

Aus der Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgischen Klinik
des Universitätsklinikums des Saarlandes
(Direktor: Prof. Dr. med. T. Pohlemann)

**Vergleichende biomechanische
Untersuchungen zur internen Stabilisierung
der Symphyse am Beckenring:
Bringen winkelstabile Osteosynthesen Vorteile?**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES**

2011

vorgelegt von
Dirk Horst Janku
geboren am 05.10.1979 in Ludwigsburg

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	5
2	Einleitung	10
3	Anatomie des Beckens	14
3.1	Funktion und Position des Beckens	14
3.2	Knöcherne Bestandteile und ligamentäre Verbindungen	14
3.3	Spezielle Anatomie der Symphyse	15
3.4	Nervenbahnen und Gefäße	16
3.5	Muskeln an der Symphyse	17
4	Diagnostik, Klassifikation und Therapie	18
4.1	Diagnostik	18
4.2	Klassifikation	20
4.3	Therapie der Typ B- Verletzungen	23
5	Biomechanik des Beckens	26
5.1	Grundlagen	26
5.2	Pathobiomechanik des vorderen Beckenrings	28
6	Material und Methodik	29
6.1	Beckenpräparate und Präparation der Becken	29
6.2	Auszugskräfte der Schrauben	30
6.3	Bruchtest	31
6.4	Frakturmodell	31
6.5	Implantate und Implantationstechnik	32
6.5.1	Konventionelles Standardimplantat	32
6.5.2	Modifiziertes, nicht winkelstabil besetztes Implantat	33
6.5.3	Modifiziertes, rein winkelstabiles Implantat	34
6.6	Einbeinstandmodell	34
6.6.1	Biomechanik des Einbeinstands	35
6.7	Universalmaterialprüfmaschine	39
6.8	Messsystem von Translation- und Rotationsbewegung	40
6.8.1	Koordinatensystem	41
6.8.2	Messpunkte	43
6.9	Messsystem der Kompressionskräfte im Symphysenspalt	44
6.9.1	Versuchsdurchführung zur Reposition der Symphyse	49

6.9.2	Versuchsdurchführung zur Reposition der Symphyse mit maximaler Verschlusskraft der Repositionszange	52
6.10	Messung der dynamischen Kompressionskräfte in der Symphyse bei Belastung durch die Prüfmaschine	53
6.11	Messeinrichtung und Messung der auf die Abduktoren wirkenden Kräfte bei Belastung durch die Prüfmaschine	53
6.12	Gesamter Versuchsaufbau und Versuchsablauf	56
6.12.1	Versuchsschemata für die Messungen bei der Belastung durch die Universalprüfmaschine	56
6.12.2	Versuchsschema für die Messungen der Kompressionskräfte in der Symphyse bei maximaler Anfangskompression	60
7	Datenverarbeitung und statistische Analyse	61
8	Ergebnisse	62
8.1	Vermessung der Kunststoffpräparate	62
8.2	Anatomische Präparate	62
8.3	Messung der Auszugskräfte	63
8.4	Ergebnisse Bruchtests	64
8.5	Ergebnisse der Bewegungsmessungen	65
8.5.1	Last- Weg- Diagramme der Kunststoffpräparate	68
8.5.1.1	Intaktes Becken	68
8.5.1.2	Becken mit durchtrennter Symphyse	70
8.5.1.3	Versorgung mit einer Osteosynthese	71
8.5.2	Last- Weg- Diagramme der atomischen Präparate	73
8.5.3	Vergleich der Last- Weg- Diagramme	75
8.5.4	Analyse und Vergleich der Bewegungsmuster	76
8.5.5	Ergebnisse der Translations- und Rotationsmessung der Beckenpräparate	79
8.5.5.1	Translation der anatomischen- und Kunststoffpräparate	79
8.5.5.2	Rotation der anatomischen- und Kunststoffpräparate	81
8.5.5.3	Haupttranslationsrichtung	82
8.6	Ergebnisse der Kompressionskraftmessungen in der Symphyse beim Einbau der Osteosynthesen	83
8.6.1	Kunststoffpräparate- reponierende Anfangskompression	83
8.6.2	Anatomische Präparate- reponierende Anfangskompression	84

8.6.3	Maximale Anfangskompression bei der neuen DCP und WSP	86
8.6.4	Analyse und Vergleich der Kompressionskräfte beim Einbau in der Symphyse.....	87
8.7	Ergebnisse der Messung der dynamischen Kompressionskräfte in der Symphyse bei Belastung.....	88
8.8	Ergebnisse der Messung der auf die Abduktorensimulation wirkenden Kräfte bei Belastung durch die Prüfmaschine	91
8.8.1	Anatomische- und Kunststoffpräparate	91
8.8.2	Vergleich der Kräfte auf die Abduktorensimulation von anatomischen und Kunststoffpräparaten	92
8.8.3	Vergleich der errechneten und gemessenen Kraftwerte auf die Abduktorensimulation	92
8.9	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	94
9	Diskussion	96
9.1	Bewegungsmessungen und Messsystem	96
9.1	Messaufbau.....	97
9.3	Einbeinstandmodell und Abduktorenkraftsimulation.....	98
9.4	Kompressionskraftmessung	101
9.5	Fazit und klinische Relevanz.....	103
10	Literaturverzeichnis.....	105
11	Anhang	114
11.1	Abkürzungsverzeichnis	114
11.2	Tabellenverzeichnis.....	114
11.3	Abbildungsverzeichnis.....	114
11.4	Statistik.....	117
11.5	Publikationen und Vorträge	126
11.6	Dank.....	126
11.7	Lebenslauf.....	127

1 Zusammenfassung

Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur internen Stabilisierung der Symphyse am Beckenring: Bringen winkelstabile Osteosynthesen Vorteile?

Bei B- Verletzungen des Beckenringes mit Ruptur der Symphyse werden externe und interne Stabilisierungen in der Literatur beschrieben [69, 91, 98]. Neben dem Fixateur externe als Notfallinstrument oder zur definitiven Versorgung des vorderen Beckenringes bei gleichzeitiger operativer Stabilisierung des hinteren Beckenringes werden interne Stabilisierungstechniken eingesetzt. Insbesondere für die offene Reposition und Plattenosteosynthese der Symphyse, aufgelegt auf die oberen Schambeinäste, konnte dabei in biomechanischen Untersuchungen eine hohe Stabilität nachgewiesen werden [120, 129]. Bei osteoporotisch veränderter Knochensubstanz sollte eine sichere bikortikale Verankerung angestrebt werden, da der Krafffluss im Schambeinastbereich, wie bereits von Fabeck biomechanisch nachgewiesen, hauptsächlich über die Kortikalis abfließt [33]. Durch eine bikortikale Schraubenverankerung kann somit eine suffiziente Stabilisierung erzielt werden.

Mit dem Ziel der biomechanisch vergleichenden Untersuchung verschiedener konventioneller und winkelstabiler Plattenosteosynthesen zur internen Stabilisierung der rupturierten Symphyse wurden mit einem reproduzierbaren Modell angelehnt an eine Typ B1- Beckenringverletzung (Symphysenruptur) im etablierten Einbeinstandmodell an Kunststoff- und anatomischen Beckenpräparaten Belastungsuntersuchungen durchgeführt. Die Messung von Dislokation und Rotation direkt im interessierenden Bereich der Symphyse wurde mit Hilfe eines dreidimensionalen, ultraschallbasierten Messsystems komplett aufgezeichnet und ausgewertet. Zur Stabilisierung der erzeugten Symphysenruptur wurde die klinisch eingesetzte 4,5 mm 4- Loch- LCDC- Platte mit zwei neu konzipierten, anatomisch vorgeformten 3,5 mm 6- Loch- Platten mit dem sog. „Combi- Hole- Prinzip“ einerseits und rein winkelstabiler Schraubenverriegelung andererseits vergleichend untersucht.

Im Ergebnis konnten in der Symphyse sowohl bei den verwendeten Kunststoff- als auch bei den anatomischen Becken typische Bewegungsmuster festgestellt werden.

Es handelt sich hierbei um eine Bewegung des belasteten Schambeinastes nach ventrocaudal verbunden mit einer Rotation des Schambeines um die Transversalachse. Vergleichbare Bewegungen konnten Walheim und Meissner ebenfalls feststellen [71, 126]. Des Weiteren wurde in den eigenen Untersuchungen im Vergleich der Last- Weg- Zyklen festgestellt, dass bei Verwendung der anatomischen Präparate eine signifikant geringere Dislokation bei offener, nicht osteosynthetisch versorgter Symphyse stattfand als bei den Kunststoffbecken. Ursache sind hier die im anatomischen Präparat intakt belassenen Bandverbindungen der SI- Fuge, die trotz Durchtrennung der Symphyse nur eine geringe Rotation und Dislokation zulassen. Im Kunststoffmodell bestehen keine vergleichbaren Bandverbindungen.

