

Die *Erregtheit* stieg und die mittlere *Desaktiviertheit* verringerte sich (vgl. Abbildung 68). Entscheidend beim Auslösen von Stress sind die Interpretationsmuster und die Bewertungsprozesse (Lazarus & Launier, 1981, S. 228 und S. 233; Nitsch, 1981b, S. 84; Laux, 1983, S. 484). Da bei der Gesamtstichprobe nur die *Erregtheit* anstieg, bleiben zwei mögliche Ursachen. Einerseits könnten die Sportstudenten emotional so stabil gewesen sein, dass sie ihre Gefühle kontrollieren konnten, die Ernsthaftigkeit der Lage einzuschätzen wussten und somit Entscheidungen ruhig treffen konnten (vgl. Tutko, 1971b, S. 1135). Andererseits war das Stresslevel, wie bereits mehrfach diskutiert, und der Zeitdruck nicht hoch genug um Emotionen wie Ärger, Angst als vorübergehenden Zustand oder ein Gefühl der Hetze auszulösen (Nitsch, 1981b, S. 95). Der Stress fand in einem moderaten Bereich statt, sodass in Anlehnung an die umgekehrt U-förmige Beziehung nach Yerkes & Dodson (1908, zitiert nach Nitsch, 1981b, S. 110) die Leistung dementsprechend hoch war (Tutko, 1971a, S. 932; Jones, 1990, S. 20; Woodman & Hardy, 2001, S. 290).

Die gestiegene *Erregtheit* als Ausdruck erregt, aufgeregt, innerlich gespannt oder angespannt zu sein steht in Einklang mit der unveränderten maximalen Bewegungsreichweite, maximal tolerierten Zugkraft und Muskelaktivität bei maximaler Dehnung (vgl. Janke et al., 1999, S. 5; Tabelle 32).

Zusätzlich spiegelt sich die verringerte *Desaktiviertheit* im EMG-Wert wider. Demnach stellte der Auditive Stroop weder zu viel noch zu wenig Stress bereit (vgl. Nitsch, 1981b, S. 113–114). Jedoch ist in Verbindung mit der kaum gestiegenen Katecholaminantwort anzumerken, dass der Auditive Stroop nicht in der Weise wie gewünscht Stress ausgelöst hat.

#### 5.6.9.2 Entspannung

Wesentlich mehr emotionale Reaktionen löste das Entspannungstreatment aus (vgl. Abbildung 69). Die *Entspanntheit*, die *Zuversicht/Selbstsicherheit*, die *Lebensfreude*, die *hedonistische/hypohedonistische Reaktivität* und insgesamt die *positive Befindlichkeit* stiegen. Demgegenüber sanken die *Erregtheit*, die *Schlechtgestimmtheit*, *Ärger/Aggressionen*, die *Desaktiviertheit* und insgesamt

die *negative Befindlichkeit*. Auffällig ist, dass sich grundsätzlich durch Entspannung die abnehmenden Subtests prozentual stärker veränderten als die ansteigenden. Das Treatment hat somit die von Rathbone (1971b, S. 1003) und Vaitl (1993a, S. 25–27) beschriebenen Reaktionen ausgelöst. Anders als im physischen Bereich, hat das Treatment zumindest im psychischen Bereich erfolgreich gewirkt.

Somit konnten Effekte eines Entspannungstrainings ausgelöst werden, die ihren Ursprung im psychischen Bereich haben (vgl. Zimbardo, 1983, S. 478; Vaitl, 1993a, S. 55–56). Ersichtlich wird dies am gestiegenen Anteil innerlich ruhiger und ausgeglichener, entspannter, gelöster, selbstsicherer und -zufriedener und optimistischer Werte (vgl. Janke et al., 1999, S. 5). Gleichzeitig nahmen Werte ab, die Aufgeregtheit, Spannung, Missstimmung, Übellauligkeit, Aggressivität, Gereiztheit, Energielosigkeit und Müdigkeit zum Ausdruck bringen (vgl. Rathbone, 1971b, S. 1003; Vaitl, 1993a, S. 25–27; Janke et al., 1999, S. 5).

#### 5.6.9.3 Kontrollbedingung

Bei unbeeinflusster Dehnung sanken lediglich insgesamt die *negativen Befindlichkeitszustände*. Somit konnte nachgewiesen werden, dass nicht nur durch komplette Sportstunden, sondern selbst nach einer neutralen Dehneinheit Befindlichkeitsveränderungen stattfinden, die sich in positivere Bereiche verlagern (vgl. Abele & Brehm, 1984, S. 252 und S. 258; Abele & Brehm, 1986, S. 213; Abele et al., 1994, S. 280; Fuchs et al., 1994, S. 67; Rostad & Long, 1996, S. 197; Singer, 2000, S. 324).

Da nach Abele und Brehm (1986, S. 300–301) Sportstunden mit höherer physischer Belastung zu stärkeren Befindlichkeitsveränderungen führen, ist zu schlussfolgern, dass das Dehnen keine ausreichend hohe Belastung dargestellt hat, um vergleichbare Befindlichkeitsveränderungen mit einer Sportstunde zu provozieren. Deshalb war auch nur eine Veränderung nachweisbar. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Steptoe et al. (1989) und Tsutsumi et al. (1998).

Gruppendifferenzen nach dem jeweiligen Nachttest verdeutlichen Unterschiede in positiven bzw. negativen Stimmungsbereichen. Dabei traten die positiven Werte immer nach der *Entspannung* und die negativen nach dem *Stress* auf. Die größten Unterschiede lagen zwischen dem *Stress-* und dem *Entspannungstreatment*, wobei nachweisbare Differenzen eher auf hohe positive Auswirkungen der *Entspannung* als auf negative Wirkungen des Auditiven Stroops zurückzuführen sind. Weitere Unterschiede lagen zwischen dem *Stresstreatment* und der *unbeeinflussten* Dehnung, die bereits einen „Entspannungseffekt“ ausgelöst hat.

## 5.7 Schlussfolgerungen

- Das 10malige Dehnen innerhalb der Vortests führte bereits zu einer hohen Zunahme der Bewegungsreichweite (ca. 82 % des Gesamtzuwachses).
- Das *Entspannungstreatment* führte zu einem weiteren 18%igen Zuwachs der maximalen Bewegungsreichweite. Auch unter *Kontrollbedingungen* nahm sie vermutlich wegen den bereits entspannend wirkenden Rahmenbedingungen (geschlossene Augen, Gehörschutz) vergleichbar zu. Unter *Stresseinfluss* konnte die Bewegungsreichweite nicht gesteigert werden.
- Muskuläre Aktivierungsprozesse in Form der durchgeführten *Stresseinwirkung* beeinflussen die durch Dehnen erhöhte Bewegungsreichweite nicht negativ.
- Der Anstieg der maximal tolerierten Zugkraft und die Abnahme der bei konstantem Winkel gemessenen Zugkraft zeigen, dass eine Zunahme der Gelenkreichweite nicht nur durch eine erhöhte Schmerztoleranz, sondern auch durch Anpassungen des Muskel-Sehnengewebes erzielt wird. Diese Adaptationen sind über eine Dauer von 15 Minuten hinaus nachweisbar und können durch die Treatments sogar noch gesteigert werden.
- Der subjektive Anstrengungsgrad scheint beim Dehnen die Höhe der Beanspruchung differenziert überprüfen zu können.
- Sowohl durch die Muskelaktivität bei maximaler Dehnung als auch durch die Herzfrequenz und die Katecholamine wird deutlich, dass die *Stressintensität* eher gering ausgeprägt war und die Rahmenbedingungen (s. o.) der *Kontrollsituation* bereits einen Entspannungseffekt ausgelöst haben, der durch das imaginative Verfahren nicht weiter gesteigert werden konnte. Im submaximalen Aktivitätsbereich werden Anpassungen von verschiedenen Rezeptoren aber offensichtlich von der *Stressbedingung* überlagert. Die adaptierte Muskelaktivität bleibt ebenfalls über 15 Minuten Dauer hinaus erhalten.
- Das Erreichen möglichst hoher Gelenkwinkel ist unter anderem durch die Toleranz der Versuchsperson gegenüber einem ansteigenden Spannungsgefühl möglich. Die Bereitschaft dazu ist höher, wenn psychische Beanspruchungswerte, ausgedrückt in Ärger, Aggression, Ängsten oder in Anspannungen hervorgerufen durch Auseinandersetzungen, gering sind. Gleichzeitig hohe Erholungswerte als Folge von hoher körperlicher Entspannung und guter Stimmung tragen fördernd dazu bei.

- 
- Im Gegensatz zur rein körperlichen Ebene zeigen das *Stress-* und *Entspannungstreatment* im psychischen Bereich messbare Auswirkungen. Scheinbar war der jeweilige Einfluss zu kurz, um die ausgelösten Empfindungen auf die körperliche Ebene auszuweiten.
  - Die Frauen erreichen höhere Gelenkwinkel als die Männer (um 20 %) bei zudem geringeren Zugkräften beim *entspannten* bzw. *unbeeinflussten* Dehtreatment, was für die insgesamt bessere Beweglichkeit spricht.

## 6 Zusammenfassung und Ausblick

Vor dem Hintergrund bisher nachgewiesener Effekte des Dehnens in Bezug auf die Vergrößerung der Bewegungsreichweite, die Adaptation der Dehnungsspannung und die Veränderung der Muskelaktivität sollten äußere Einflussgrößen auf die Ausprägung der Beweglichkeit untersucht werden. Die Zielsetzung dieser Arbeit war es, die Veränderung von Beweglichkeitsparametern durch unterschiedliche physische und psychische Einwirkungen zu überprüfen.

### Studie I: Vergleich zwischen Eigendehnung und Fremddehnung

In der ersten Untersuchung sollte überprüft werden, inwiefern *eigenständig* durchgeführte singuläre Dehnungen der ischiocruralen Muskulatur einen positiveren Einfluss auf die Beweglichkeit haben als *fremdgesteuertes* Dehnen. Weiterhin sollte untersucht werden, wie viele Dehnungen notwendig sind, um ein „Effektivitätsoptimum“ bezüglich der maximalen Bewegungsreichweite zu erzielen. Zur differenzierten Überprüfung der Beanspruchungsintensität wurde der subjektive Anstrengungsgrad erfasst.

27 Sportstudenten (Alter:  $25 \pm 2$  Jahre; ♂ = 16; ♀ = 11) absolvierten in wöchentlichem Abstand und in randomisierter Reihenfolge 15 maximale Dehnungen durch *direkte* bzw. *indirekte Eigendehnung* oder durch *indirekte Fremddehnung*.

Die *direkte Eigendehnung* provozierte generell die höchsten Gelenkwinkel bei gleichzeitig geringster Muskelaktivität. Durch die beiden *indirekten Verfahren* dehnten die Probanden durchgehend 5 % weniger weit ( $p \leq 0.001$ ) bei gleichzeitig ca. 24 % höherer EMG-Aktivität ( $p \leq 0.05$ ). Die Zugkraft bei konstantem Winkel reduzierte sich bei allen Dehnmethoden gleichermaßen um ca. 21 % ( $p \leq 0.001$ ). Die weiblichen Probanden erzielten eine um 10 % höhere maximale Bewegungsreichweite ( $p \leq 0.05$ ) bei gleichzeitig tendenziell geringeren Zugkräften als die Männer. Der subjektive Anstrengungsgrad (Borg-Skala 6–20) wurde im Durchschnitt mit  $17 \pm 2$  („sehr schwer“) angegeben. Das „Effektivitätsoptimum“ beim Dehnen zum Erreichen der maximalen Bewegungsreichweite lag bei  $10 \pm 1$  Wiederholungen. Durch zusätzliches Dehnen konnte die Beweglichkeit nicht weiter verbessert werden.

Die eigenständige Durchführung der Dehnung (*direkte Eigendehnung*) wirkt sich am günstigsten auf die Ausprägung der Beweglichkeitsparameter aus. Das Gefühl, eine Dehnung von der Handlungsplanung bis zur feedbackbasierten Durchführung selbstständig durchführen zu können, erhöht offensichtlich die Effizienz bei sportpraktischer Anwendung. Für laborexperimentelle Untersuchungen eignet sich trotz der eingeschränkten Regelungsoptionen eher die *indirekte Eigendehnung* auf Grund der exakteren Messmethodik und zumin-

dest eigenständigen Handlungsplanung. Der subjektive Anstrengungsgrad lässt zusätzlich zur Schmerzgrenze eine differenzierte Überprüfung der Beanspruchungsintensität beim Dehnen zu.

## **Studie II: Dehnen innerhalb eines Aufwärmprogramms**

In der zweiten Untersuchung wurde überprüft, inwiefern ein Aufwärmprogramm die Beweglichkeit und die maximale willkürliche Kontraktionskraft beeinflusst.