Darüber hinaus wurden auch die auftretenden Abduktorenkräfte über eine in der Abduktorensimulation zwischengeschaltete Messeinheit gemessen. Die Messungen zeigten, dass das hier verwendete Einbeinstandmodell die Kräfte nach dem gleichen Prinzip überträgt, wie dies beim menschlichen Einbeinstand biomechanisch berechenbar ist [13].

Erstmals wurden biomechanische Untersuchungen der entstehenden Druckkräfte in der Symphyse im Verlauf eines Repositions- und Fixationsschrittes vorgenommen. Die Messung wurde direkt durch einen zwischen die oberen Schambeinäste eingelassenen Druckkraftsensor durchgeführt und weiterverarbeitet. Es zeigte sich, dass eine suffiziente Reposition bei den Kunststoffbecken ab einer aufgewendeten Kompressionskraft von 180 Newton erfolgte, wie auch schon Baque und Bottlang in ihren Untersuchungen zeigen konnten [3, 12]. Mit dieser geringen Anfangskompression waren die erzielten Kompressionswerte nach Einbau der Osteosynthese jedoch signifikant niedriger oder wurden sogar durch das Anziehen der lateralen Schrauben aufgehoben. Bei erneuten Messungen, diesmal mit maximaler Anfangskompression durch die Repositionszange, zeigte sich wieder ein signifikanter Kompressionsabfall, diesmal aber bei der neuen, rein winkelstabilen Platte. Bei der neuen DC- Platte mit dem „Combi- Hole- Prinzip“, konnte die anfangs aufgebrauchte Kompression jedoch gehalten werden. Auch die Kompressionskräfte in der Symphyse unter computergesteuerter Belastung im Einbeinstandmodell wurden untersucht. Während dieser Belastung ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Osteosynthesen im Vergleich der gemessenen

Kompressionskräfte. Die gemessenen Kompressionskräfte lagen in einem anteilmäßigen Bereich von 15% bis 20% der jeweilig axialen Belastung durch die Prüfmaschine. Dalstra hatte 1995 in seinen Untersuchungen zum Kraftfluss im Beckenbereich ebenfalls festgestellt, dass dieser über das Azetabulum in den vorderen Beckenring läuft und die Symphyse nur eine entsprechende Pufferwirkung ausübt [21].

Die vorgestellte Untersuchung konnte nachweisen, dass die neu entwickelten 3,5 mm Plattenosteosynthesen in der beschriebenen Konfiguration sämtlich zur Stabilisierung der Symphyse geeignet sind. Aus den Untersuchungen der erzielten Kompressionskräfte in der Symphyse lässt sich schließen, dass eine Plattenosteosynthese mit der Möglichkeit einer dynamischen Kompression und winkelstabiler lateraler Lochbesetzung (sog. „Combi- Hole- Prinzip“) die erzielten Repositionskräfte signifikant suffizienter halten kann als eine rein winkelstabile Konfiguration.

**Comparative biomechanical studies
of the pelvic ring for internal stabilization
of the pubic symphysis: Is there an advantage in the
use of locking plates?**

Type B injuries (Open Book Injuries) of the pelvic ring can be treated with internal and external fixations as described in literature [69, 91, 98]. Beside the use of an external fixator as an emergency instrument or as definitive treatment of the anterior pelvic ring injury, there are also internal stabilisation techniques in use. In biomechanical experiments, especially for the open reduction and internal fixation (ORIF) of the diastases of the pubic symphysis, a high stability of internal fixation was proven [120, 129]. In cases of patients diagnosed with osteoporotic changes of the bone, bicortical screw fixation should be achieved. The cortical bone is the force conducting structure and the fixation with bicortical screws insure better stabilization of the lesion, as shown by the biomechanical studies of Fabeck [33].

Biomechanical comparative studies were performed on plastic and cadaveric pelvis with a simulated pelvic ring injury similar to a type B (AO) pelvic injury. Stabilisation was achieved by conventional and new locking osteosynthesis plates. In a simulated single leg stand, loaded with an axial force, the dislocation and rotation in the pubic area of interest was measured with an ultra sound based system. For stabilisation of the ruptured pubic symphysis, a 4.5 mm 4- hole- LCDC- plate which is commonly used in clinical practise, and two newly developed anatomical 3.5 mm 6- hole plates, were tested. One of the new plates used had a combi- hole- principle and dynamic compression, the other had a pure locking screw configuration. A typical movement in the pubic symphysis could be determent. It is a movement in a ventral- caudal direction with rotation in the transversal axis of the loaded pubic frame. This movement was also described by Walheim and Meissner [71, 126]. In comparison of the force- dislocation- cycles of the cadaveric and the plastic pelvis, a significant difference for the pelvis with open, non stabilized pubic symphysis was determint. The cadaveric pelvis with open (ruptured) pubic symphysis showed a significantly lesser dislocation and rotation compared to the plastic pelvis. The reason behind that is the presence of the remaining posterior ligaments of the iliosacral joint of the cadaveric pelvis. Even though the pubic symphysis was separated, no major dislocations appeared. The plastic pelvis had no similar ligaments for stabilisation.

Furthermore the inherent abductor force acting in the here used single leg stand model was measured. The examination showed that the single- leg- stance model in use transmitted the applied force in a physiological manner, which could be biomechanical calculated [13].

For the first time biomechanical studies and live force measurement of the compression forces in the pubic symphysis, during the different steps of plate osteosynthesis, took place. The applied force was measured by a force sensitive sensor (FSR- Technology) in the pubic symphysis. This sensor allowed a data transfer over a USB- interface to a personal computer. A sufficient reduction of the pubic symphysis could be reached with about 180 Newton of compression force for the plastic pelvis. Similar compression forces were shown by Baque and Bottlang [3, 12]. With this minimal compression force applied at the beginning of the ORIF the different osteosynthesis plates were applied. The compression force was significantly lesser and sometimes disappeared completely after the placement and tightening of the lateral screws. In a new study cycle, maximal compression forces were applied at the beginning of ORIF. The newly developed fixed angle plate showed a significant loss of compression at the end. The new dynamic compression plate with combi- hole- principle was able to keep the applied compression force in a significant manner. The next step performed consisted of measuring the compressive forces in the pubic symphysis during computer guided load cycles in a single leg stand model. There was no significant difference of compression measured in comparison with the different ORIF techniques during the load cycles.

The measured compression forces were in between 15% and 20% of the applied axial load. Dalstra 1995 showed in his studies of the acting forces in the pelvic ring that the force line is passing through the acetabulum into the anterior pelvic ring, and that a “bumper function” is seen in the pubic symphysis [21], which could be verified in this study.

The presented study showed that all osteosynthesis plates could stabilize the pubic symphysis sufficiently. In regard to the measured compression forces, the plate which has the possibility of dynamic compression and lateral locking screw placement (combi- hole- principle) is superior to all other tested plate configurations. A significant higher compression after ORIF is achieved, compared to a pure locking plate.

2 Einleitung

Beckenringverletzungen treten heutzutage hauptsächlich bei 25%- 42% der mehrfach traumatisierten Personen im Straßenverkehr auf [15]. Es zeigt sich anteilmäßig eine niedrige Inzidenzrate aller Frakturen von 3- 8%, mit jedoch einer recht hohen Letalität von 5- 20% [38, 93, 97, 118]. In den epidemiologischen Untersuchungen finden sich zwei Altersgipfel für Beckenringverletzungen. Der erste ist bei Patienten zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr angesiedelt und betrifft polytraumatisierte Patienten, die durch Verkehrsunfälle oder Sturz aus großer Höhe verunfallt sind [11, 127]. Der zweite Altersgipfel findet sich bevorzugt bei älteren Frauen um das 7. Lebensjahrzehnt. In dieser Altersgruppe können schon banale Stürze zur Entstehung von Schambeinast- oder Sitzbeinfrakturen führen. Kindliche Beckenfrakturen sind eher eine Seltenheit.

Vereinzelt wird auch von Beckenringfrakturen mit Symphysensprengung unter Spontangeburt berichtet [55]. Während des Geburtsvorganges kommt es physiologischer Weise zu einer Auflockerung des Beckenbodens, einhergehend mit einer Weitung der Symphyse [36]. Somit sind Symphysensprengungen mögliche Komplikationen bei Entbindungen [25, 85]. In der Regel ist eine konservative Therapie ausreichend [55]. Eine geringe Bewegung der Schambeinäste zueinander wird für normal gehalten. Eine fortdauernde größere Beweglichkeit kann bei Multiparae zu teilweise weiterbestehenden chronischen Schmerzen im Symphysenbereich oder zu rezidivierenden Beschwerden bei zukünftigen Geburten führen [4, 81].

Harris zeigte in seinen röntgenologischen Untersuchungen einen Zusammenhang zwischen sportlicher Aktivität und auftretender Instabilität in der Symphyse [40].

Im historischen Rückblick findet man nur vereinzelte Fallbeschreibungen von Beckenringverletzungen, bis gegen Ende des 19. Jahrhunderts der Franzose J. F. Malgaigne seine Befunde über Beckenverletzungen 1847 veröffentlichte. Bis in die Neuzeit waren die Verletzungsursachen vielfältig: Verschüttungen, Sturz aus großer Höhe, Überfahrenwerden von Kutschen und Verletzungen durch Tiere [2, 16, 26, 28, 39, 79, 96, 107, 124].

Die ersten bekannten experimentellen Untersuchungen wurden in den 80er Jahren des 19. Jahrhunderts von Messerer und Kusmin durchgeführt. Sie trafen Aussagen

über die auf das Becken einwirkenden Kräfte mit den folgenden typischen Verletzungen, sowie über die plastische Verformbarkeit des Beckens [59, 73].

Durch die Einführung der Röntgendiagnostik in der Medizin besserte sich die Therapie und Diagnostik der Beckenverletzungen maßgeblich [94, 95, 124, 128].

Im 20. Jahrhundert rückten die Beckenringverletzungen mehr in das allgemeine Interesse, da durch die zunehmende Technisierung immer schnellere, motorgetriebene Fahrzeuge produziert wurden und das Verletzungsspektrum sich dadurch änderte. In den 70er Jahren veröffentlichten Huittinen und Slätis ihre Ergebnisse zur Klassifikation und der Bedeutung des Unfallmechanismus bei Beckenfrakturen [45]. Pennal und Tile entwarfen eine systematische Einteilung der Beckenringverletzungen mit Analyse des einwirkenden Kraftvektors. In ihrer Arbeit war der posteriore Beckenring, mit seinen ligamentären Anteilen, für die Hauptstabilität des Beckenrings verantwortlich und bildete die Grundlage ihrer Einteilung [83]. Es folgten weitere mögliche Einteilungen nach Art des Unfallmechanismus durch Young und Bruggess [133], oder nach der anatomischen Lage der Frakturen durch Letournel [53, 62]. Die heute geltende AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) oder auch OTA (Orthopedic Trauma Association) Klassifikation entstand durch die wissenschaftliche Ausarbeitung der von Pennal und Tile entworfenen Klassifikation durch Erweiterung um Modifikatoren und Qualifikatoren.

Die Behandlung der Beckenverletzung wurde bis in die 70er Jahre meist konservativ durchgeführt. Die Behandlungsmethoden waren verschieden, in Form von Drahtextensionen, Beckengipsverbänden, gürtelförmigen Zugverbänden, Beckenkompressionsbügeln und der Beckenschwebe [8, 9, 122, 132]. Die operative Versorgung der Symphyse wurde bereits 1911 von Finsterer mit einer Aluminiumbronzedrahtnaht an der Symphyse durchgeführt [34]. Die Aufhebung einer Symphysendiastase durch Verschraubung des Sakroiliakalgelenks wurde von Lehmann durchgeführt [61]. Im Jahre 1942 versorgte Stör die Symphyse mit einer Lane'schen Platte [109]. Domisse brachte in den 60er Jahren zwei Schrauben mit Drahtschlinge an der Symphyse an [27]. Mit Weigert 1974, der eine schmale, geschrägte AO- Platte an der Symphyse anbrachte [130], begannen vermehrt die Rekonstruktionen mit Osteosyntheseplatten, wobei jedoch bis in die Mitte der 80er Jahre immer noch Drahtcerclagen und Zugurtungen an der Symphyse beschrieben

wurden [30, 31]. Verschiedene Studien, darunter auch die von Möseneder 1975, legten großen Wert auf die Heilung in einer anatomischen Stellung, da erst dadurch eine Schmerzfreiheit des Patienten zu gewährleisten ist. Sie schlugen eine eher konsequent durchgeführte innere Fixation der Symphysenruptur vor [45, 76].

Im Allgemeinen kann man eine Wende hin zur operativen Versorgung der Symphyse bei Beckenringverletzungen im Laufe der 80er Jahre beobachten. Das bessere biomechanische Verständnis sowie die bildgebende Diagnostik waren dafür maßgeblich ausschlaggebend. Heute werden Verletzungen des Beckenringes mit Ruptur der Symphyse und posteriorer Instabilität („Open Book“- Verletzungen) neben der schon beschriebenen geschlossenen Reposition der Symphyse und Fixation durch einen supraacetabulär eingebrachten Fixateur externe [10, 32, 56] auch offen eingerichtet [91, 98, 129]. Mit einer Beckenrepositionszange wird die Reposition temporär gehalten, und dann wird die Symphyse mit einer 4,5 mm 4- Loch- LCDC-Platte in dynamischer Kompressionstechnik fixiert, d.h. die beiden mittleren Schrauben werden exzentrisch gebohrt, und durch die Lochkonfiguration kommt es zu einer zusätzlichen Kompression der Symphyse beim Anziehen der Schrauben [69, 123]. Insbesondere für die offene Reposition und Plattenosteosynthese der Symphyse, aufgelegt auf die oberen Schambeinäste, konnte dabei in biomechanischen Untersuchungen eine hohe Stabilität nachgewiesen werden [120, 129]. Bei Beckenringverletzungen mit Beteiligung der Symphyse hat sich somit eine Plattenosteosynthese der Symphyse als Standardverfahren durchgesetzt [7, 44, 54, 60, 80, 88, 115].

In vielen Bereichen der osteosynthetischen Frakturversorgung, insbesondere beim älteren Menschen, zeigen die neu entwickelten winkelstabilen Implantate signifikante Vorteile gegenüber den herkömmlichen Osteosyntheseverfahren. Sie bieten den Vorteil eines festen Verbundes zwischen Implantat und Schraube und vermindern somit Translationen und Rotationen der Fraktursegmente gegeneinander. Winkelstabile Osteosynthesen kommen vermehrt in gelenknahen Regionen, wie am subcapitalen Humerus, supracondylären Frakturen, distalen Tibiafrakturen (Pilon) und Trümmerfrakturen des Femur- und Tibiaschaftes zum Einsatz. Winkelstabile Implantate (LCP= Locking compression plate) spielen in der Versorgung der Symphysenruptur zahlenmäßig zur Zeit noch eine untergeordnete Rolle. Eine direkte

Überlegenheit der winkelstabilen Plattensysteme konnte am Becken bisher weder klinisch noch biomechanisch nachgewiesen werden.

Biomechanische Untersuchungen der Symphyse beschäftigten sich sowohl mit der Darstellung der Bewegungsrichtung nach Verletzungen der Symphyse [21, 33, 42, 71, 112] als auch mit deren operativer Stabilisierung.

Vor dem Hintergrund der Neuentwicklung eines Becken- Implantate- Sets wurden durch die Pelvic Expert Group (PEEG) der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) neue, speziell an die anatomische Form der Symphyse adaptierte 6- Loch 3,5 mm Platten zur internen Fixation konzipiert. Diese sind sowohl nach dem dynamischen Kompressionsprinzip durch medial exzentrische Bohrlöcher als auch durch winkelstabile Plattenlöcher mit Kopfverriegelungsschrauben besetzbar (sog. „Combi- Hole- Prinzip“).

Ziel der vorliegenden Arbeit ist daher der biomechanische Vergleich in einer Universalprüfmaschine zwischen einer internen Standardversorgung der Symphysenverletzung (4,5 mm 4- Loch- LCDC- Platte) und den neueren, winkelstabilen Implantaten (3,5 mm 6- Loch- Platten) im etablierten Einbeinstandmodell am kompletten Beckenring [89].

3 Anatomie des Beckens

3.1 Funktion und Position des Beckens

Das Becken bildet den Abschluss des Rumpfes mit einer trichterförmigen knöchernen Begrenzung und dem muskulär- bindegewebigem Beckenboden. Ebenso überträgt es das Gewicht des Oberkörpers auf die unteren Extremitäten [101]. Die knöcherne Grundlage bildet der aus den beiden Hüftbeinen bestehende Beckengürtel, Cingulum pelvicum, und das zwischen beiden Hüftbeinen eingeklemmte Os sacrum.

Diese Ringkonstruktion ist fest mit dem Ende der Wirbelsäule verbunden und vermag dadurch die Last des Rumpfes und der oberen Extremitäten auf die Beine zu übertragen. Darüber hinaus dient es als Ansatz von Muskel, Sehnen und Bändern sowie der anatomischen Aufnahme und dem Schutz von Organen, Nerven und Gefäßen. Man kann klinisch, den Beckengürtel in einen vorderen und hinteren unterteilen [20, 107].

Durch die Entwicklung des aufrechten Ganges sowie die Veränderungen des Geburtskanals aufgrund der Volumenzunahme des Gehirns passte sich das menschliche Becken im Laufe der Evolution immer mehr an seine Aufgaben an. Das führte zu einem in sich stabilen knöchernen Beckenring, der durch straffe Gelenke und Bänder zusammengehalten wird. Auch der Weichteilmantel und die wirkenden Kräfte der vorhandenen Muskulatur am Beckenring stellen Faktoren für die Formgebung dar [65, 107].

Im aufrechten Stand ist das Becken nach vorne und unten geneigt. Die Beckenneigung, *Inclinatio pelvis*, ergibt sich aus dem Winkel und der Beckeneingangsebene und sowie der Horizontalebene und beträgt 60 Grad. Durch die Beckenneigung liegen die *Spinae iliacae anteriores superiores* und die *Tubercula publica* in einer frontalen (koronaren) Ebene.