31 Sportstudenten (Alter:  $24 \pm 3$  Jahre) absolvierten zunächst einen Test zur Bestimmung der maximalen Beweglichkeit und Kontraktionskraft der ischiocruralen Muskulatur. Danach führten sie ein Aufwärmprogramm unter verschiedenen Bedingungen (*allgemeines Aufwärmen auf dem Fahrradergometer*, *Aufwärmen auf dem Fahrradergometer mit anschließendem Dehnen*, *ausschließliches Dehnen ohne vorheriges Aufwärmen* und *Kontrollbedingung*) mit jeweils einwöchigem Abstand und in randomisierter Reihenfolge durch. Nach den jeweiligen Interventionen wurden erneut die Beweglichkeit und die Kontraktionskraft gemessen. Zur Beurteilung der Intensität des allgemeinen Aufwärmens auf dem Fahrradergometer wurde die Herzfrequenz registriert. Auch hier wurde als weiterer Beanspruchungs-Parameter der subjektive Anstrengungsgrad gemessen.

Durch das Treatment *Aufwärmen mit anschließendem Dehnen* verbesserte sich die Bewegungsreichweite um 3 % ( $p \leq 0.001$ ) bei gleichzeitig tendenziell bzw. im Vergleich zum ausschließlichen *Dehnen* um ca. 5 % höherer Zugkraft ( $p \leq 0.01$ ) und unveränderter Muskelaktivität. Durch das *Dehntreatment* vergrößerte sich ebenfalls die Gelenkreichweite um 3 % ( $p \leq 0.001$ ) bei allerdings 7 % geringerer Zugkraft ( $p \leq 0.05$ ) und vergleichbarer EMG-Aktivität. Nach dem *Dehnen* konnte im Nachtest die Zugkraft bei konstantem Winkel um weitere 8 % reduziert werden ( $p \leq 0.05$ ). Reines *Aufwärmen* führte bei allen Parametern zu den geringsten Veränderungen. Lediglich im Nachtest konnte auf Grund des höchsten Ausgangswertes die deutlichste Reduktion der Zugkraft bei konstantem Winkel (14 %) gemessen werden ( $p \leq 0.01$ ). Auch unter der *Kontrollbedingung* stieg die Bewegungsreichweite um 2 % ( $p \leq 0.01$ ) bei gleichbleibender Zugkraft und EMG-Aktivität. Die durch den Vortest um ca. 17 % reduzierte Zugkraft bei konstantem Bezugswinkel ( $p \leq 0.05$ ) blieb über 15 Minuten erhalten. Die maximale willkürliche Kontraktionskraft zeigte weder durch die Treatments noch unter Kontrollbedingungen signifikante Veränderungen. Der subjektive Anstrengungsgrad bei den Beweglichkeitstests wurde im Durchschnitt mit „sehr sehr schwer“ ( $19 \pm 1$ ; Borg-Skala 6–20) angegeben.

Die Beweglichkeit wird am effektivsten durch die Aufwärmmaßnahmen verbessert, die ein Dehnprogramm enthalten (*Aufwärmen und Dehnen* bzw. *Dehnen*). Bei ausschließlichem *Dehnen* fehlt allerdings der aktivierende Einfluss einer allgemeinen Erwärmung. Durch ein reines *Aufwärmen* ohne Dehnen kann die Beweglichkeit nicht wesentlich gesteigert werden. Der subjektive Anstrengungsgrad von  $19 \pm 1$  bestätigt die maximale Beanspruchung bei den Dehnübungen.

### **Studie III: Beeinflussung der Beweglichkeit durch Stresseinwirkung und Entspannung**

In der Studie sollte überprüft werden, inwiefern ein Stress- bzw. Entspannungszustand die Effektivität eines Beweglichkeitstrainings beeinflusst. Zusätzlich sollte untersucht werden, inwieweit ein Zusammenhang zwischen aktuellem Wohlbefinden und der Beweglichkeit besteht bzw. ob Dehnen bei Stress- und Entspannungseinwirkung bzw. unbeeinflusstes Dehnen das aktuelle Wohlbefinden verändert.

21 Sportstudenten (Alter:  $25 \pm 3$  Jahre; ♂ = 13; ♀ = 8) absolvierten nach einem Vortest in randomisierter Reihenfolge und wöchentlichem Abstand wiederholte maximale Dehnungen der ischiocruralen Muskulatur *unbeeinflusst* bzw. bei gleichzeitiger *Stress-* oder *Entspannungseinwirkung*. Zur Operationalisierung des Stress- bzw. Entspannungstreatments wurden die Herzfrequenz und die (Stress-)Hormone Adrenalin und Noradrenalin gemessen. Auch hier wurde zur Überprüfung der Beanspruchungsintensität der subjektive Anstrengungsgrad erfasst.

Der relativ geringe Herzfrequenz- (4 %) und Katecholaminanstieg (Adrenalin 1.4fach, Noradrenalin 1.7fach) im Vergleich zu anderen Studien (bis zu 2.6fach bzw. 3.2fach) deuten daraufhin, dass die *Stressintensität* des Auditiven Stroops eher gering ausgeprägt war und die Rahmenbedingungen der *Kontrollsituation* (Gehörschutz, geschlossene Augen) bereits einen Entspannungseffekt ausgelöst haben, der durch das *Entspannungsverfahren* nicht mehr wesentlich gesteigert werden konnte. *Unbeeinflusst* und unter *Entspannungsbedingungen* fand sich eine vergleichbar günstige Ausgangssituation für ein Beweglichkeitstraining. Dabei stieg die Bewegungsreichweite jeweils um 4 % an ( $p \leq 0.001$ ) bei gleichzeitig um 7 % reduzierter Zugkraft bei konstantem Winkel ( $p \leq 0.001$ ) und der 19 % geringeren Muskelaktivität ( $p \leq 0.05$ ). Unter *Stressbedingungen* konnte der Gelenkwinkel nicht weiter erhöht werden. Auch die übrigen Parameter zeigten nur marginale Veränderungen. Der subjektive Anstrengungsgrad wurde mit  $19 \pm 1$  („sehr sehr schwer“; Borg-Skala 6–20) angegeben. Es konnte ein Zusammenhang zwischen dem aktuellen Wohlbefinden und der Beweglichkeit gefunden werden. Dabei führte ein hohes

Beanspruchungs- und niedriges Erholungsgefühl zu einer geringeren, eine positive Befindlichkeit zu einer gesteigerten Beweglichkeit. Dehnen bei *Entspannungseinwirkung* und *unbeeinflusstes Dehnen* verbesserten das aktuelle Wohlbefinden um 23 bzw. 12 % ( $p \leq 0.05$  bzw.  $p \leq 0.01$ ), Dehnen bei *Stressbedingungen* verschlechterte die Befindlichkeitsitems um 31 % ( $p \leq 0.05$ ). Die Frauen wiesen im Vergleich zu den Männern eine um 20 % ( $p \leq 0.001$ ) höhere Bewegungsreichweite bei tendenziell geringerer Zugkraft und gleicher Muskelaktivität auf.

*Unbeeinflusstes Dehnen* bzw. Dehnen in *entspanntem Zustand* wirken sich gleichermaßen positiv auf die Ausprägung der Beweglichkeit aus. Der subjektive Anstrengungsgrad von  $19 \pm 1$  deutet auf eine maximale Belastung bei den durchgeführten Dehnungen hin. Durch das *Entspannungstreatment* wird die Befindlichkeit am deutlichsten verbessert. Bereits unter moderatem *Stresseinfluss* kann die Beweglichkeit nicht weiter gesteigert werden und das aktuelle Wohlbefinden verschlechtert sich zudem deutlich unter das Ausgangsniveau.

Die wesentlichen Schlussfolgerungen aus den drei Untersuchungen lauten:

- Alle drei Dehnmethoden verbessern die Beweglichkeit gleichermaßen; durch die *direkte* Eigendehnung ist allerdings ein signifikant höheres Beweglichkeitsniveau erreichbar.
- Der subjektive Anstrengungsgrad ist ein geeigneter Parameter, zur differenzierten Überprüfung der Beanspruchungsintensität bei Dehnübungen.
- Bei dynamisch durchgeführten Dehnübungen ist bereits nach 10 maximalen Dehnungen keine weitere nennenswerte Steigerung der Bewegungsreichweite mehr erzielbar.
- Die Beweglichkeit wird vor allem durch die Aufwärmmaßnahmen gesteigert, die ein Dehnprogramm enthalten. Dabei vermindert sich die (isometrische) Maximalkraft nicht. Die (90-sekündige) Pause zwischen Dehnung und Kraftmessung reicht offensichtlich aus, um die in der Literatur beschriebene geringere Kraftentfaltung unmittelbar nach einem Beweglichkeitstraining zu kompensieren.
- Die nach dem Beweglichkeitstraining signifikant reduzierte Dehnungsspannung hat einen Überdauerungseffekt von mindestens 15 Minuten.
- Die Beweglichkeit bleibt während der induzierten *Stresssituation*, wahrscheinlich aufgrund des eher gering ausgeprägten Stresslevels, nahezu unverändert. Durch das *Entspannungstreatment*, aber auch unter *Kontrollbedingungen* verbessert sich die Beweglichkeit signifikant, vermutlich wegen den bereits entspannend wirkenden Rahmenbedingungen (geschlossene Augen, Gehörschutz).

- Die Beweglichkeit ist höher, wenn psychische Beanspruchungswerte, die mit negativer Befindlichkeit assoziiert werden, gering sind. Gleichzeitig sind hohe Erholungswerte, die positive Befindlichkeit ausdrücken, ebenfalls für eine bessere Beweglichkeit verantwortlich.
- Obwohl das *Stresstreatment* nur auf niedrigem Level durchgeführt wurde, verschlechtert sich schon das Wohlbefinden. Sowohl der *Entspannungseinfluss* als auch die Dehnung *ohne zusätzliche Intervention* verbessern die Befindlichkeit.

Weitere Untersuchungen könnten zeigen, inwiefern die hier erhobenen Befunde auf andere Adressatengruppen (z. B. ältere Freizeit- und Gesundheitssportler oder Leistungssportler) übertragbar sind. Das in den bisher durchgeführten Studien lediglich vermutete Auftreten von Ermüdungserscheinungen der Muskulatur durch wiederholtes maximales Dehnen sollte durch elektromyographische Frequenzanalysen überprüft werden.

Als Nebenaspekte wurden in der zweiten Studie die Veränderung der isometrischen Maximalkraft gemessen und das Auftreten von Verletzungen im gesamten Untersuchungszeitraum befragt. Weder die Maximalkraft noch die Verletzungsanfälligkeit wurden im Untersuchungszeitraum von vier Wochen durch die Dehninterventionen negativ beeinflusst. Die zum Teil in der Literatur beschriebenen negativen Auswirkungen des Dehnens wie verringerte Kraftentfaltung bzw. erhöhte Verletzungsanfälligkeit sollten durch exakt dokumentierte Längsschnittstudien mit Kontrollgruppendesign überprüft werden.

Um eine genauere Differenzierung von Stress- und Entspannungszuständen auf ein Beweglichkeitstraining vornehmen zu können, sollten zukünftige Untersuchungen mit intensiverer Stresswirkung und mit ausgiebigem Entspannungstraining durchgeführt werden.

## Literaturverzeichnis

- Abele, A. & Brehm, W. (1984). Befindlichkeits-Veränderungen im Sport. Hypothesen, Modellbildung und empirische Befunde. *Sportwissenschaft*, 14, 252–275.
- Abele, A. & Brehm, W. (1986). Befindlichkeitsveränderungen im Sport. *Sportwissenschaft*, 16, 288–302.
- Abele, A. (1994). Auswirkungen von Wohlbefinden oder: Kann gute Laune schaden? In A. Abele & P. Becker (Hrsg.), *Wohlbefinden. Theorie – Empirie – Diagnostik* (S. 297–325). Weinheim – München: Juventa.
- Abele, A., Brehm, W. & Gall, T. (1994). Sportliche Aktivität und Wohlbefinden. In A. Abele & P. Becker (Hrsg.), *Wohlbefinden. Theorie – Empirie – Diagnostik* (S. 279–296). Weinheim – München: Juventa.
- Abele-Brehm, A. & Brehm, W. (1986). Zur Konzeptualisierung und Messung von Befindlichkeit. *Diagnostica*, 32, 209–228.
- Allmer, H. (1981). Psychologische Aspekte sportlicher Beanspruchung. In J. Nitsch (Hrsg.), *Stress: Theorien, Untersuchungen, Maßnahmen* (S. 503–545). Bern – Stuttgart – Wien: Hans Huber.
- Alway, S. E., Winchester, P. K., Davis, M. E. & Gonyea, W. J. (1989). Regionalized adaptations and muscle fiber proliferation in stretch-induced enlargement. *Journal of Applied Physiology*, 66 (2), 771–781.
- American College of Sports Medicine (ACSM). (1998). The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30 (6), 975–991.
- Anderson, B. (1989). *Stretching*. München: Heyne.
- Anshel, M. H. (1990). Toward validation of a model for coping with acute stress in sport. *International Journal of Sport Psychology*, 21, 58–83.
- Anshel, M. H., Kim, K.-W., Kim, B.-H., Chang, K.-J. & Eom, H.-J. (2001). A model for coping with stressful events in sport: theory, application, and future directions. *International Journal of Sport Psychology*, 32, 43–75.
- Antonio, J. & Gonyea, W. J. (1994). Muscle fiber splitting in stretch-enlarged avian muscle. *Medicine and Science in Sports and exercise*, 26 (8), 973–977.
- Appell, H.-J., Soares, J. M. C., Duarte, J. A. R. (1992). Exercise, muscle damage and fatigue. *Sports Medicine*, 13 (2), 108–115.
- Ashmore, C. R. & Summers, P. J. (1981). Stretch-induced growth in chicken wing muscles: myofibrillar proliferation. *American Journal of Physiology*, 51, C93–C97.
- Atkinson, G., Todd, C., Reilly, T. P. et al. (1999). *Effects of time of day and warm up on cycling time trial*. ECSS Conference; July, 14.–17. 1999 in Rom. Rom: Miligraf.
- Bader-Johansson, C. (2000). *Wie wir uns bewegen – Was uns bewegt*. Stuttgart – New York: Thieme.
- Basmajian, J. V. & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive. Their functions revealed by electromyography* (5. Edition). Baltimore, USA: Williams & Wilkins.
- Bässler, R. (1995). Befindlichkeitsveränderungen durch Sporttreiben. *Sportwissenschaft*, 25 (3), 245–264.
- Bammes, G. (1977). *Die Gestalt des Menschen*. Ravensburg: Otto Maier.