3.2 Knöcherne Bestandteile und ligamentäre Verbindungen

Das knöcherne Becken besteht aus den paarigen Hüftbeinen (*Ossa coxae*) und dem Os sacrum. Das Os coxae entsteht entwicklungsgeschichtlich aus jeweils drei Anteilen, dem Os ilium, dem Os ischii und Os pubis, welche vorgeburtlich

endochondral angelegt sind. Es bilden sich Knochenkerne in den einzelnen Anlagen aus. Bis zur Adoleszenz sind sie verknöchert und miteinander verbunden.

Am Oberrand des Os pubis liegt das Tuberculum pubicum, von ihm zieht die Crista pubica nach medial. Die Facies symphysialis ist die medial gelegene und dem gegenseitigen Os pubis zugewandte Fläche.

Aus der Verschmelzung der sakralen Wirbelkörper und deren Rippenresten entsteht das Os sacrum, der distale Fortsatz der Lendenwirbelsäule, welches zwischen den beiden Os coxae eingekeilt ist [20]. Die geringe Beweglichkeit des Os sacrum ist auf die Verzahnung der jeweiligen Gelenkflächen und dem starken Bandapparat zurückzuführen. Es ist jedoch auch in der Lage unter Belastung kleine Translations- und Rotationsbewegung auszuführen. Von entscheidender Bedeutung für diesen Bandapparat sind die Ligg. sacroiliaca anteriora, Ligg. sacroiliaca interossea und die Ligg. sacroiliaca posteriora. Sie ermöglichen die Lastübertragung von der Wirbelsäule auf den Beckenring. Die auch als Syndesmosen wirkenden Lig. sacrotuberale und Lig. sacrospinale verbinden das Os sacrum mit dem entsprechenden Os ischii der jeweiligen Seite. Im Azetabulum, dem Treffpunkt von Os ilium, Os ischii und Os pubis, artikuliert der Kopf des Femurs. Worüber die knöcherne Kraftübertragung zwischen Becken und Oberschenkel erfolgt. Die vorhandenen funktionellen Bandstrukturen sind wichtig für die Stabilität des Beckenrings. Bei einem Fehlen dieser würde ein Auseinanderfallen des Rings resultieren und er könnte seine Funktion nicht erfüllen. Die beiden Ossa coxae und das Os sacrum sind durch Bandhaften, Knorpelhaften und Gelenke miteinander verbunden [64, 100, 125].

3.3 Spezielle Anatomie der Symphyse

Ventral werden die beiden Schambeine durch eine Knorpelhafte (Junctura cartilaginea), die Schambeinfuge (Symphysis pubica) verbunden. Die beiden einander zugewandten Facies symphysiales der Schambeine sind mit einer dünnen Schicht aus hyalinem Knorpel überzogen und werden durch eine faserknorpelige Scheibe, Discus interpubicus, miteinander verbunden. Im Discus interpubicus findet sich ein mit Flüssigkeit gefüllter Spalt (Cavum symphyseos). Vorderseitig verlaufen mehrere stabilisierende Faserzüge. Kranial wird dieser Faserknorpel durch das Lig. pubicum superius und kaudal durch das Lig. pubicum inferius verstärkt (Abb. 1). In

dem ventral gelegene Lig. pubicum anterius sind schräg und quer verlaufende Faserzüge straff miteinander verknüpft [82]. Die Abgrenzung des Discus interpubicus zum Corpus ossis pubis ist bei jungen Patienten meist schwer zu erkennen [90]. Die am Oberrand Os pubis gelegenen Tubercula ossis pubis können, als tastbare Struktur, eine Orientierungshilfe bei osteosynthetischer Versorgung sein [131]. Cranioventral liegt der Ansatz des Musculus rectus abdominis, der eine Aponeurose mit den Adduktoren bildet [121]. An der posterioren Fläche der Symphyse entspringt der Sehnenbogen, Arcus tendineus m. levatoris ani und der Musculus levator ani. Über die Ligg. pubovesicalia ist die Vesica urinaria ebenfalls an der Symphyse befestigt [101].

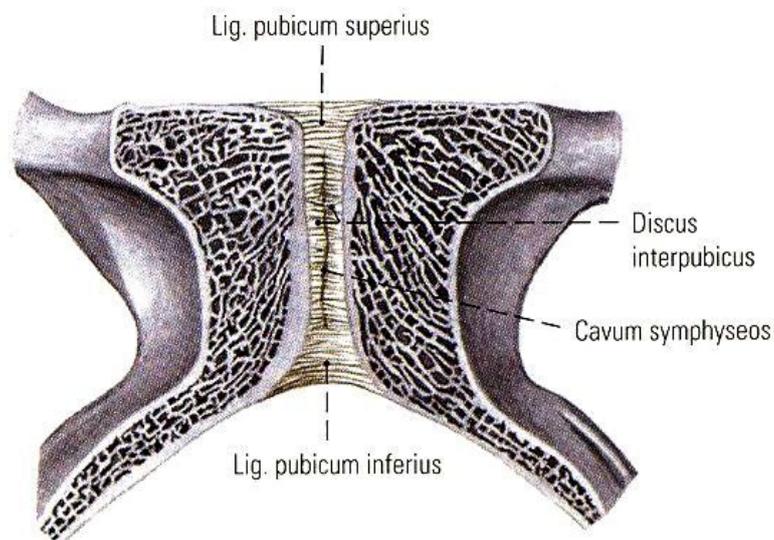


Abb. 1 Frontalschnitt durch die Schambeinfuge
 Aus Waldeyer „Anatomie des Menschen“ [125]

3.4 Nervenbahnen und Gefäße

Der Conus medullaris des Rückenmarks befindet sich beim Erwachsene auf Höhe von L2. Die weiter caudal reichenden Nervenzüge bilden die Cauda equina, welche meist noch bis zur Höhe S1/S2 vom Duralsack umhüllt ist. Am Ende des Wirbelkanals, eingebettet in Fettgewebe, ziehen die Nerven durch die Foramina sacralia ventralia et dorsalia des Os Sacrum. Teile der Rami dorsales versorgen sensibel die Haut der Hüfte und des Gesäßes. Die Rami ventralis der Nervenzweig Th12- Co1 bilden den so genannten Plexus lumbosacralis. Welchen man in den Plexus lumbalis (Th12- L4), den Plexus sacralis (L4- S3), den Plexus pudendus (S3- S5) und dem Plexus coccygeus (S5- Co1) unterteilen kann. Der Plexus pudendus

gibt folgende Fasern in das kleinen Becken ab: die Nervi rectales medii, vesicales inferiores, vaginales, musculus levatoris und musculus coccygei. Darüber hinaus bildet er den Nervus pudendus, welcher dorsal der Levatorplatte im Alcock- Kanal zieht und entsprechend auch eine Nähe zum Os pubis aufweist. Er gewährleistet auch die sensible Versorgung des Dammes und der Perianalregion [101]. Aus dem Plexus coccygeus ziehen versorgende Fasern zum Musculus coccygeus und dem Musculus levator ani.

Die arterielle Versorgung erfolgt durch die Aorta abdominalis. Sie teilt sich auf der Höhe des vierten Lendenwirbels in die beiden Arteriae iliacae communes und in die fortführende Arteria sacralis mediana, welche direkt aus der Aortenbifurkation entspringt. Auf der Höhe der Articulatio sacroiliaca teilt sich die Arteria iliaca communis in die Arteria iliaca interna, die den Beckengürtel versorgt, und in die Arteria iliaca externa, welche die untere Extremität über die Arteria femoralis versorgt. Der venöse Abfluss folgt dem gleichen Schema. Gelegentlich findet sich eine Anastomose zwischen der Arteria epigastrica inferior und der Arteria obturatoria, auch „Corona Mortis“ genannt [23, 63, 84, 110, 117]. Bei Verletzungen des vorderen Symphysenrahmens, jedoch auch bei beispielsweise einer operativen Versorgung des Azetabulums kann es zu schwerkontrollierbaren Blutungen kommen [52].

3.5 Muskeln an der Symphyse

Die caudal an der Symphyse ansetzenden Oberschenkelmuskeln sind die Mm. adductores (M. pectineus, M. gracilis, M. adductor longus, M. adductor brevis, M. adductor magnus, M. adductor minimus). Die benannten Muskeln führen hauptsächlich eine Adduktion, eine Beugung im Hüftgelenk sowie teilweise eine Außenrotation durch. Nur der M. adductor magnus verursacht eine Streckung und Innenrotation im Hüftgelenk.

Das Diaphragma pelvis (M. levator ani, M. coccygeus, M. sphincter ani externus) setzt mit dem M. levator ani sowie dem Arcus tendineus m. levatoris ani an der Hinterfläche der Symphyse an. Anteilig lässt sich der M. levator ani noch in folgende direkt an der Symphyse ansetzende Muskeln unterteilen: M. puborectalis, M. pubococcygeus und M. iliococcygeus über den Arcus tendineus m. levatoris ani. Vetrocranial inserieren der M. rectus abdominis, der M. pyramidalis sowie das vordere Blatt der Rektusscheide an der Symphyse [64, 100, 125].

4 Diagnostik, Klassifikation und Therapie

4.1 Diagnostik

Basis der Diagnostik ist die klinische Untersuchung des Beckenrings. Diese beinhaltet die Inspektion der Beckenregion mit besonderem Augenmerk auf Hämatome, Blutungsquellen und Beinlängendifferenz sowie eine manuelle Untersuchung des Beckens mit seitlicher und ventrodorsaler Kompression. Die Sensibilität und Motorik im Ausbreitungsgebiet des Plexus lumbosacralis sollte neurologisch geprüft werden [20].

Radiologisch werden neben der a.p.- Aufnahme auch Inlet- und Outletaufnahmen als Standardprojektionen angefertigt (Abb. 2).

Mit der Inletaufnahme (30- 45° craniocaudal eingekippte Röhre) kommt der Beckeneingang plan zur Abbildungsebene. Es lassen sich durch die direkte Aufsicht auf die Linea terminalis insbesondere ventrodorsale Verschiebungen des Beckenringes erfassen.

Die Outletaufnahme (30- 45° caudocranial eingekippte Röhre) erlaubt die Beurteilung von craniocaudalen Verschiebungen des Beckenringes. Insbesondere das Sakrum gelangt so plan zur Abbildungsebene, weshalb sakrale Verletzungen insbesondere in dieser Ebene erkannt werden können.

Die Beurteilung der drei Aufnahmen mit Augenmerk auf die rechte und linke Beckenhälfte als auch auf den vorderen und hinteren Beckenring reicht meist schon für eine erste Beurteilung der Stabilität und zur Festlegung einer Arbeitsdiagnose aus. Bei bestehenden Frakturen im dorsalen Beckenringbereich können zusätzliche Indizien wie ein Abbruch des Querfortsatzes L5, eine Inkongruenz der Neuroforamina oder eine vermehrte Innen-/Außenrotation der Beckenschaufeln radiologische Hinweise für bestehende Verletzungen des hinteren Beckenringes darstellen. Hier sollte sich eine Computertomographie anschließen [20].

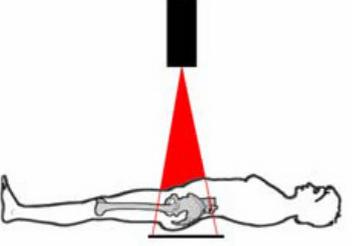
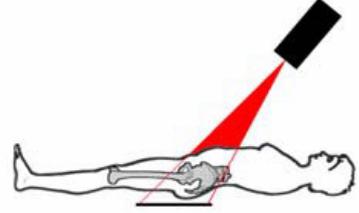
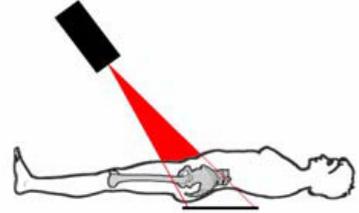
<p>Beckenübersicht</p> <p>senkrecht zur Liegefläche Beckenübersichtsaufnahme</p>		
<p>Inletaufnahme</p> <p>senkrecht zur Beckeneingangsebene Darstellung horizontaler Verschiebungen</p>		
<p>Outletaufnahme</p> <p>senkrecht zur Achse des Os sacrum Darstellung vertikaler Verschiebungen und des Frakturverlaufes im Sakrum</p>		

Abb. 2 Standard- Röntgenaufnahmen bei Beckenringverletzungen in der Übersicht,
modifiziert nach Stöckle: Dorsal oblique pelvic fixator: development and biomechanical testing [108]

Mit der Sonographie können intrapelvine und intraabdominelle Verletzungen durch Flüssigkeitsansammlungen im Abdomen festgestellt und beurteilt werden. Gleichzeitig sollte ein transurethraler Blasenkatheter zur Harnableitung und Bilanzierung gelegt werden. Ist dies unmöglich, muss an eine Blasenverletzung oder ein Urethraabriss gedacht werden. Eine urologische Abklärung sollte daraufhin erfolgen [20].

Im Anschluss kann eine erweiterte Diagnostik mit der Computertomographie erfolgen. Sie ermöglicht auch eine dreidimensionale Rekonstruktion. Die räumliche Beziehung von Fragmenten und Fraktur lässt sich so besser abschätzen und dient der besseren Planung von Reposition und Osteosynthese.

Ein Angiographie, mit dem Versuch der Embolisation zur Blutstillung, kann bei Verdacht auf arterielle Blutungen durchgeführt werden [20].

4.2 Klassifikation

Die verschiedenen Ansätze zu einer Klassifikation der Beckenringverletzungen sind die anatomische Lage, die Richtung der auslösenden Gewalteinwirkung sowie der Instabilitätsgrad.

Auf Basis der Einteilung nach Pennal und Tile [83], welche die Verletzung des Beckenrings nach der ursächlichen Gewalteinwirkung unterteilt, wird in drei Hauptvektoren unterschieden:

1. Antero- posteriore Kompression
2. Laterale Kompression
3. Vertical- shear Verletzung

Basierend darauf wurde eine Klassifikation entwickelt, die den zunehmenden Grad der Instabilität berücksichtigt [113] (Abb. 3). Diese ABC- Klassifikation wurde auch von der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) übernommen und weiterentwickelt [77].

Typ A- Verletzungen (= stabil):

Hier bleibt die knöchernerne und ligamentäre Integrität des dorsalen Beckenrings erhalten. Somit spricht man von einer „stabilen Fraktur“. Dazu zählt man Abrissfrakturen, Beckenrand-, Scham- und Sitzbeinfrakturen sowie Sakrumquerfrakturen [20].

Typ B- Verletzungen (= rotationsinstabil):

Sie sind gekennzeichnet durch eine partielle Instabilität des Beckens. Neben der Instabilität des vorderen Beckenrings, sind auch die ventralen Bandstrukturen des Iliosacralgelenks mit betroffen. Zugrunde liegt ein Rotationsmechanismus. Die Innenrotation wird durch eine laterale Kompression hervorgerufen. Eine Außenrotation führt zu einer so genannten „Open- Book“- Verletzung. Dieses Aufklappen des Beckens ist meist mit einer Symphysensprengung sowie einer

ventralen SI- Gelenksprengung, verbunden. Ein Rotationsmechanismus um verschiedene Achsen kann zu einer so genannten „Bucket Handle“ (Wassereimerhandgriff) - Verletzung führen. Bei einer beidseitigen Verletzung der SI-Fuge spricht man von einer bilateralen B- Verletzung [20] (komplette Klassifikation mit Untergruppen zur wissenschaftlichen Analyse siehe Abb. 4).

Typ C- Verletzungen (= translations- und rotationsinstabil):

Kennzeichnend dafür ist eine komplette dreidimensionale Instabilität des Beckenrings. Die betroffene Beckenhälfte ist nicht nur außen- oder innenrotiert, sondern es liegt auch eine Dislokation nach cranial oder caudal vor [20].

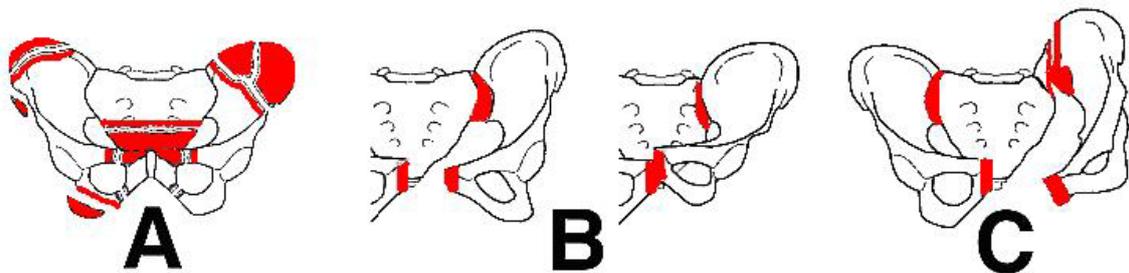


Abb. 3 ABC- Klassifikation nach Müller [107]

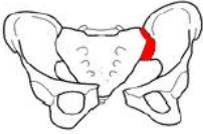
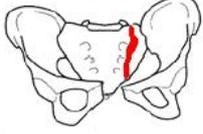
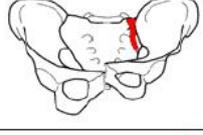
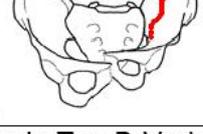
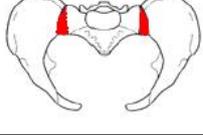
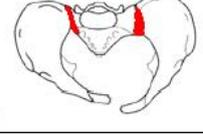
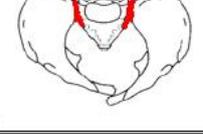
Typ B Beckenring rotatorisch instabil und vertikal stabil		
B 1	unilaterale Außenrotationsverletzung („open book“) = Symphysensprengung	
B 1.1		Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei <u>anteriorer Sprengung der Sakroiliakalfuge</u>
B 1.2		Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei <u>Sakrumfraktur</u>
B 2	Laterale Kompressionsverletzung mit Innenrotationsfehlstellung eines Hemipelvis	
B 2.1		Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>anteriorer Sakrumkompressionsfraktur</u>
B 2.2		Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>partieller Sakroiliakalfugenfraktur/Luxation</u>
B 2.3		Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>inkompletter dorsaler Iliumfraktur</u>
B 3	Bilaterale Typ-B-Verletzungen	
B 3.1		Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler Iliumfraktur</u>
B 3.2		Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>B 1 und B 2 Verletzung</u>
B 3.3		Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler B 2 Verletzung</u>

Abb. 4 AO Klassifikation Beckenverletzungen Typ B [107]

Zusätzlich kann nach Vorschlag von Letournel [62] eine deskriptive Beschreibung von Einzelverletzungen erfolgen (Abb. 5). Der Beckenring wird dazu in einzelne Regionen unterteilt. Diese Verletzungsregionen sind die transsymphysäre, die transpubische, die transacetabuläre, die transiliakale, die transiliosacrale und die transsacrale Region [90].