- Barcroft, J. & King, W. O. R. (1909). The effect of temperature on the dissociation curve of blood. *Journal of Physiology*, 39, 374–384.
- Beaulieu, J. E. (1981). Developing a stretching program. *The Physician and Sportsmedicine*, 9 (1), 59–69.
- Becker, P. (1982). *Psychologie der seelischen Gesundheit. Band 1. Theorien, Modelle, Diagnostik*. Göttingen: Hogrefe.
- Becker, P. (1991). Theoretische Grundlagen. In A. Abele & P. Becker (Hrsg.), *Wohlbefinden. Theorie – Empirie – Diagnostik* (S. 13–49). Weinheim: Juventa.
- Beigel, K., Gruner, S. & Gehrke, T. (1993). *Gymnastik – falsch und richtig*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Beneke, R. (1998). Belastungsempfinden nach Borg auch von der Sportart abhängig? In D. Teipel, R. Kemper & D. Heinemann (Hrsg.), *Sportpsychologische Diagnostik, Prognostik, Intervention* (S. 153–157). Köln: bps.
- Beneke, R. & Hütler, M. (1998). Belastungsempfinden nach Borg – Maß der Belastung oder der Beanspruchung? In D. Teipel, R. Kemper & D. Heinemann (Hrsg.), *Sportpsychologische Diagnostik, Prognostik, Intervention* (S. 149–153). Köln: bps.
- Bennett, A. F. (1984). Thermal dependence of muscle function. *American Journal of Physiology*, 247, R217–R229.
- Bergh, U. & Ekblom, B. (1979a). Influence of muscle temperature on maximal muscle strength and power output in human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 107, 33–37.
- Bergh, U. & Ekblom, B. (1979b). Physical performance and peak aerobic power at different body temperatures. *Journal of Applied Physiology*, 46, 885–889.
- Beyer, L. (1994). Zentralnervale Funktionszustände und motorische Steuerung – Eine systemtheoretische Betrachtung unter praktischem Aspekt. In P. Blaser, K. Witte & C. Stucke (Hrsg.), *Steuer- und Regelvorgänge der menschlichen Motorik* (S. 13–37). Sankt Augustin: Academia.
- Bigland-Ritchie, B. (1981). EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. In Ciba Foundation Symposium 82, *Human muscle fatigue: physiological mechanisms* (pp. 130–156). London: Pitman Medical.
- Birbaumer, N. & Schmidt, R. F. (1996). *Biologische Psychologie* (3., komplett überarbeitete Auflage). Berlin – Heidelberg: Springer.
- Bishop, D. (2003). Warm Up II. Performance changes following active warm up and how to structure the warm up. *Sports Medicine*, 33 (7), 483–498.
- Bixler, B. & Jones, R. L. (1992). High-school football injuries: effects of a post-halftime warm-up and stretching routine. *Family Practice Research Journal*, 12, 131–139.
- Blair, S. N., Kohl, H. W. III & Goodyear, N. N. (1987). Relative risks for running and exercise injuries: studies in three populations. *The Research Quarterly*, 58, 221–228.
- Blank, L. B. (1955). Effects of warm-up on speed. *The Athletic Journal*, 35, 10 + 45.
- Blomstrand, E., Bergh, U., Essén-Gustavsson, B. & Ekblom, B. (1984). Influence of low muscle temperature on muscle metabolism during intense dynamic exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 120, 229–236.

- Bloom, G., v. Euler, U. S. & Frankenhaeuser, M (1963). Catecholamine excretion and personality trades in paratroop trainees. *Acta Physiologica Scandinavica*, 58, 77.
- Bochdansky, T. (1994). Die Messung der Muskulatur mittels oberflächlicher EMG-Ableitung: Möglichkeiten und Grenzen. In L. Zichner, M. Engelhardt & J. Freiwald (Hrsg.), *Die Muskulatur. Sensibles, integratives und messbares Organ* (Rheumatologie Orthopädie, 3, S. 59–67). Wehr: Ciba-Geigy.
- Boeckh-Behrens, W.-U. & Buskies, W. (2001). *Fitness-Krafttraining*. Reinbek: Rowohlt.
- Bös, K. (1987). *Handbuch sportmotorischer Tests*. Göttingen: Hogrefe.
- Bös, K., Wydra, G. & Karisch, G. (1992). *Gesundheitsförderung durch Bewegung, Spiel und Sport. Ziele und Methoden des Gesundheitssports in der Klinik* (Beiträge zur Spotmedizin, Band 38). Erlangen: perimed.
- Borg, G. A. V. (1973). Perceived exertion: a note on „history“ and methods. *Medicine and Science in Sports*, 5 (2), 90–93.
- Borms, J. (1984). Importance of flexibility in overall physical fitness. *International Journal of Physical Education*, 21, 15–26.
- Borms, J., van Roy, P., Santens, J.-P. & Haentjens, A. (1987). Optimal duration of static stretching for improvement of coxo-femoral flexibility. *Journal of Sports Sciences*, 5, 39–47.
- Bortz, J. (1999). *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Berlin – Heidelberg – New York: Springer
- Breznitz, S. & Goldberger, L. (1993). Stress Research at a Crossroads. In L. Goldberger & S. Breznitz (Eds.), *Handbook of Stress* (2. Edition) (S. 3–6). New York: The Free Press.
- Brickenkamp, R. (1997). *Handbuch psychologischer und pädagogischer Tests*. Göttingen: Hogrefe.
- Brüderl, L. (Hrsg.) (1988). *Theorien und Methoden der Bewältigungsforschung*. Weinheim – München: Juventa.
- Brunet, M. E., Cook, S. D., Brinker, M. R. & Dickinson, J. A. (1990). A survey of running injuries in 1505 competitive and recreational runners. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 30, 307–315.
- Bull, H.-J. & Bull, C. (1980). Körperliche Beweglichkeit und Leistungsfähigkeit. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 29, 677–684.
- Buroker, K. C. & Schwane, J. A. (1989). Does postexercise static stretching alleviate delayed muscle soreness? *The Physician and Sportsmedicine*, 17 (6), 65–83.
- Burton, D. (1990). Multimodal stress management in sport: current status and future directions. In J. G. Jones & L. Hardy (Eds.), *Stress and performance in sport* (pp. 171–201). Chichester – New York – Brisbane – Toronto – Singapore: John Wiley & Sons.
- Carlile, F. (1956). Effect of preliminary passive warming on swimming performance. *The Research Quarterly*, 27 (2), 143–151.
- Clauß, G. & Ebner, H. (1975). *Grundlagen der Statistik*. Frankfurt am Main: Harri Deutsch.
- Clayton, R. P. (1991). Stress reactivity: hemodynamic adjustments in trained and untrained humans. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (7), 873–881.

- Coe, R. (2000). *What is an "Effect Size"? A guide for users*. [Electronic version, January 2000]. Retrieved May 27, 2003, from <http://www.cem.dur.ac.uk/ebeuk/research/effectsize/ESguide.htm>.
- Coen, B., Urhausen, A., Herrmann, S., Weiler, B. & Kindermann, W. (1996). Belastungsdosierung von Dauerläufen unterschiedlicher Intensität anhand der Parameter Herzfrequenz, Laktat und Katecholamine. *Sportorthopädie – Sporttraumatologie*, 12, 96–101.
- Cohen, G. & Martin, M. (1975). Hemisphere differences in an auditory Stroop test. *Perception and Psychophysics*, 17 (1), 79–83.
- Condon, S. M. & Hutton, R. S. (1987). Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Physical Therapy*, 76 (1), 24–30.
- Cornelius, W. L., Ebrahim, K., Watson, J. & Hill, D. W. (1992). The effects of cold application and modified PNF stretching techniques on hip joint flexibility in college males. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 63, 331–314.
- Cornelius, W. L. & Hinson, M. M. (1980). The relationship between isometric contractions of hip extensors and subsequent flexibility in males. *Journal of Sports Medicine*, 20, 75–80.
- Crews, D. J. & Landers, D. M. (1987). A meta-analytic review of aerobic fitness and reactivity to psychosocial stressors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19 (5), S114–S120.
- Crocker, P. R. E. (1992). Managing stress by competitive athletes: ways of coping. *International Journal of Sport Psychology*, 23, 161–175.
- Da Prada, M. & Zürcher, G. (1976). Simultaneous radioenzymatic determination of plasma and tissue adrenaline, noradrenaline and dopamine within the femtomole range. *Life Science*, 19, 1161–1174.
- Daug, R. (1993). Automatismen und Automatisierung in der menschlichen Motorik. In R. Daug & K. Blischke (Hrsg.), *Aufmerksamkeit und Automatisierung in der Sportmotorik* (S. 32–55) Sankt Augustin: Academia.
- Daug, R. & Blischke, K. (1996). Sportliche Bewegung zwischen Kognition und Motorik. In R. Daug, K. Blischke, F. Marschall & H. Müller (Hrsg.), *Kognition und Motorik* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 73, S. 13–35). Hamburg: Czwalina.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 (2), 135–163.
- de Marées, H. (1989). *Sportphysiologie* (6., völlig überarbeitete Auflage). Köln-Mühlheim: Tropon Werke.
- de Vries, H. A. (1961). Prevention of muscular distress after exercise. *The Research Quarterly*, 32 (2), 177–185.
- de Vries, H. A. (1962). Evaluation of static stretching procedures for improvement of flexibility. *The Research Quarterly*, 33 (2), 222–229.
- de Vries, H. A. (1971). Relaxation. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 296–298). New York: The Macmillan Company.
- de Vries, H. A. (1974). *Physiology of exercise. For physical education and athletics* (2. Auflage). USA: Brown Publishers, College Division.
- de Vries, H. A. (1986). *Physiology of exercise. For physical education and athletics* (4. Auflage). USA: Brown Publishers, College Division.

- de Vries, H. A., Moritani, T., Nagata, A. & Magnussen, K. (1982). The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*, 25 (9), 783–791.
- Dienstbier, R. A. (1991). Behavioral correlates of sympathoadrenal reactivity: the toughness model. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (7), 846–852.
- Dietrich, L., Berthold, F. & Brenke, H. (1985). Muskeldehnung aus sportmethodischer Sicht. *Medizin und Sport*, 25 (2), 52–62.
- Dirx, M., Bouter, L. M. & de Geus, G. H. (1992). Aetiology of handball injuries: a case-control study. *British Journal of Sports Medicine*, 26 (3), 121–124.
- Edwards, R. H. T. (1981). Human muscle function and fatigue. In Ciba Foundation Symposium 82, *Human muscle fatigue: physiological mechanisms* (pp. 1–18). London: Pitman Medical.
- Edwards, T. & Hardy, L. (1996). The interactive effects of intensity and direction of cognitive and somatic anxiety and self-confidence upon performance. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 18, 296–312.
- Ekstrand, J., Gillquist, J. & Liljedahl, S.-O. (1983). Prevention of soccer injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 11, 116–120.
- Ekstrand, J., Gillquist, J., Moller, M., Oberg, B. & Liljedahl, S.-O. (1983). Incidence of soccer injuries and their relation to training and team success. *American Journal of Sports Medicine*, 11, 63–67.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign: Human Kinetics.
- Erickson, H. P. (1997). Enhanced: stretching single protein molecules: Titin is a weird spring [Electronic version]. *Science*, 276, 1090–1092. Retrieved July 09, 2002, from [wysiwyg://23/http://www.sciencema...276/5315/1090?ijkey=qW3aQyEsMcil2](http://www.sciencema...276/5315/1090?ijkey=qW3aQyEsMcil2).
- Ericson, M. O., Nisell, R., Arborelius, U. P. & Ekblom, J. (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 17, 53–61.
- Etnyre, B. R. & Abraham, L. D. (1986). H-Reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 63, 174–179.
- Etnyre, B. R. & Abraham, L. D. (1988). Antagonist muscle activity during stretching: a paradox re-assessed. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20 (3), 285–289.
- Etnyre, B. R. & Lee, E. J. (1987). Comments on Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching Techniques. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 58 (2), 184–188.
- Etnyre, B. R. & Lee, E. J. (1988). Chronic and acute flexibility of men and women using three different stretching techniques. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59 (3), 222–228.
- Evatt, M. L., Wolf, S. L. & Segal, R. L. (1989). Modification of human spinal stretch reflexes: preliminary studies. *Neuroscience Letters*, 105, 350–355.
- Felsten, G. & Wilcox, K. (1993). Relationships between life stress and performance in sports: much theory, but very little data. *Journal of Sport Behavior*, 16 (2), 99–110.