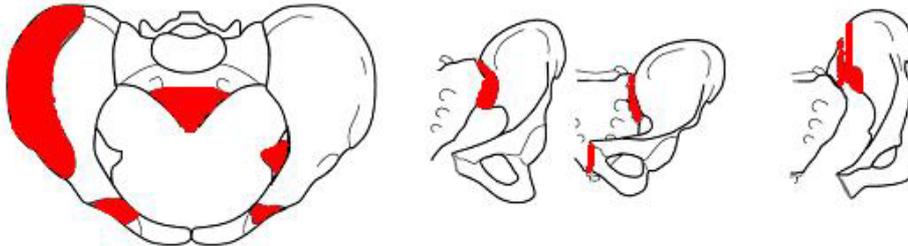


Abb. 5 Verletzungsregionen nach Letournel [90]

4.3 Therapie der Typ B- Verletzungen

Eine Beckenfraktur erfolgt häufig im Zuge eines Polytraumas. 25%- 42% der Patienten mit Mehrfachverletzungen haben auch eine begleitende Beckenfraktur. Die Versorgungsstrategie erfolgt prioritätenorientiert nach vorliegenden Protokollen. Man kann zwischen vier Behandlungsphasen, in Anlehnung an die DGU- Leitlinien für Polytrauma, unterscheiden [15].

- A Akute- Reanimationsphase
- B Primärphase (1. Stabilisierungsphase)
- C Sekundärphase (2. Stabilisierungsphase)
- D tertiäre Phase (Rehabilitationsphase)

In der Akut- und Primärphase erfolgt eine Notfallstabilisierung des Beckens um so eine Reduktion der beckenbedingten Blutung zu erreichen und den Zustand des Patienten zu stabilisieren. In der Sekundärphase wird eine definitive interne Osteosynthese der Beckenringfrakturen propagiert [15]. Typ A- Verletzungen müssen in der Regel jedoch nicht notfallmäßig versorgt werden. Nach ausgiebiger Diagnostik können sie postprimär, meist konservativ, versorgt werden. Ausnahmen ergeben sich durch Ausrissfrakturen an Muskelursprüngen und oder bei Fragmentdruck auf Weichteile, Organe oder Nerven.

Bei Typ B- Verletzungen kann man, obwohl eine teilweise dorsale Instabilität vorhanden ist, ebenfalls konservativ therapieren. Besteht jedoch eine transsymphysäre Instabilität mit einer Dislokation der beiden Symphysenäste über 2 cm, so sollte offen reponiert und die Symphysenäste mit einer Symphysenplatte (z. B.: eine 4,5 mm 4- Loch- DC- Platte) fixiert werden. Hierdurch lässt sich ein sehr gutes radiologisches und funktionelles Ergebnis erzielen [116]. Eine offene Fraktur wird entsprechend mit einem Fixateur externe versorgt [20]. Eine Plattenosteosynthese der Symphyse hat sich als Standardverfahren bei Symphysenrupturen größtenteils durchgesetzt [7, 44, 54, 60, 80, 88, 115]. Abb. 6 zeigt schematisch eine Plattenfixation. In biomechanischen Vergleichen zeigte sich eine Überlegenheit der Plattenosteosynthese gegenüber einer Drahtcerclage (Abb. 7) oder einem PDS- Banding nach Ecke [72] (Abb. 8).

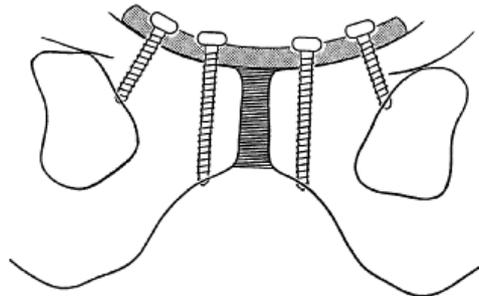


Abb. 6 Plattenfixation aus Meissner et al. [72]

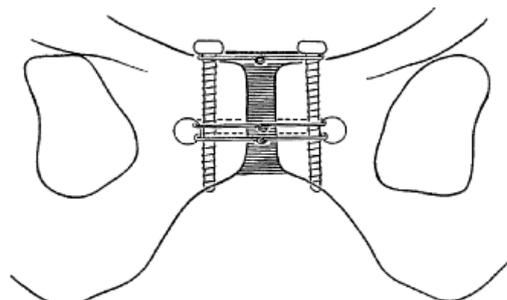


Abb. 7 Drahtcerclage nach Ecke aus Meissner et al. [72]

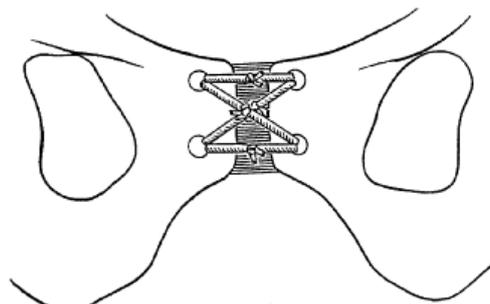


Abb. 8 PDS- Banding nach Ecke aus Meissner et al. [72]

Wie von Polemann et al. beschrieben sollte der operative Zugang zur Symphyse durch einen Pfannenstielschnitt oder eine schon vorhandene Laparatomiewunde erfolgen. Die Position der Platte ist entscheidend für die Stabilität der Osteosynthese. Am besten wird sie dorsal des Tuberculum pubicum, sozusagen hinter dem Ansatz des Musculus rectus abdominis, positioniert. So lässt sich die gesamte Ausdehnung des Corpus ossis pubis zur Schraubenverankerung ausnützen. Um die Platte mittig zentrieren zu können, muss man die Ausdehnung des Discus interpubicus erkennen. Dabei kann das Palpieren mit einem dünnen Kirschnerdraht helfen. Beim Bohren der Schraubenlöcher wird mit dem Zeigefinger die innere Kortikalis des Corpus ossis pubis sowie der Discus interpubicus palpirt, um die Bohrrichtung kontrollieren zu können. Je nach Implantattyp werden nun Schrauben eingebracht. Es ist ein möglichst langen Schraubenweg, und sofern möglich, eine bikortikale Verankerung anzustreben [90].

5 Biomechanik des Beckens

5.1 Grundlagen

Abb. 9 zeigt eine halbschematische Darstellung der Bogenkonstruktion des Beckens im Stehen. Der obere rote Pfeil deutet die auf den Bogen einwirkende Last des Rumpfes an. Der Bogen setzt sich nach unten in der Traglinie des Beines fort. Die dünneren schwarzen Pfeile zeigen die Beanspruchung des Knochens und der Bänder bei verschiedenen Belastungen [125].

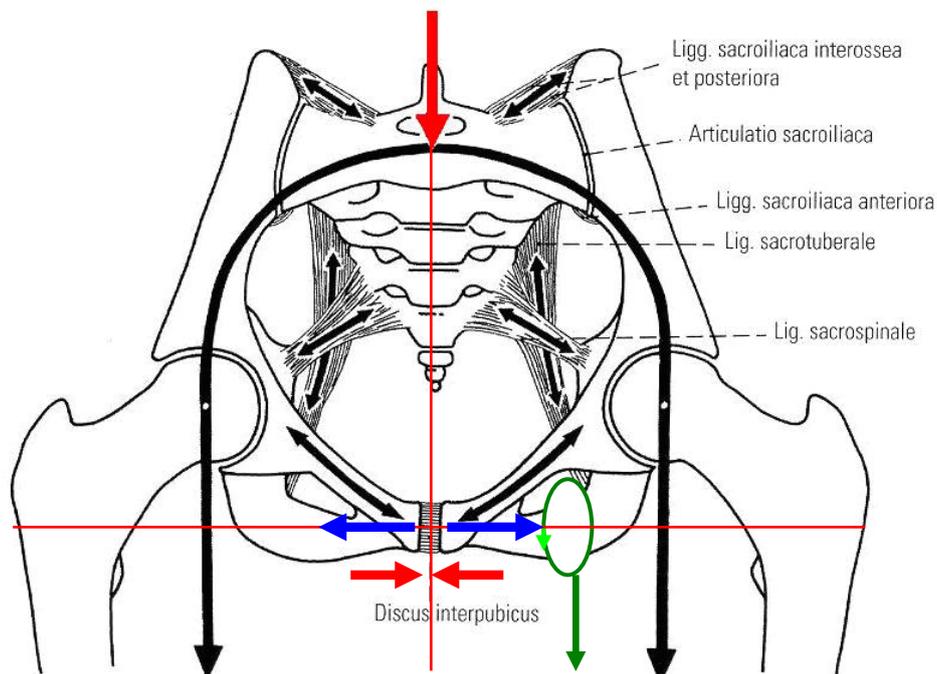


Abb. 9 Halbschematische Darstellung der Bogenkonstruktion des Beckens

Modifiziert nach Waldeyer „Anatomie des Menschen“ [125]