- Feltz, D. L. & Ewing, M. E. (1987). Psychological characteristics of elite young athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19 (5), S98–S105.
- Frankeny, J. R., Holly, R. G. & Ashmore, C. R. (1983). Effects of graded duration of stretch on normal and dystrophic skeletal muscle. *Muscle and Nerve*, 6, 269–277.
- Freiwald, J. (1994). Zu Einschränkungen der Beweglichkeit, deren Ursachen und möglicher Interventionen. In M. Hoster & H.-U. Nepper (Hrsg.), *Dehnen und Mobilisieren* (Waldenburger Trainingstherapie 1993, S. 72–101). Waldenburg: Sport Consult.
- Freiwald, J., Engelhardt, M., Jäger, M., Gnewuch, A., Wiemann, K. & Starischka, S. (1997). Dehnung – genügen die bisherigen Erklärungsmodelle? *Sportverletzung und Sportschaden*, 11, 54–59.
- Freiwald, J., Engelhardt, M., Konrad, P., Jäger, M. & Gnewuch, A. (1999). Dehnen. Neuere Forschungsergebnisse und deren praktische Umsetzung. *Manuelle Medizin*, 37 (1), 3–10.
- Fuchs, R., Hahn, A. & Schwarzer, R. (1994). Effekte sportlicher Aktivität auf Selbstwirksamkeits-Erwartung und Gesundheit in einer streßreichen Lebenssituation. *Sportwissenschaft*, 24 (1), 67–81.
- Fürst, D. O. (1999). Titin, ein molekularer Gigant im quergestreiften Muskel. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (7 + 8), 218–222.
- Gabler, H. (2000). Motivationale Aspekte sportlicher Handlungen. In Gabler, H., J. R. Nitsch & R. Singer, *Einführung in die Sportpsychologie. Teil 1: Grundthemen* (3., erweiterte und überarbeitete Auflage) (Sport und Sportunterricht Band 2, S. 197–245). Schorndorf: Hofmann.
- Gajdosik, R. L. (1991). Effects of static stretching on the maximal length and resistance to passive stretch of short hamstring muscles. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 14 (6), 250–255.
- Gaschler, P. (1994). Entwicklung der Beweglichkeit. In J. Bauer, K. Bös & R. Singer (Hrsg.), *Motorische Entwicklung* (S. 181–190). Schorndorf: Hofmann.
- Glück, S., Schwarz, M., Hoffmann, U. & Wydra, G. (2002a). Bewegungsreichweite, Zugkraft und Muskelaktivität bei eigen- bzw. fremdregulierter Dehnung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (3), 66–71.
- Glück, S., Schwarz, M., Braun, C., Maxeiner, J. & Wydra, G. (2002b). Stress as well as relaxation induced influences during a flexibility training. *International Journal of Sports Medicine*, 23 (Supplement), S. S138–S139.
- Glück, S. & Wydra, G. (2000). Entwicklung und Evaluation eines Dehnungsmessschlittens. In K. Nicol & K. Peikenkamp (Hrsg.), *Apparative Biomechanik – Methodik und Anwendungen* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 115, S. 69–73). Hamburg: Czwalina.
- Godges, J. J., MacRae, H., Longdon, C., Tinberg, C. & MacRae, P. (1989). The effects of two stretching procedures on hip range of motion and gait economy. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 12, 350–357.
- Göhler, K.-D. & Lauterbach, F. (1991). Katecholamine und Leistungsfähigkeit – ein Beitrag zur Individualdiagnostik für Sportschützen. In R. Häcker & H. de Marées (Hrsg.), *Hormonelle Regulation und psychophysische Belastung im Leistungssport* (S. 95–104). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.

- Goldsmith, P. A. & Williams, J. M. (1992). Perceived stressors for football and volleyball officials from three levels. *Journal of Sport Behavior*, 15 (2), 106–118.
- Gollhofer, A. & Schmidtbleicher, D. (1989). Protokoll der Expertendiskussion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In R. Daus, K.-H. Leist & H.-V. Ulmer (Red.), *Motorikforschung aktuell* (DVS-Protokolle, Nr. 35, S. 74–79). Clausthal-Zellerfeld: Greinert.
- Grosser, M. (1977). Gelenksbeweglichkeit und Aufwärmeeffekt. *Leistungssport*, 7 (1), 38–43.
- Gruppe, O. (1982). Wohlbefinden und Bewegung im Sport. In O. Gruppe, *Bewegung, Spiel und Leistung im Sport* (S. 190–208). Schorndorf: Hofmann.
- Guissard, N., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1988). Muscle stretching and motoneuron excitability. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 47–52.
- Haack, C., Ohlendorf, K., Schönthaler, S., Kindermann, W. & Urhausen, A. (2001). Auswirkungen eines allgemeinen Aufwärmens mit und ohne Dehnmaßnahme auf beweglichkeitsrelevante Parameter und Körperkern-temperatur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 52 (Supplement 7–8), S 98.
- Hardy, L. (1985). Improving active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 56 (2), 111–114.
- Hardy, L. (1990). A catastrophe model of performance in sport. In J. G. Jones & L. Hardy (Eds.), *Stress and performance in sport* (pp. 81–106). Chichester – New York – Brisbane – Toronto – Singapore: John Wiley & Sons.
- Hardy, L. & Jones, D. (1986). Dynamic flexibility and proprioceptive neuromuscular facilitation. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 57 (2), 150–153.
- Harre, D. (Red.). (1973). *Trainingslehre* (4., überarbeitete Auflage). Berlin: Sportverlag.
- Hartley-O'Brien, S. J. (1980). Six mobilization exercises for active range of hip flexion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51 (4), 625–635.
- Hartung, E. & Haverkamp, M. (1989). Artefakte bei der Oberflächenmyographie am musculus erector spinae unter Schwingungsbelastung in Sitzhaltung. In R. Daus, K.-H. Leist & H.-V. Ulmer (Red.), *Motorikforschung aktuell* (DVS-Protokolle, Nr. 35, S. 48–57). Clausthal-Zellerfeld: Greinert.
- Hennig, E. & Podzielny, S. (1994). Die Auswirkungen von Dehn- und Aufwärmübungen auf die Vertikalsprungleistung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 45 (6), 253–260.
- Herbert, R. D. & Gabriel, M. (2002). Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *British Medical Journal*, 235, 1–5.
- High, D. M., Howley, E. T. & Franks, B. D. (1989). The effects of static stretching and warm-up on prevention of delayed-onset muscle soreness. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 60 (4), 357–361.
- Hobson, M. L. & Rejeski, W. J. (1993). Does the Dose of Acute Exercise Mediate Psychophysiological Responses to Mental Stress? *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 15, 77–87.

- Holland, G. J. (1968). The physiology of flexibility: a review of the literature. *Kinesiology Review*, 1, 49–62.
- Hollmann, W. & Hettinger, T. (1990). *Sportmedizin. Arbeits- und Trainingsgrundlagen* (3., durchgesehene Auflage). Stuttgart: Schattauer.
- Hollmann, W. & Strüder, H. K. (1995). Ausdauerbeanspruchungen, kurzzeitige Stressbelastungen und Psyche aus sportmedizinischer Sicht. *BSW*, 11 (1/2), 91–108.
- Holly, R. G., Barnett, J. G., Ashmore, C. R., Taylor, R. G. & Molé, P. A. (1980). Stretch-induced growth in chicken wing muscles: a new model of stretch hypertrophy. *Cell Physiology*, 7, C62–C71.
- Holt, L. E., Travis, T. M. & Okita, T. (1970). Comparative study of three stretching techniques. *Perceptual and Motor Skills*, 31, 611–616.
- Hoppeler, H. (1991). Der Muskelkater – Schaden an der Skelettmuskulatur. *Leistungssport*, (3), 5–7.
- Hortobagyi, T., Faludi, J., Tihanyi, J. & Merkely, B. (1985). Effects of intense “stretching”-flexibility training on the mechanical profile of the knee extensors and on the range of motion of the hip joint. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 317–321.
- Hoster, M. (1987). Zur Bedeutung verschiedener Dehntechniken in der Sportpraxis. *Die Lehre der Leichtathletik*, 26 (31), 1523–1526.
- Howell, D. W. (1984). Musculoskeletal profile and incidence of musculoskeletal injuries in lightweight women rowers. *American Journal of Sports Medicine*, 12, 278–282.
- Hubley, C. L., Kozey, J. W. & Stanish, W. D. (1984). The effects of static stretching exercises and stationary cycling on range of motion at the hip joint. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 6, 104–109.
- Huijing, P. A. (1995). Parameter independence and success of skeletal muscle modelling. *Human Movement Science*, 14, 443–486.
- Hutton, R. S. (1994). Neuromuskuläre Grundlagen des Stretchings. In P. V. Komi (Hrsg.), *Kraft und Schnellkraft im Sport* (S. 41–50). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Hutton, R. S., Smith, J. L. & Eldred, E. (1973). Postcontraction sensory discharge from muscle and its source. *Journal of Neurophysiology*, 36, 1090–1103.
- Iles, J. F. (1986). Reciprocal inhibition during agonist and antagonist contraction. *Experimental Brain Research*, 62, 212–214.
- Israel, S. (1995). Gelenkbeweglichkeit als Leistungsvoraussetzung bei Spitzensportlern. *Leistungssport*, 25 (4), 13–15.
- Jackel, B. (2001). Von unsympathischen Attacken auf den Sympathikus. *Praxis der Psychomotorik*, 26 (2), 76–83.
- Jacobs, S. J. & Berson, B. L. (1986). Injuries to runners: a study of entrants to a 10000 meter race. *American Journal of Sports Medicine*, 14, 151–155.
- Janda, V. (1976). *Muskelfunktionsdiagnostik*. Dresden: Theodor Steinkopff.
- Janke, W., Erdmann, G., Hüppe, M. & Debus, G. (1999). *Befindlichkeitsskalisierung anhand von Kategorien und Eigenschaftswörtern (BSKE)*. Handanweisung. Würzburg: Lehrstuhl für Biologische und Klinische Psychologie der Universität Würzburg.
- Joch, W. & Ückert, S. (1999). *Grundlagen des Trainierens* (2. überarbeitete Auflage) (SportSpektrum, Bewegung – Training – Gesundheit, Band 5). Münster: LIT.

- Johannsen, F. & Stallknecht, B. (1993). Training, injuries and infections among elite orienteers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 3, 273–278.
- Johansson, P. H., Lindström, L., Sundelin, G. & Lindström, B. (1999). The effects of preexercise stretching on muscular soreness, tenderness and force loss following heavy eccentric exercise. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 9, 219–225.
- Jones, J. G. (1990). A cognitive perspective on the process underlying the relationship between stress and performance in sport. In J. G. Jones & L. Hardy (Eds.), *Stress and performance in sport* (pp. 17–42). Chichester – New York – Brisbane – Toronto – Singapore: John Wiley & Sons.
- Jones, J. G. & Hardy, L. (1990a). The academic study of stress in sport. In J. G. Jones & L. Hardy (Eds.), *Stress and performance in sport* (pp. 3–16). Chichester – New York – Brisbane – Toronto – Singapore: John Wiley & Sons.
- Jones, J. G. & Hardy, L. (1990b). Stress in sport: experiences of some elite performers. In J. G. Jones & L. Hardy (Eds.), *Stress and performance in sport* (pp. 247–277). Chichester – New York – Brisbane – Toronto – Singapore: John Wiley & Sons.
- Kallus, K. W. (1995). *Der Erholungs-Belastungs-Fragebogen*. Weinheim: PVU.
- Kallus, K. W. & Kellmann, M. (2000). Burnout in athletes and coaches. In Y. Hanin (Ed.), *Emotions in Sport* (pp. 209–230). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H. & Jessell, T. M. (Hrsg.) (1995). *Neurowissenschaften*. Heidelberg: Spektrum.
- Karpovich, P. V. & Hale, C. J. (1956). Effect of warming-up upon physical performance. *Journal of the American Medical Association*, 162, 1117–1119.
- Karvonen, J. (1978). *Warming up and its physiological effects*. Department of Physiology, University of Oulu, Finland.
- Kellermayer, M. S. Z., Smith, S. B., Bustamante, C. & Granzier, H. L. (2001). Mechanical fatigue in repetitively stretched single molecules of Titin [Electronic version]. *Biophysical Journal*, 80 (2), 852–863. Retrieved September 03, 2001, from <http://www.biophysj.org/cgi/content/full/80/2/852>.
- Kellmann, M. (2000). Psychologische Methoden der Erholungs-Beanspruchungs-Diagnostik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51 (7 + 8), 253–258.
- Kellmann, M. & Günther, K.-D. (2000). Changes in stress and recovery in elite rowers during preparation for the Olympic Games. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (3), 676–683.
- Kellmann, M. & Kallus, K. (1999). Mood, recovery-stress state, and regeneration. In M. Lehmann, C. Foster, U. Gastmann, H. Keizer & J. M. Steinacker (Eds.), *Overload, Fatigue, Performance Incompetence, and Regeneration* (pp. 101–117). New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers.
- Kellmann, M. & Kallus, K. W. (2000). *Erholungs-Belastungsfragebogen für Sportler. Manual*. Frankfurt am Main: Swets & Zeitlinger.

- Kellmann, M., Kallus, K. W., Günther, K.D., Lormes, W. & Steinacker, J. M. (1997). Psychologische Betreuung der Junioren-Nationalmannschaft des Deutschen Ruderverbandes. *Psychologie und Sport*, 4 (4), 123–134.
- Kerner, J. A. & D'Amico, J. C. (1983). A statistical analysis of a group of runners. *Journal of the American Podiatry Association*, 73, 160–164.
- Kerr, B. (1971). Stress. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 945–947). New York: The Macmillan Company.
- Keul, J. & Lehmann, M. (1980). Psychophysische Reaktionen bei extremen Belastungen. In A. W. von Eiff (Hrsg.), *Streß. Phänomenologie, Diagnose und Therapie in den verschiedenen Lebensabschnitten* (S. 59–81). Stuttgart – New York: Thieme.
- Kindermann, W. (1987a). Metabolismus und hormonelles Verhalten bei aerober und anaerober Muskelarbeit. In H. Rieckert (Hrsg.), *Sportmedizin – Kursbestimmung* (S. 741–756). Berlin – Heidelberg: Springer.
- Kindermann, W. (1987b). Ergometrie-Empfehlungen für die ärztliche Praxis. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 38 (6), 244–268.
- Kindermann, W., Schnabel, A., Schmitt, W. M., Biro, G., Cassens, J. & Weber, F. (1982a). Catecholamines, Growth Hormone, Cortisol, Insulin, and Sex Hormones in Anaerobic and Aerobic Exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 49, 389–399.
- Kindermann, W., Schnabel, A., Schmitt, W. M., Biro, G. & Hippchen, M. (1982b). Catecholamine, STH, Cortisol, Glucagon, Insulin und Sexualhormone bei körperlicher Belastung und Beta<sub>1</sub>-Blockade. *Klinische Wochenschrift*, 60, 505–512.
- Klee, A. (2001). *Methoden und Wirkungen des Dehnungstrainings. Die Ruhespannungs-Dehnungskurve – ihre Erhebung beim M. rectus femoris und ihre Veränderung im Rahmen kurzfristiger Treatments*. Habilitationsschrift. Bergische Universität Gesamthochschule Wuppertal. Fachbereich 3, Erziehungswissenschaften, Betriebseinheit Sportwissenschaft und Allgemeiner Hochschulsport.
- Klee, A., Jöllenbeck, T. & Wiemann, K. (2000). Messstation zur Erfassung des Dehnungswiderstandes und der Viskosität der ischiocruralen Muskeln und des M. rectus femoris – ein Vergleich. In K. Nicol & K. Peikenkamp (Hrsg.), *Apparative Biomechanik – Methodik und Anwendungen* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 115, S. 299–303). Hamburg: Czwalina.
- Klee, A. & Wiemann, K. (2000). Der Einfluss von Flüssigkeitsverschiebungen auf die Bestimmung muskulärer Dehnungsparameter. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51 (6), 205–210.
- Klee, A., Wiemann, K. & Jöllenbeck, T. (1999). Messstation zur Erfassung des Dehnungswiderstandes, der Viskosität sowie dynamischer und statischer Kraftparameter in vivo. In J. Wiemeyer (Hrsg.), *Forschungsmethodologische Aspekte von Bewegung, Motorik und Training im Sport* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 105, S. 249–254). Hamburg: Czwalina.
- Klinke, R. & Silbernagel, S. (Hrsg.) (1994). *Lehrbuch der Physiologie*. Stuttgart: Thieme.
- Knebel, K.-P. (1985). *Funktionsgymnastik*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Knight, K. L. & Londeree, B. R. (1980). Comparison of blood flow in the ankle of uninjured subjects during therapeutic applications of heat, cold,

- and exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12 (1), 76–80.
- Knobloch, J. (1979). Psychologischer Streß in der Vorwettkampfphase. In H. Gabler, H. Eberspächer, E. Hahn, J. Kern & G. Schilling (Hrsg.), *Praxis der Psychologie im Leistungssport* (Schriftenreihe des Bundesausschusses zur Förderung des Leistungssports, Trainerbibliothek, Band 19, S. 312–328). Berlin: Bartels & Wernitz.
- Konczak, J. (1996). Benutzt das Gehirn "Motorische Programme" zur Steuerung von Bewegung? In R. Daus, K. Blischke, F. Marschall & H. Müller (Hrsg.), *Kognition und Motorik* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 73, S. 37–51). Hamburg: Czwalina
- Konrad, P. & Freiwald, J. (1997). Einführung in das kinesiologische EMG. In H. Binkowski, M. Hoster & H. U. Nepper (Hrsg.), *Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten orthopädischen und traumatologischen Rehabilitation* (Waldenburger Trainingstherapie 1997, S. 138–161). Waldenburg: Sport Consult.
- Kopell, H. P. (1962). The warm-up and autogenous injury. *New York State Journal of Medicine*, 62, 3255–3258.
- Kornblum, C. (1994). Die Dehnung. Zwischen Beweglichkeit und führungsloser Flexibilität. *Condition*, (10 + 11), 38–41.
- Krogh-Lund, C. & Jørgensen, K. (1992). Modification of myo-electric power spectrum in fatigue from 15 % maximal voluntary contraction of human elbow flexor muscles, to limit of endurance: reflection of conduction velocity variation and/or centrally mediated mechanisms? *European Journal of Applied Physiology*, 64, 359–370.
- Krohne, H. W. & Hindel, C. (1992). Stressbewältigung und sportlicher Erfolg. *Sportpsychologie*, 6 (3), 5–11.
- Kubitz, K. A. & Landers, D. M. (1993). The Effects of Aerobic Training on Cardiovascular Responses to Mental Stress: An Examination of Underlying Mechanisms. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 15, 326–337.
- Künemeyer, J. & Schmidtbleicher, D. (1997). Die rhythmische neuromuskuläre Stimulation (RNS). *Leistungssport*, 27 (2), 39–50.
- Langer, H., Fiedler, H., Bahn, A., Göhler, K.-D. & Schäker, W. (1991). Zur Erfassung und Einordnung psychophysischer Belastungskomponenten im Trainings- und Leistungsprozeß. In R. Häcker & H. de Marées (Hrsg.), *Hormonelle Regulation und psychophysische Belastung im Leistungssport* (S. 87–94). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Laun, U., Haber, P. & Bieglmayer, C. (1996). Die Stressbelastung beim Wettkampfschach und die Frage ihrer Beeinflussung durch die maximale aerobe Kapazität. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, (47) 10, 524–528.
- Laurig, W. (1983). Elektromyographie. In K. Willimczik (Hrsg.), *Forschungsmethoden in der Sportwissenschaft. Grundkurs Datenerhebung 1* (S. 67–94). Bad Homburg: Limpert.
- Laux, L. (1983). Psychologische Stresskonzeptionen. In H. Thomae (Hrsg.), *Enzyklopädie der Psychologie. Themenbereich C Theorie und Forschung. Serie IV Motivation und Emotion. Band 1 Theorien und Formen der Motivation* (S. 453–535). Göttingen – Toronto – Zürich: Hogrefe.
- Lazarus, R. S. & Launier, R. (1978). Stress-related transactions between person and environment. In L. A. Pervin & M. Lewis (Eds.), *Perspectives in international psychology*. New York: Plenum.

- Lazarus, R. S. & Launier, R. (1981). Streßbezogene Transaktionen zwischen Person und Umwelt. In J. Nitsch (Hrsg.), *Stress: Theorien, Untersuchungen, Maßnahmen* (S. 213–259). Bern – Stuttgart – Wien: Hans Huber.
- Lehmann, J. F., Masock, A. J., Warren, C. G. & Koblanski, J. N. (1970). Effect of therapeutic temperatures on tendon extensibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51, 481–487.
- Lehmann, M., Keul, J., Da Prada, M. & Kindermann, W. (1980a). Plasmakatecholamine, Glucose, Lactat und Sauerstoffaufnahme-fähigkeit von Kindern bei aeroben und anaeroben Belastungen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 31 (8), 230–236.
- Lehmann, M., Keul, J., Schmid, P., Kindermann, W. & Huber, G. (1980b). Plasmakatecholamine, Glucose, Lactat sowie aerobe und anaerobe Kapazität bei Jugendlichen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 31 (10), 287–295.
- Leivseth, G. (1990). Wirkung der passiven Muskeldehnung bei Osteoarthritis der Hüfte. *Krankengymnastik*, 42 (1), 6–11.
- Lightfoot, J. T., Char, D., McDermott, J. & Goya, C. (1997). Immediate post-exercise massage does not attenuate delayed onset muscle soreness. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 11, 119–124.
- Lindsay, P. H. & Norman, D. A. (1981). *Einführung in die Psychologie. Informationsaufnahme und -verarbeitung beim Menschen* (2. Auflage). Berlin – Heidelberg – New York: Springer.
- Linke, W. A. & Granzier, H. (1998). A spring tale: new facts on Titin elasticity [Electronic version]. *Biophysical Journal*, 75 (6), 2613–2614. Retrieved September 03, 2001, from <http://www.biophysj.org/cgi/content/full/75/6/2613?ijkey=H8uAsdcySBKYk>.
- Linke, W. A., Labeit, S. & Rüegg, J. C. (1998a). Auf den Spuren molekularer Federn. Genetische und mechanische Analyse des Muskelproteins Titin. *Physiologie: Forschung/Lehre/Öffentlichkeit*, (10), 13–17.
- Linke, W. A., Ivemeyer, M., Mundel, P., Stockmeier, M. R. & Kolmerer, B. (1998b). Nature of PEVK-titin elasticity in skeletal muscle [Elektronic version]. *Proceedings of the National Academy of Sciences Online*, 95 (14), 8052–8057. Retrieved September 03, 2001, from <http://www.pnas.org/cgi/content/a...ct/95/14/8052?ijkey=IgmUz6/IgiMI>.
- Lotter, W. S. (1959). Effects of fatigue and warm-up on speed of arm movements. *The Research Quarterly*, 30 (1), 57–65.
- Lucas, R. C. & Koslow, R. (1984). Comparative study of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques on flexibility. *Perceptual and Motor Skills*, 58, 615–618.
- Macera, C. A., Pate, R. P., Powell, K. E., Jackson, K. L., Kendrick, J. S. & Craven, T. E. (1989). Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Archives of Internal Medicine*, 149, 2565–2568.
- Madden, C. C., Summers, J. J. & Brown, D. F. (1990). The influence of perceived stress on coping with competitive basketball. *International Journal of Sport Psychology*, 21, 21–35.
- Madding, S. W., Wong, J. G., Hallum, A. & Medeiros, J. M. (1987). Effect of duration of passive stretch on hip abduction range of motion. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 8 (8), 409–416.
- Maehl, O. (1986). *Beweglichkeitstraining*. Ahrensburg: Czwalina.

- Magill, R. A. (1993). *Motor Learning. Concepts and Applications* (4. Edition). Wisconsin – Indiana – Australia – England: Brown & Benchmark Publishers.
- Magnusson, S. P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretching. A review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 8, 65–77.
- Magnusson, S. P., Aagaard, P. & Nielson, J. J. (2000). Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 1160–1164.
- Magnusson, S. P., Aagard, P., Simonsen, E. & Bojsen-Møller, F. (1998). A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 19, 310–316.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Mc Hugh, M. P. & Kjaer, M. (1996). Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77 (4), 373–378.
- Manz, H. M., Stegmann, H., Weiler, B. & Kindermann, W. (1984). Verhalten der Plasmakatecholamine bei Ausdauerbelastungen unterschiedlicher Intensität. In D. Jeschke (Hrsg.), *Stellenwert der Sportmedizin in Medizin und Sportwissenschaft* (S. 153–157). Berlin – Heidelberg – New York – Tokyo: Springer.
- Mark, R. F., Coquery, J.-M. & Paillard, J. (1968). Autogenic reflex effects of slow or steady stretch of the calf muscles in man. *Experimental Brain Research*, 6, 130–145.
- Markmann, M. (1998). Beweglichkeitstraining – Dehnungstechniken. *Maglingen*, 55 (4), 9–10.
- Marschall, F. (1999). Wie beeinflussen unterschiedliche Dehnintensitäten kurzfristig die Veränderung der Bewegungsreichweite? *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (1), 5–9.
- Martin, B. J., Robinson, S., Wiegman, D. L. & Aulick, L. H. (1975). Effect of warm-up on metabolic responses to strenuous exercise. *Medicine and Science in Sports*, 7, 146–149.
- Massey, B. H., Johnson, W. R. & Kramer, G. F. (1961). Effect of warm-up exercise upon muscular performance using hypnosis to control the psychological variable. *The Research Quarterly of the American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 32, 63–71.
- Masterovoj, L. I. (1969). Die zweckmäßige Intensität der Aufwärmung. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 20 (6), 538–541.
- Mathews, D. K. & Snyder, H. A. (1959). Effect of warm-up on the 440-yard dash. *The Research Quarterly*, 30 (4), 446–451.
- Maxeiner, J. (1989). *Wahrnehmung, Gedächtnis und Aufmerksamkeit im Sport* (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, Band 95). Schorndorf: Hofmann.
- Maxeiner, J., Pitsch, W. & Schwinn, M. (1996). *Informationsverarbeitung im Sport*. Göttingen: Hogrefe.
- Mayring, P. (1991). *Psychologie des Glücks*. Stuttgart: Kohlhammer.
- Mayring, P. (1994). Die Erfassung subjektiven Wohlbefindens. In A. Abele & P. Becker (Hrsg.), *Wohlbefinden. Theorie – Empirie – Diagnostik* (S. 51–70). Weinheim – München: Juventa.