Der Kraftfluss erfolgt in den vorderen Beckenring über das Azetabulum bis in die Symphyse, die eine entsprechende Pufferwirkung ausübt [21]. Genauer betrachtet erfolgt in der Symphyse beim Zweibeinstand eine Belastung auf Zug (Abb.9 blaue Pfeile), beim Einbeinstand treten Schubkräfte in ventrocaudaler Richtung auf in Verbindung mit einer Rotation um die Transversalachse [71, 72, 126] (Abb. 9 grüne Pfeile). Eine Bewegung in der Vertikalachse von durchschnittlich 1,2 mm und 0,6 mm in der Sagittalachse wurden von Walheim et al. [126] beschrieben. Beim Sitzen wird sie auf Druck belastet (Abb. 9 rote Pfeile). Während des Gehens treten Druck- und Biegebelastungen (sagittale Scherbelastungen) auf. Bei intaktem Beckenring liegt die

Symphyse jedoch außerhalb des Hauptkraftflusses und ist in diesem Fall von geringerer Bedeutung für die Stabilität [114]. Die Hauptlast des Körpers wird über die Wirbelsäule in das Sakrum übertragen. Von dort fließt die Kraft über die sacroiliacalen Bänder in das Os coxae. Im Azetabulum wird sie an die Hüftköpfe weitergegeben. Aufgrund des Kraftflusses beim Zweibeinstand wird das Os sacrum nach unten gedrückt, wodurch sich die dorsalen Bandstrukturen spannen. Einem Abkippen nach ventrocaudal wirken die Lig. sacrotuberale und Lig. sacrospinale entgegen. Durch die Ligg. sacroiliaca posteriora und Ligg. iliolumbalia erfolgt eine Abfederung in kranio-caudaler Richtung. Aufgrund des Kraftflusses in den dorsalen Bandstrukturen entsteht ein Zug auf die Hüftbeine. Resultierend wird das Os sacrum zwischen den beiden Ossa coxae eingeklemt.

Im Einbeinstand verschiebt sich der Körperschwerpunkt zur Seite des Spielbeins, so dass es nun zu einer Druckbelastung des unteren SI- Gelenks kommt [113] und im vorderen Beckenring die Symphyse, als Knorpelhaute, einer ventrocaudalen Scher- und Rotationsbewegung entgegenwirkt. Abb. 10 zeigt die knöchernen Verdichtungszone (grau) die ständigen Druck-, Biegungs-, Zug- und Abscherbelastungen ausgesetzt sind. Entlang dieser erfolgt der Kraftfluss im Hüftbein. Im Mittelpunkt dieser Achteerschlinge liegt das Azetabulum mit dem Hüftkopf, auf den dann die entsprechenden Kräfte übertragen werden. Die Wirkung der Körperlast und der Muskeln sind durch Pfeile gekennzeichnet [125].

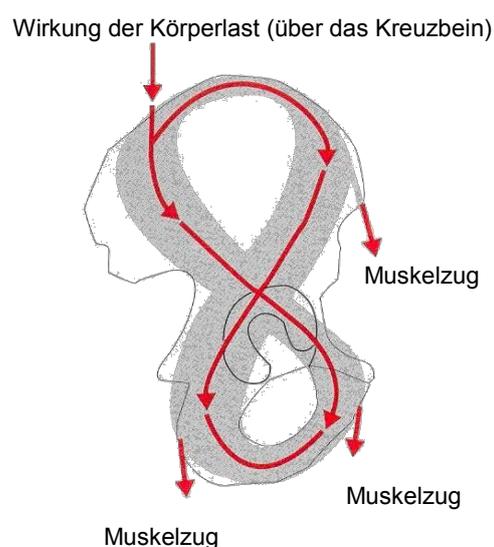


Abb. 10 Konstruktionsschema des Hüftbeins (Seitansicht)

Modifiziert nach Waldeyer „Anatomie des Menschen“ [125]

5.2 Pathobiomechanik des vorderen Beckenrings

Durch punktuell einwirkende Kräfte können einfache, fokale Frakturen im transsymphysären oder transpubischen Bereich entstehen. Auch Querfrakturen des Os sacrum sowie einfache Abrissfrakturen. Diese Frakturen kann man zu den stabilen Beckenverletzungen zählen, da durch sie die biomechanische Eigenschaft des Ringsystems kaum beeinflusst wird und ein „stabiler“ Beckenring verbleibt [20].

Frakturen im dorsalen Bereich können jedoch eine Schwächung und somit eine biomechanische Instabilität verursachen [18, 86, 118].

Bei einer über die Beine einwirkenden, von distal kommenden Kraft, die durch eine Stauchung, einen Außenrotations- oder Innenrotationsmechanismus erfolgen kann, kann es zu einem scharnierartigem Aufklappen des Beckenrings im Symphysenbereich kommen.

Diese sogenannte Typ B- Verletzung führt zu einer partiellen Instabilität des Beckens. Durch die meist vorliegende Symphysenruptur, das Zerreißen der Lig. sacroiliaca ventralia und einer Infraktur der Ala ossis sacri, ist ein Aufklappen des Beckens auch „Open- Book“- Verletzung genannt, zu erklären (Abb. 11).

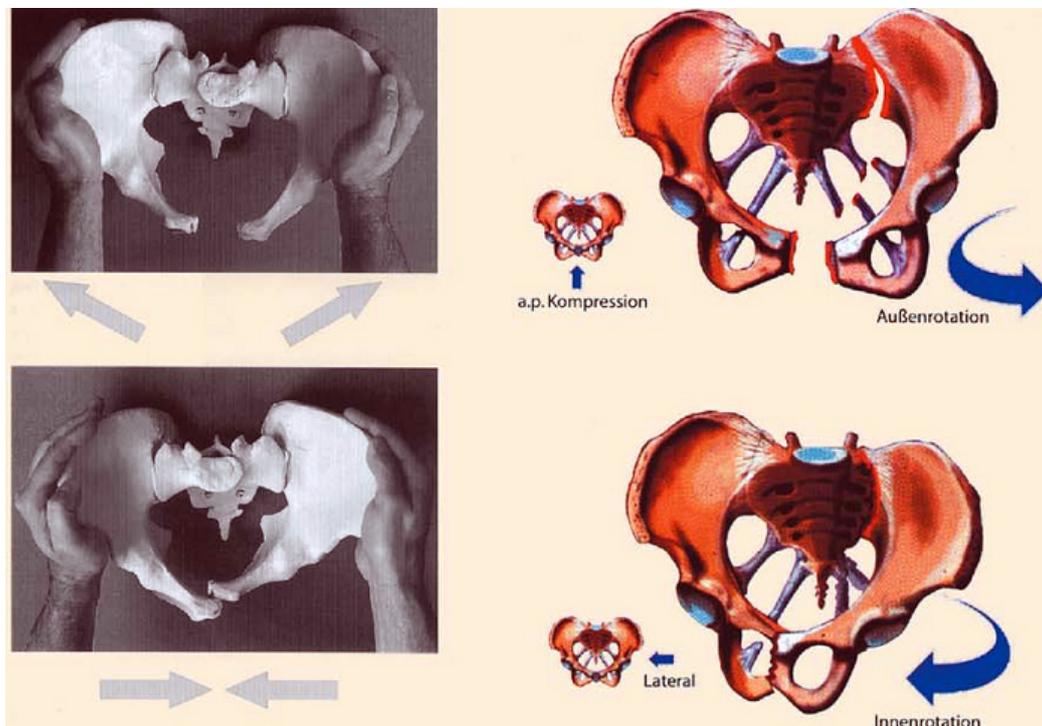


Abb. 11 Mechanismen die zu einer Typ B- Verletzung führen können

Aus Tscherne H, Pohlemann T „Becken und Acetabulum“ [118]

6 Material und Methodik

6.1 Beckenpräparate und Präparation der Becken

Es wurden Kunststoffbecken¹ sowie anatomische Beckenpräparate untersucht. Die anatomischen Präparate wurden entnommen und anschließend von den Weichteilen befreit. Erhalten wurden nur die dorsalen Bandstrukturen mit den Ligg. sacroiliacalia anteriora, interossea et posteriora sowie den distal gelegenen Ligg. sacrotuberale und sacrospinale. Die Spender waren nach den Sektionsunterlagen vor ihrem Tod nicht über längere Zeit immobilisiert. Eine Einwilligung der Spender lag vor. Vor Versuchsbeginn erfolgte eine Vermessung der Beckenpräparate, um mit diesen Daten einen Indiz für die Homogenität und Reproduzierbarkeit zu erhalten.