- Mazzeo, R. S. (1991). Catecholamine responses to acute and chronic exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23 (7), 839–854.
- Mc Ginnis, P. (1999). *Biomechanics of Sport and Exercise*. USA: Human Kinetics.
- Mc Glynn, G. H., Laughlin, N. T. & Rowe, V. (1979). Effect of electromyographic feedback and static stretching on artificially induced muscle soreness. *American Journal of Physical Medicine*, 58, 139–148.
- Mc Hugh, M. P., Kremenec, I. J., Fox, M. B. & Gleim, G. W. (1998). The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30 (6), 928–932.
- Mc Hugh, M. P., Magnusson, S. P., Gleim, G. W. & Nicholas, J. A. (1992). Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (12), 1375–1382.
- Mechau, D. (2001). *EEG im Sport. Kortikale Aktivität im topographischen EEG durch sportliche Beanspruchung* (Forum Sportwissenschaft, Band 6). Schorndorf: Hofmann.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1987). *Bewegungslehre – Sportmotorik* (8., stark überarbeitete Auflage). Berlin: Volk und Wissen.
- Michael, E., Skubic, V. & Rochelle, R. (1957). Effect of warm-up on softball throw for distance. *The Research Quarterly*, 28 (4), 357–363.
- Minajeva, A., Kulke, M., Fernandez, J. M. & Linke, W. A. (2001). Unfolding of Titin domains explains the viscoelastic behavior of skeletal myofibrils [Elektronik version]. *Biophysical Journal*, 80 (3), 1442–1451. Retrieved September 03, 2001, from <http://www.biophysj.org/cgi/content/full/80/3/1442>.
- Mohr, K. J., Pink, M. M., Elsner, C. & Kvitne, R. S. (1998). Electromyographic investigation of stretching: the effect of warm-up. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 8, 215–220.
- Moore, M. A. & Hutton, R. (1980). Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12 (5), 322–329.
- Morehouse, L. E. (1971). Tension. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 930–931). New York: The Macmillan Company.
- Moritani, T., Nagata, A. & Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14 (3), 198–202.
- Müller, E. P. (2000). *Entspannungstraining in der Rehabilitation. Grundlagen und Anwendung der gezielten Selbstentspannung*. Balingen: Spitta.
- Neumann, O. (1996). Kognition und Sensumotorik. In R. Dauter, K. Blichke, F. Marschall & H. Müller (Hrsg.), *Kognition und Motorik* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 73, S. 53–68). Hamburg: Czwalina
- Nitsch, J. (1981a). Vorwort. In J. Nitsch (Hrsg.), *Stress: Theorien, Untersuchungen, Maßnahmen* (S. 15–25). Bern – Stuttgart – Wien: Hans Huber.
- Nitsch, J. (1981b). Stresstheoretische Modellvorstellungen. In J. Nitsch (Hrsg.), *Stress: Theorien, Untersuchungen, Maßnahmen* (S. 52–141). Bern – Stuttgart – Wien: Hans Huber.
- Nitsch, J. (1986). Zur handlungstheoretischen Grundlegung der Sportpsychologie. In H. Gabler, J. R. Nitsch & R. Singer, *Einführung in die Sport-*

- psychologie. Teil 1: Grundthemen* (3., erweiterte und überarbeitete Auflage) (Sport und Sportunterricht, Band 2, S. 188–290). Schorndorf: Hofmann.
- Nitsch, J. R. (1990). Stress. Krankmacher oder Lebenselixier? *Herz Sport und Gesundheit*, 7 (3), 6–7.
- Nitsch, J. R. (1996). Intention und Handlungsregulation. In R. Daus, K. Blischke, F. Marschall & H. Müller (Hrsg.), *Kognition und Motorik* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 73, S. 69–86). Hamburg: Czwalina.
- Nitsch, J. R. (2000). Handlungstheoretische Grundlagen der Sportpsychologie. In Gabler, H., J. R. Nitsch & R. Singer, *Einführung in die Sportpsychologie. Teil 1: Grundthemen* (3., erweiterte und überarbeitete Auflage) (Sport und Sportunterricht, Band 2, S. 43–164). Schorndorf: Hofmann.
- Nöcker, J. (1980). *Physiologie der Leibesübungen* (4. Auflage). Stuttgart: Enke.
- Noth, J. (1989). Physiologische Grundlagen der Entstehung elektromyographisch ableitbarer Spannungen. In R. Daus, K.-H. Leist & H.-V. Ulmer (Red.), *Motorikforschung aktuell* (DVS-Protokolle, Nr. 35, S. 7–20). Clausthal-Zellerfeld: Greinert.
- Nowacki, P. E. (1980). Neue Aspekte der körpergewichtsbezogenen Fahrrad- und Laufbandergometrie für den Leistungs-, Breiten- und Rehabilitationssport. In W. Kindermann & W. Hort (Hrsg.), *Sportmedizin für den Breiten- und Leistungssport*. (Berichtsband Deutscher Sportärztekongress Saarbrücken 16.10–19.10 1980, S. 255–267). Gräfelfing: Demeter.
- Ohlendorf, K., Schönthaler, S. R., Ott, H., Meyer, T., Kindermann, W. & Schmidtbleicher, D. (1999). Effektive Gestaltung passiv-statischer Muskeldehnung: Optimale Dehnhäufigkeit. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (Sonderheft), 108.
- O’Neil, R. (1976). Prevention of hamstring and groin strain. *Athletic Training*, 11 (1), 27–31.
- Osolin, N. (1954). *Das Training des Leichtathleten* (2. Auflage). Berlin: Sportverlag.
- Osternig, L. R., Robertson, R. N., Troxel, R. K. & Hansen, P. (1987). Muscle activation during proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *American Journal of Physical Medicine*, 66 (5), 298–307.
- Osternig, L. R., Robertson, R. N., Troxel, R. K. & Hansen, P. (1990). Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22 (1), 106–111.
- Pacheo, B. A. (1957). Improvement in jumping performance due to preliminary exercise. *The Research Quarterly*, 28 (1), 55–63.
- Pacheo, B. A. (1959). Effectiveness of warm-up exercise in junior high school girls. *The Research Quarterly*, 30 (2), 202–213.
- Pechtl, V. (1986). Grundlagen und Methodik zur Entwicklung der Beweglichkeit. In D. Harre (Red.), *Trainingslehre: Einführung in die Theorie und Methodik des sportlichen Trainings* (10. überarbeitete Auflage) (S. 180–186). Berlin: Sportverlag.
- Petermann, F. & Kusch, M. (1993). Imaginative Verfahren. In D. Vaitl & F. Petermann, *Handbuch der Entspannungsverfahren. Band 1: Grundlagen und Methoden* (S. 217–244). Weinheim: Psychologie-Verlags Union.

- Peterson, L. & Renström, P. (1987). *Verletzungen im Sport* (2. völlig neu bearbeitete Auflage). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Pivarnik, J. M., Grafner, T. R. & Elkins, E. S. (1988). Metabolic, thermoregulatory, and psychophysiological responses during arm and leg exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20 (1), 1–5.
- Pollmann, D. (1993). *Muskuläre Beanspruchung im Mikrozyklus des Krafttrainings. Eine elektromyographische Analyse dynamischer und isometrischer Krafttrainingsformen* (Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, 8, 1993). Witterschlick: Wehle.
- Pope, R. P., Herbert, R. D. & Kirwan, J. D. (1998). Effects of ankle dorsiflexion range and pre-exercise calf muscle stretching on injury risk in army recruits. *Australian Journal of Physiotherapy*, 44, 165–177.
- Pope, R. P., Herbert, R. D., Kirwan, J. D. & Graham, B. J. (2000). A randomized trial of preexercise stretching for prevention of lower-limb injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (2), 271–277.
- Prentice, W. E. (1982). An electromyographic analysis of the effectiveness of heat or cold and stretching for inducing relaxation in injured muscle. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 3, 133–140.
- Prentice, W. E. (1983). A comparison of static stretching and PNF stretching for improving hip joint flexibility. *Athletic Training*, 18, 56–59.
- Pschyrembel (1990). *Klinisches Wörterbuch* (256., neu bearbeitete Auflage). Berlin – New York: Walter de Gruyter.
- Quenzer, E. & Nepper, H.-U. (1997). *Funktionelle Gymnastik. Grundlagen – Methoden – Übungen*. Wiesbaden: Limpert.
- Raab, D. M., Agre, J. C., McAdam, M. & Smith, E. L. (1988). Light resistance and stretching exercise in elderly women: effect upon flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 268–272.
- Rasumow, S. A. (1982). Phänomenologie und einige physiologische Mechanismen der Ausbildung des emotionalen Streß bei Sportlern. In Autorenkollektiv des Lehrstuhls für Physiologie am Staatlichen Zentralinstitut für Körperkultur und Sport „P. F. Lesgaft“, Leningrad, *Anpassungsmechanismen an körperliche Belastung* (Sportmedizinische Schriftenreihe, Band 20, S. 119–146). Leipzig: Barth.
- Rathbone, J. L. (1971a). Relaxation. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 75–77). New York: The Macmillan Company.
- Rathbone, J. L. (1971b). Relaxation. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (p. 1003). New York: The Macmillan Company.
- Rathbone, J. L. (1971c). Relaxation. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 1140–1141). New York: The Macmillan Company.
- Rathbone, J. L. (1971d). Relaxation. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 1201–1202). New York: The Macmillan Company.
- Rathbone, J. L. (1971e). Relaxation. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 1312–1313). New York: The Macmillan Company.
- Reichel, H. (1960). *Muskelphysiologie*. Heidelberg: Springer.
- Rejeski, W. J., Gregg, E., Thompson, A. & Berry, M. (1991). The Effects of Varying Doses of Acute Aerobic Exercise on Psychophysiological Stress

- Responses in Highly Trained Cyclists. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 13, 188–199.
- Reuter, I., Engelhardt, M. & Freiwald, J. (1994a). Steuerung der Muskulatur durch sensorische Rückmeldung. *TW Sport und Medizin*, 6 (3), 181–184.
- Reuter, I., Engelhardt, M. & Freiwald, J. (1994b). Sensorische Rückmeldung aus arthronalen Systemen als Steuerungsvoraussetzung der Muskulatur. In L. Zichner, M. Engelhardt & J. Freiwald (Hrsg.), *Die Muskulatur. Sensibles, integratives und messbares Organ* (Rheumatologie Orthopädie, 3, S. 41–52). Wehr: CIBA-GEIGY.
- Richards, D. K. (1968). A two-factor theory of the warm-up effect in jumping performance. *The Research Quarterly*, 39 (3), 668–673.
- Rief, M., Gautel, M., Oesterhelt, F., Fernandez, J. M. & Gaub, H. E. (1997). Reversible unfolding of individual Titin immunoglobulin domains by AFM [Electronic version]. *Science*, 276, 1109–1112. Retrieved July 09, 2002, from [wysiwyg://8http://www.sciencemag...276/5315/1109?ijkey=uprZNM0QwOSz2](http://www.sciencemag...276/5315/1109?ijkey=uprZNM0QwOSz2).
- Rief, M., Gautel, M., Schemmel, A. & Gaub, H. E. (1998). The mechanical stability of immunoglobulin and fibronectin III domains in the muscle protein Titin measured by Atomic Force Microscopy [Electronic version]. *Biophysical Journal*, 75 (6), 3008–3014. Retrieved September 03, 2001, from <http://www.biophysj.org/cgi/content/full/75/6/3008>.
- Robergs, R. A., Pascoe, D. D., Costill, D. L., Chwalbinska-Moneta, J., Davis, J. A. & Hickner, R. (1991). Effects of warm-up on muscle glycogenolysis during intense exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (1), 37–43.
- Robertson, R. J. (2001a). Exercise Testing and Prescription Using RPE as a Criterion Variable. *International Journal of Sport Psychology*, 32, 177–188.
- Robertson, R. J. (2001b). Development of the Perceived Exertion Knowledge Base: An Interdisciplinary Process. *International Journal of Sport Psychology*, 32, 189–196.
- Rochelle, R. H., Skubic, V. & Michael, E. D. (1960). Performance as affected by incentive and preliminary warm-up. *The Research Quarterly*, 31 (3), 499–504.
- Rodenburg, J. B., Steenbeek, D., Schiereck, P. & Bär, P. R. (1994). Warm-up, stretching and massage diminish harmful effects of eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 15, 414–419.
- Rohen, J. W. & Lütjen-Drecoll, E. (2001). *Funktionelle Anatomie des Menschen*. Stuttgart: Schattauer.
- Roman, W. J. & Alway, E. (1995). Stretch-induced transformations in myosin expression of quail anterior latissimus dorsi muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27 (11), 1494–1499.
- Rosenbaum, D. & Hennig, E. M. (1997). Veränderung der Reaktionszeit und Explosivkraftentfaltung nach einem passiven Stretchingprogramm und 10minütigem Aufwärmen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 48 (3), 95–99.
- Rostad, F. G. & Long, B. C. (1996). Exercise as a coping strategy for stress: a review. *International Journal of Sports Psychology*, 27, 197–222.
- Rüegg, J. C. (1995). Muskel. In R. F. Schmidt & G. Thews, (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (26. vollständig überarbeitete Aufl.) (S. 67–87). Berlin: Springer.

- Rupp, S. & Kuppig, R. (1995). Muskeldehnbarkeit und Verletzungshäufigkeit im Fußballsport. Prospektive Untersuchung über eine Saison. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 46 (2), 127–132.
- Sady, S. P., Wortman, M. & Blanke, D. (1982). Flexibility training: ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 63, 261–263.
- Saltin, B., Gagge, A. P. & Stolwijk, J. A. J. (1968). Muscle temperature during submaximal exercise in man. *Journal of Applied Physiology*, 25 (6), 679–688.
- Sapega, A. A., Quedenfeld, T. C., Moyer, R. A. & Butler, R. A. (1981). Biophysical factors in range-of-motion exercise. *The Physician and Sportsmedicine*, 9 (12), 57–65.
- Saxton, J. M., Clarkson, P. M., James, R., Miles, M., Westerfer, M., Clark, S. & Donnelly, A. E. (1995). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27 (8), 1185–1193.
- Scanlan, T. K., Stein, G. L. & Ravizza, K. (1991). An in-depth study of former elite figure skaters: 3. Sources of stress. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 13, 102–120.
- Schedlowski, M. (1994). *Streß, Hormone und zelluläre Immunfunktionen*. Heidelberg: Spektrum.
- Schilling, B. K. & Stone, M. H. (2000). Stretching: acute effects on strength and power performance. *Strength and Conditioning Journal*, 22 (1), 44–47.
- Schlicht, W., Meyer, N. & Janssen, J.-P. (1990). „Ich will mein Rennen laufen.“ Bewältigung belastender Ereignisse im Triathlon – eine Pilotstudie. *Sportpsychologie*, 4 (2), 5–9.
- Schmidt, H. C. & Schaible, H.-G. (2000). *Neuro- und Sinnesphysiologie* (4., überarbeitete und aktualisierte Auflage). Berlin: Springer.
- Schnabel, G., Harre, D. & Borde, A. (Hrsg.). (1994). *Trainingswissenschaft. Leistung – Training – Wettkampf* (1. Auflage). Berlin: Sportverlag.
- Schneider, K. & Wydra, G. (2001). Auswirkungen unterschiedlicher Entspannungsverfahren auf die Veränderung der Befindlichkeit. *Gesundheits-sport und Sporttherapie*, 17, 10–15.
- Schober, H., Kraft, W., Wittekopf, G. & Schmidt, H. (1990). Beitrag zum Einfluß verschiedener Dehnungsformen auf das muskuläre Entspannungsverhalten des M. quadriceps femoris. *Medizin und Sport*, 30 (3), 88–91.
- Schönthaler, S. R. & Ohlendorf, K. (2002). *Biomechanische und neurophysiologische Veränderungen nach ein- und mehrfachseriellem passiv-statischem Beweglichkeitstraining* (Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, 3, 2002). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Schönthaler, S. R., Ohlendorf, K., Ott, H., Meyer, T., Kindermann, W. & Schmidtbleicher, D. (1998). Biomechanische und neurophysiologische Parameter zur Erfassung der Dehnbarkeit von Muskel-Sehnen-Einheiten. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 49 (8), 223–230.
- Schönthaler, S. R., Ohlendorf, K., Ott, H., Meyer, T., Kindermann, W. & Schmidtbleicher, D. (1999). Effektive Gestaltung passiv-statischer Muskeldehnung: Optimale Dehndauer. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (Sonderheft), 108.

- Schönthaler, S. R., Ott, H., Schwarz, M., Schwarz, L. & Kindermann, W. (1996). Effects of different stretching methods on the maximum range of motion (ROM). *International Journal of Sports Medicine*, 17, S74.
- Schwab, R. (1993). Durch Stretching beweglicher – Beweglichkeitsschulung am Beispiel der Stretching-Methode. *Sport Praxis*, 34 (6), 3–5.
- Schwarz, L. & Kindermann, W. (1989).  $\beta$ -Endorphin, Catecholamines, and Cortisol during exhaustive endurance exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 10, 324–328.
- Schwarz, L. & Schwarz, M. (2003). *Herz-Kreislauf-Training. Bewegungsprogramme zur Vorsorge und Behandlung von Herz- und Gefäßerkrankungen* (aktiv und gesund). München: blv.
- Schwarz, M. (2001). *Walking als Ausdauertrainingsform im Freizeit- und Gesundheitssport*. Dissertation. Sportwissenschaftliches Institut der Universität des Saarlandes.
- Schwarzer, R. (2000). *Streß, Angst und Handlungsregulation* (4., überarbeitete Auflage). Stuttgart – Berlin – Köln: Kohlhammer.
- Schwegler, J. S. (2002). *Der Mensch. Anatomie und Physiologie* (3., völlig neu bearbeitete Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Selye, H. (1973). The evolution of the stress concept. *American Scientist*, 61, 692–699.
- Senkfor, A. J. & Williams, J. M. (1995). The Moderating Effects of Aerobic Fitness and Mental Training on Stress Reactivity. *Journal of Sport Behavior*, 18 (2), 130–156.
- Shellock, F. G. (1983). Physiological benefits of warm-up. *The Physician and Sportsmedicine*, 11 (10), 134–142.
- Shellock, F. G. & Prentice, W. E. (1985). Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sports Medicine*, 2 (2), 267–278.
- Shrier, I. (1999). Stretching before exercise does not reduce the risk of local muscle injury: a critical review of the clinical and basic science literature. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 9, 221–227.
- Singer, R. (2000). Sport und Persönlichkeit. In Gabler, H., J. R. Nitsch & R. Singer, *Einführung in die Sportpsychologie. Teil 1: Grundthemen* (3., erweiterte und überarbeitete Auflage) (Sport und Sportunterricht, Band 2, S. 289–336). Schorndorf: Hofmann.
- Skubic, V. & Hodgkins, J. (1957). Effect of warm-up activities on speed, strength, and accuracy. *The Research Quarterly*, (28) 2, 147–152.
- Smith, C. A. (1994). The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19 (1), 12–17.
- Smith, L. L. (1991). Acute inflammation: the underlying mechanism in delayed onset muscle soreness? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (5), 542–551.
- Smith, L. L., Brunez, M. H., Chenier, T. C., McCammon, M. R., Houmard, J. A., Franklin, M. E. & Israel, R. G. (1993). The effects of static and ballistic stretching on delayed onset muscle soreness and creatine kinase. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 64 (1), 103–107.
- Smith, J. L., Hutton, R. S. & Eldred, E. (1974). Postcontraction changes in sensitivity of muscle afferents to static and dynamic stretch. *Brain Research*, 78, 193–202.
- Sölveborn, S. A. (1995). *Stretching* (Sonderausgabe). München: Orbis.

- Sothmann, M. S. (1991). Catecholamines, behavioral stress, and exercise – introduction to the symposium. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (7), 836–838.
- Sothmann, M. S., Hart, B. A. & Horn, T. S. (1991). Plasma catecholamine response to acute psychological stress in humans: relation to aerobic fitness and exercise training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (7), 860–867.
- Spalding, T. W., Jeffers, L. S., Porges, S. W. & Hatfield, B. D. (2000). Vagal and cardiac reactivity to psychological stressors in trained and untrained men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (3), 581–591.
- Spring, H., Urs, I., Kunz, H.-R., Röthlin, K., Schneider, W. & Tritschler, T. (1986). *Dehn- und Kräftigungsgymnastik*. Stuttgart: Thieme.
- Steffgen, G. & Schwenkmezger, P. (1995). Führt Ängstlichkeit und Ärgerneigung bei Leistungssportlern zu erhöhter Stressanfälligkeit? *Psychologie und Sport*, 2 (1), 15–21.
- Steinacker, J. M., Kellmann, M., Böhm, B. O., Liu, Y., Opitz-Gress, A., Kalus, K. W., Lehmann, M., Altenburg, D. & Lormes, W. (1999). Clinical findings and parameters of stress and regeneration in rowers before world championships. In M. Lehmann, C. Foster, U. Gastmann, H. Keizer & J. M. Steinacker (Eds.), *Overload, fatigue, performance incompetence, and regeneration in sport* (pp. 71–80). New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers.
- Steptoe, A., Edwards, S., Moses, J. & Mathews, A. (1989). The effects of exercise training on mood and perceived coping ability in anxious adults from the general population. *Journal of Psychosomatic Research*, 33 (5), 537–547.
- Stoll, O. & Wagner-Stoll, P. (1995). Streßbewältigung und sportlicher Erfolg im Langstreckenlauf. *Leistungssport*, 25 (1), 60–62.
- Strobel, G. (2002a). Sympathoadrenerges System und Katecholamine im Sport. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (3), 84–85.
- Strobel, G. (2002b). Wechselwirkungen zwischen Katecholaminen,  $\beta$ -Adrenozeptoren, akuter körperlicher Belastung und Training. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 53 (4), 102–106.
- Sullivan, M. K., DeJulia, J. J. & Worrell, T. W. (1992). Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (12), 1383–1389.
- Tabary, J. C., Tabary, C., Tardieu, C., Tardieu, G. & Goldspink, G. (1972). Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *Journal of Physiology*, 224, 231–244.
- Tanigawa, M. C. (1972). Comparison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Physical Therapy*, 52 (7), 725–735.
- Taylor, B. F., Waring, C. A. & Brashear, T. A. (1995). The effects of therapeutic application of heat or cold followed by static stretch on hamstring muscle length. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21 (5), 283–286.
- Taylor, D. C., Brooks, D. E. & Ryan, J. B. (1997). Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29 (12), 1619–1624.

- Taylor, D. C., Dalton, J. D., Seaber, A. V. & Garrett, W. E. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. *The American Journal of Sports Medicine*, 18 (3), 300–309.
- Thienes, G. (2000). *Beweglichkeitstraining. Grundlagen – Methoden – Leistungssteuerung – Übungen*. München – Wien – Zürich: blv.
- Thompson, H. (1958). Effect of warm-up upon physical performance in selected activities. *The Research Quarterly*, 29 (2), 231–246.
- Tsutsumi, T., Don, B., Zaichkowsky, L. D., Takenaka, K., Oka, K. & Ohno, T. (1998). Comparison of high and moderate intensity of strength training on mood and anxiety in older adults. *Perceptual and Motor Skills*, 87, 1003–1011.
- Turbanski, S. (2003). Stretching zum Aufwärmen? *Sport Praxis*, 44 (4), 4–7.
- Tutko, T. A. (1971a). Anxiety. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 932–933). New York: The Macmillan Company.
- Tutko, T. A. (1971b). Anxiety. In L. A. Larson (executive editor), *Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine* (pp. 1135–1136). New York: The Macmillan Company.
- Ullrich, K. & Gollhofer, A. (1994). Physiologische Aspekte und Effektivität unterschiedlicher Dehnmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (9), 336–345.
- Urhausen, A., Gabriel, H. & Kindermann, W. (1995). Blood Hormones as Markers of Training Stress and Overtraining. *Sports Medicine*, 20 (4), 251–276.
- Urhausen, A., Gabriel, H., Weiler, B. & Kindermann, W. (1998). Ergometric and Psychological Findings During Overtraining: A Long-Term Follow-Up Study in Endurance Athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 19 (2), 114–120.
- Urhausen, A., Weiler, B., Coen, B. & Kindermann, W. (1994). Plasma catecholamines during endurance exercise of different intensities as related to the individual anaerobic threshold. *European Journal of Applied Physiology*, 69, 16–20.
- Urhausen, A., Weiler, B. & Kindermann, W. (1987). Katecholamin- und Laktatverhalten während mehrstufiger Ruder- und Fahrradergometrie bei Ruderern. In H. Rieckert (Hrsg.), *Sportmedizin – Kursbestimmung* (S. 699–702). Berlin – Heidelberg: Springer.
- Urhausen, A., Weiler, B. & Kindermann, W. (1992). Sympathische Aktivität und Herzfrequenzverhalten bei Ausdauerbelastungen unterschiedlicher Intensität. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin (Sonderdruck)*, 43 (10), 446–448.
- Vaitl, D. (1993a). Psychophysiologie der Entspannung. In D. Vaitl & F. Petermann, *Handbuch der Entspannungsverfahren. Band 1: Grundlagen und Methoden* (S. 25–63). Weinheim: Psychologie-Verlags Union.
- Vaitl, D. (1993b). Imagination und Entspannung. In D. Vaitl & F. Petermann, *Handbuch der Entspannungsverfahren. Band 1: Grundlagen und Methoden* (S. 64–83). Weinheim: Psychologie-Verlags Union.
- Vaitl, D. (1993c). Psychophysiologie der Interozeption. In D. Vaitl & F. Petermann, *Handbuch der Entspannungsverfahren. Band 1: Grundlagen und Methoden* (S. 84–109). Weinheim: Psychologie-Verlags Union.
- van Mechelen, W., Hlobil, H., Kemper, H. C. G., Voorn, W. J. & de Jongh, H. R. (1993). Prevention of running injuries by warm-up, cool-down, and

- stretching exercises. *American Journal of Sports Medicine*, 21 (5), 711–719.
- Viidik, A. (1968). Elasticity and Tensile Strength of the Anterior Cruciate Ligament in Rabbits as Influenced by Training. *Acta Physiologica Scandinavica*, 74, 372–380.
- Wallin, D. Ekblom, B., Grahn, R. & Nordenborg, T. (1985). Improvement of muscle flexibility. A comparison between two techniques. *The American Journal of Sports Medicine*, 13 (4), 263–268.
- Walter, S. D., Hart, L. E., McIntosh, J. M. & Sutton, J. R. (1989). The Ontario cohort study of running-related injuries. *Archives of Internal Medicine*, 149, 2561–2564.
- Wang, K., McCarter, R., Wright, J., Beverly, J. & Ramirez-Mitchell, R. (1993). Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles – The titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. *Biophysical Journal*, 64, 1161–1177.
- Weber, S. & Kraus, H. (1949). Passive and active stretching of muscles: spring stretch and control group. *Physical Therapy reviews*, 29, 407–410.
- Weicker, H. (1992). Metabolische Regulation unter Belastung. In J.-P. Jansen, W. Schlicht, H. Rieckert & K. Carl (Hrsg.), *Belastung und Beanspruchung* (Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft, 6, 1992, S. 65–90). Köln: Sport und Buch Strauß.
- Weiler, B., Urhausen, A., Coen, B., Weiler, S., Huber, G. & Kindermann, W. (1997). Sportmedizinische Leistungsdiagnostik (allgemeine Laufausdauer und Sprintvermögen) und Stresshormon-Messungen im Wettkampf bei Badmintonspielern der nationalen und internationalen Spitzenklasse. *Sportorthopädie – Sporttraumatologie*, 13, 5–12.
- Weineck, J. (1994a). *Optimales Training* (8., überarbeitete und erweiterte Auflage). Erlangen: perimed.
- Weineck, J. (1994b). *Sportbiologie* (4. Auflage). Erlangen: perimed.
- Wessel, J. & Wan, A. (1994). Effect of stretching on the intensity of delayed-onset muscle soreness. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 4, 83–87.
- Wiemann, K. (1991). Beeinflussung muskulärer Parameter durch ein zehnwöchiges Dehnungstraining. *Sportwissenschaft*, 21 (3), 295–306.
- Wiemann, K. (1993). Stretching. Grundlagen, Möglichkeiten, Grenzen. *sportunterricht*, 42, 91–106.
- Wiemann, K. (1994). Beeinflussung muskulärer Parameter durch unterschiedliche Dehnverfahren. In M. Hoster & H.-U. Nepper (Hrsg.), *Dehnen und Mobilisieren* (Waldenburger Trainingstherapie 1993, S. 40–71). Waldenburg: Sport Consult.
- Wiemann, K. & Klee, A. (1993). Muskeldehnung zur Leistungsverbesserung im Sport. In Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), *Sportwissenschaftliche Forschungsprojekte. Erhebung 1992* (S. 445). Köln: Sport und Buch.
- Wiemann, K. & Fischer, T. (1997). Ruhespannung und Muskelkater. *Sportwissenschaft*, 27 (4), 428–436.
- Wiemann, K. & Kamphöfner, M. (1995). Verhindert statisches Dehnen das Auftreten von Muskelkater nach exzentrischem Training? *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 48 (9), 411–421.
- Wiemann, K. & Klee, A. (2000). Die Bedeutung von Dehnen und Stretching in der Aufwärmphase vor Höchstleistungen. *Leistungssport*, 30 (4), 5–9.

- Wiemann, K., Klee, A. & Startmann, M. (1998). Filamentäre Quellen der Muskel-Ruhespannung und die Behandlung muskulärer Dysbalancen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 49 (4), 111–118.
- Wiemann, K. & Leisner, S. (1996). Extreme Hüftbeugefähigkeit von Turnern. Sind längere ischiokrurale Muskeln die Ursache? *TW Sport und Medizin*, 8 (2), 103–108.
- Wiemeyer, J. (2002). Dehnen – eine sinnvolle Vorbereitungsmaßnahme im Sport? *Spectrum der Sportwissenschaft*, 14 (1), 53–80.
- Wilber, C. A., Holland, G. J., Madison, R. E. & Loy, S. F. (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 16, 201–206.
- Williams, P. E. & Goldspink, G. (1978). Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *Journal of Anatomy*, 127 (3), 459–468.
- Williford, H. N., East, J. B., Smith, F. H. & Burry, L. A. (1986). Evaluation of warm-up for improvement in flexibility. *The American Journal of Sports Medicine*, 14 (4), 316–319.
- Wilson, G. J., Elliott, B. C. & Wood, G. A. (1992). Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (1), 116–123.
- Wilson, G. J., Wood, G. A. & Elliott, B. C. (1991). The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *International Journal of Sports Medicine*, 12, 403–407.
- Wollny, R. (2002). *Motorische Entwicklung in der Lebensspanne. Warum lernen und optimieren manche Menschen Bewegungen besser als andere?* (Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes, Band 31). Schorndorf: Hofmann.
- Wolpaw, J. R. (1983). Adaptive plasticity in the primate spinal stretch reflex: reversal and re-development. *Brain Research*, 278, 299–304.
- Woodman, T. & Hardy, L. (2001). Stress and anxiety. In R. N. Singer, H. A. Hausenblas & C. M. Janelle (Eds.), *Handbook of Sport Psychology* (2. Edition) (pp. 290–318). New York: Wiley and Sons.
- Wydra, G. (1993a). Muskeldehnung – aktueller Stand der Forschung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 44 (3), 104–111.
- Wydra, G. (1993b). *Gesundheitsförderung durch sportliches Handeln. Sportpädagogische Analysen einer modernen Facette des Sports*. Unveröffentlichte Habilitation. Fachbereich 21 (Sportwissenschaften und Arbeitslehre) Johan Wolfgang Goethe Universität Frankfurt am Main.
- Wydra, G. (1994). Experimentelle Untersuchungen zur Effektivität verschiedener Dehntechniken. In M. Hoster & H.-U. Nepper (Hrsg.), *Dehnen und Mobilisieren* (Waldenburger Trainingstherapietage 1993, S. 13–39). Waldenburg: Sport Consult.
- Wydra, G. (1996). *Gesundheitsförderung durch sportliches Handeln* (Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, Band 109). Schorndorf: Hofmann.
- Wydra, G. (1998). Beweglichkeit, muskuläre Lockerheit und Entspannung. In K. Bös & W. Brehm (Hrsg.), *Gesundheitssport. Ein Handbuch* (S. 167–175). Schorndorf: Hofmann.
- Wydra, G., Bös, K. & Karisch, G. (1991). Zur Effektivität verschiedener Dehntechniken. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 42 (9), 386–400.

- Wydra, G., Glück, S. & Roemer, K. (1999a). Entwicklung, Evaluation und erste experimentelle Erprobung eines Dehnungsmessschlittens. In J. Wiemeyer (Hrsg.), *Forschungsmethodologische Aspekte von Bewegung, Motorik und Training im Sport* (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, Band 105, S. 255–259). Hamburg: Czwalina.
- Wydra, G., Glück, S. & Roemer, K. (1999b). Kurzfristige Effekte verschiedener singulärer Muskeldehnungen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (1), 10–16.
- Yerkes, R. M. & Dodson, J. D. (1908). The relation of strength of stimulus to rapidity of habit formation. *Journal of Comparative Neurology and Psychology*, 18, 459–482.
- Ziemainz, H. & Stoll, O. (1999). Streß und Stressbewältigung im Sport. In D. Alfermann & O. Stoll (Hrsg.), *Motivation und Volition im Sport. Vom Planen zum Handeln* (S. 218–222). Köln: bps.
- Zimbardo, P. G. (1983). *Psychologie* (4. Auflage). Berlin – Heidelberg – New York – Tokio: Springer.
- Zimbardo, P. G. & Gerrig, R. J. (1999). *Psychologie* (7. neu übersetzte und bearbeitete Auflage). Berlin – Heidelberg – New York – Tokio: Springer.
- Zipp, P. (1989). Leitregeln für die Oberflächen-Myographie: ausgewählte Beispiele. In R. Daus, K.-H. Leist & H.-V. Ulmer (Red.), *Motorikforschung aktuell* (DVS-Protokolle, Nr. 35, S. 68–73). Clausthal-Zellerfeld: Greinert.
- Zschorlich, V. (1987). *Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsforschung*. Ahrensburg: Czwalina.

## Danksagungen

Herrn Prof. Dr. G. Wydra danke ich als meinem wissenschaftlichen Lehrer für die vielfältigen inhaltlichen und formalen Anregungen zu dem Themenbereich. Bei Problemen und offenen Fragen war er zu jeder Zeit ein hilfreicher Ansprechpartner.

Herrn Prof. Dr. J. Maxeiner danke ich für die Beratung bei inhaltlichen Fragen und für die Bereitschaft diese Promotion als Zweitgutachter zu betreuen.

Herrn Prof. Dr. A. Urhausen danke ich vielmals für die Unterstützung bei der Katecholaminbestimmung.

Dr. Markus Schwarz bin ich für die vielfältigen Anregungen zu inhaltlichen Fragestellungen und für die Hilfsbereitschaft während der gesamten Promotionsphase zu außergewöhnlichem Dank verpflichtet.

Uwe Hoffmann, Markus Himbert, Helge Niedrig, Jörg Werner und Carsten Braun danke ich besonders für die praktische Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und bei der Datenauswertung.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Prof. Dr. R. Wollny für die vielfältige Unterstützung bei elektromyographischen Fragen.

Herrn Dr. M. Kellmann danke ich für seine Unterstützung bei der Anwendung von Fragebögen zur psychischen Befindlichkeit.

Zuletzt danke ich allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Sportwissenschaftlichen Instituts und des Instituts für Sport- und Präventivmedizin der Universität des Saarlandes, die mich unterstützt haben. Mein Dank gilt in besonderem Maße allen Sportstudenten, die sich als Probanden zur Verfügung gestellt und somit die Untersuchungen erst ermöglicht haben.

## Lebenslauf

Name: Sabine Glück  
Anschrift: Luisenstr. 20, 66386 St. Ingbert  
Geburtsdatum: 17. Juli 1972  
Geburtsort: Kaiserslautern  
Familienstand: verheiratet  
Staatsangehörigkeit: deutsch



## Bildungsweg

1979 - 1983 Grundschule Kaiserslautern Siegelbach  
1983 - 1989 Burggymnasium, Kaiserslautern  
1989 - 1992 Heinrich-Heine-Gymnasium, Kaiserslautern mit Abschluss *Abi-  
tur*  
1992 - 1998 Sportstudium an der Universität des Saarlandes mit Abschluss *Diplom-Sportlehrerin*  
1999 – 2005 Promotion an der Philosophischen Fakultät der Universität des Saarlandes

## Beruflicher Werdegang

1995 - 1998 Hilfwissenschaftliche Mitarbeiterin  
1999 - 2003 Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Sportwissenschaftlichen Institut der Universität des Saarlandes (Leiter: Prof. Dr. phil. G. Wydra) im Arbeitsbereich Gesundheitssport/ Sportpädagogik (Leiter: Prof. Dr. phil. G. Wydra)  
Seit Februar 2003 Lehrerin an der erweiterten Realschule I in St. Ingbert für die Fächer Musik, Mathematik, Arbeitslehre und Sport (Schulleiter: S. Haus)

## Sonstige Tätigkeiten

1989 - 1999 Trainer- und Kampfrichtertätigkeit im Gerätturnen (Bereich Kinderturnen)  
1997/98 Mitarbeit beim Projekt „Gesundheitsförderung im Kinderturnen“  
Seit 1999 Referententätigkeit beim Saarländischen und Rhein Hessischen Turnerbund sowie bei diversen Fachtagungen und Kongressen  
Seit 2001 Mitarbeit beim Präventivsportprojekt des Instituts für Sport- und Präventivmedizin (Leiter: Prof. Dr. med. W. Kindermann)