Folgende Parameter wurden erfasst:

- Distantia cristarum
- Distantia spinarum
- Diameter spinarum post. sup.
- Diameter spinarum post. inf.
- Diameter transversa (Beckeneingangsebene)
- Conjugata anatomica
- Diameter transversa (Beckenausgangsebene)

Bei den anatomischen Präparaten wurde als Indiz für die Vergleichbarkeit die Distanz zwischen den beiden Spinae iliacae anteriores superiores (ASIS- ASIS) herangezogen.

Die Kunststoffbecken wurden am Darmbeinkamm mit Bohrlöchern zur Aufnahme der Abduktorensimulation versehen. Anschließend erfolgte eine Verschraubung der Sakroiliakalgelenk mit 3,5 mm Kortikalisschrauben, um die fehlenden dorsalen Bandstrukturen auszugleichen. Die Einleitung der Prüfkraft erfolgte direkt auf das Sakrum. Analog dazu erfolgte die Präparation der anatomischen Präparate. Die

¹ Firma Synbone/Schweiz (Synbone Modell 4060),

zuvor entnommen und dann kältekonserverten Becken (bei -80°C) wurden nun bei Zimmertemperatur über sechs Stunden aufgetaut. Als Schutz vor dem Austrocknen wurden sie regelmäßig mit 0,9% NaCl- Lösung befeuchtet. Es erfolgte so dann die Entfernung der verbliebenen Lendenwirbel und ebenfalls die Fixierung der Kraffteinleitung auf das Sakrum.

6.2 Auszugskräfte der Schrauben

Zur Messung des Implantat- Knochen- Verbundes wurden die Anzugskräfte bei einem Kunststoffbecken sowie bei jedem anatomischen Becken mit einer 3,5 mm Titan- Kleinfragmentschraube ermittelt. Hierzu wurde zunächst eine Platte aus Hartholz angefertigt, auf welcher die Becken durch Unterlegen von passenden Hartholzblöcken spielfrei gelagert und daraufhin mit Scotchcast® sicher fixiert wurden (Abb. 12).



Abb. 12 Fixierung des Beckens

Anschließend wurde eine 4- Loch Kleinfragmentplatte an einem Plattenloch umgebogen und mit einer lotrecht eingebrachten Schraube auf der Symphyse fixiert. Diese Platte wurde dann im Kraftaufnehmer der Maschine eingespannt (Abb. 13).



Abb. 13 Versuchsanordnung zur Messung der Auszugskraft

Die Auszugskräfte wurden an jedem Becken (sechs anatomische und ein Kunststoffmodell), jeweilig auf dem linken und rechten Corpus ossis pubis, gemessen. Alle Messpunkte waren im Versuchsaufbau lotrecht zu erreichen. Die Messungen wurden einer Universalmaterialprüfmaschine durchgeführt. Der Versuchsablauf wurde softwareseitig gesteuert und angepasst. Die maximale Kraft wurde unter Berücksichtigung der biomechanischen Ergebnisse auf 750 Newton begrenzt. Die Vorkraft zu Beginn des Versuchsablaufes wurde auf 0 Newton festgelegt, die Kraftänderungsrate betrug 5 Newton/sec. Es wurde unmittelbar ein Zyklus zur Bestimmung der Auszugskraft von 0- 750 Newton gefahren.

6.3 Bruchtest

Es wurde je ein Kunststoffpräparat und ein anatomisches Präparat bis zur Bruchbelastungsgrenze getestet (= Versagensgrenze des Aufbaus), um die maximal mögliche axiale Kraft in dem Belastungszyklus zu bestimmen. Beim anatomischen Präparat erfolgte die Belastung nur bis zum ersten sichtbaren Versagen des Beckens. Bei dem Kunststoffpräparat erfolgte die Belastung bis zum Bruch des Beckens.

6.4 Frakturmodell

Nach primärer Messung der Belastbarkeit mit intakter Symphyse (INTAKT), wurde die nachfolgende Messung mit komplett durchtrennter Symphyse (OFFEN) durchgeführt. Dazu wurde das Frakturmodell angelehnt an einer Beckenringverletzung Typ 61 B1 nach AO/ASIF erzeugt (Abb. 14).

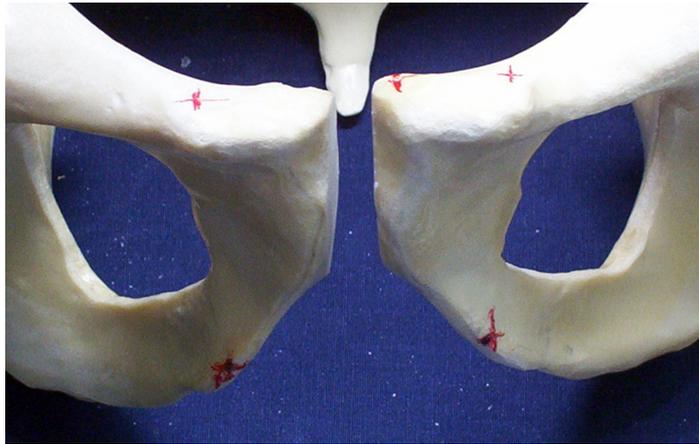


Abb. 14 Frakturmodell - durchtrennte Symphyse

6.5 Implantate und Implantationstechnik

Anschließend erfolgte die Reposition der Symphyse und temporäre Fixation mit einer großen Beckenrepositionszange mit Spitzen. Sodann alternierende Fixation der Symphyse mit der im klinischen Gebrauch befindlichen 4- Loch 4,5 mm LCDC- Platte sowie zweier weiterer durch die Pelvic Expert Group der AO (PEEG) speziell für die Symphyse entwickelte, winkelstabile 3,5 mm Beckenimplantate.

Bei allen Implantaten wurden ein möglichst langer Schraubenweg sowie eine bikortikale Verankerung angestrebt. Denn bei osteoporotisch veränderter Knochensubstanz ist eine sichere bikortikale Verankerung anzustreben, da der Kraftfluss im Schambeinastbereich, wie Fabeck biomechanisch nachwies, hauptsächlich über die Kortikalis abfließt [33].

6.5.1 Konventionelles Standardimplantat

Im klinischen Gebrauch befindliche, 4,5 mm 4- Loch- LCDC- Platte (LCDCP) in Stahlausführung mit Fixation durch vier zwischen 50- 70 mm langen 4,5 mm Kortikalisschrauben beidseits der Symphyse. Die beiden mittleren Plattenlöcher wurden dabei durch exzentrische Bohrung unter dynamischer Kompression mit Kortikalisschrauben besetzt. Die beiden äußeren Plattenlöcher wurden mit neutral gebohrten Kortikalisschrauben besetzt (Abb. 15).



Abb. 15 LCDCP: Standard-4,5 mm 4- Loch LCDC- Platte in Stahlausführung

6.5.2 Modifiziertes, nicht winkelstabil besetztes Implantat

Neu konzipierte, 3,5 mm 6- Lochplatte (DCP) in Stahlausführung. Es wurde eine Kombination aus dynamischer Kompressionsmöglichkeit medial (= DC-Prinzip) und neutral (Abb. 16) sowie auch winkelstabil (Abb. 17) besetzbaren äußeren Plattenlöchern verwendet.



Abb. 16 Neu konzipierte, 3,5 mm 6- Lochplatte in Stahlausführung
(laterale Schrauben neutral)



Abb. 17 Neu konzipierte, 3,5 mm 6- Lochplatte in Stahlausführung
(laterale Schrauben winkelstabil)

6.5.3 Modifiziertes, rein winkelstabiles Implantat

Neu konzipierte 3,5 mm rein winkelstabile 6- Loch LC- Platte (WSP) in Stahlausführung. Die Fixation erfolgte bei allen sechs Plattenlöchern mit rein winkelstabilen Kopfverriegelungsschrauben nach Vorbohrung mit einer speziellen, winkelstabilen Bohrhülse (Abb. 18).



Abb. 18 Neu konzipierte 3,5 mm rein winkelstabile 6- Lochplatte in Stahlausführung

6.6 Einbeinstandmodell

Für die Testanordnung wurde das Modell des Einbeinstandes [19, 89] mit physiologischer Belastung im aufrechten Stand gewählt. Somit wurde versucht, eine günstige Lastverteilung für die Untersuchungen an und in der Symphyse zu erreichen. Zur Krafteinleitung wurde auf den Wirbelkörper S1 eine Andruckkugel mit Einschraubgewinde montiert und diese formschlüssig in eine am Kraftaufnehmer angebrachte, handelsübliche Endoprothesenpfanne eingebracht. Hierdurch war eine abrutschsichere Krafteinleitung bei großer Bewegungsfreiheit möglich, die sich in den Vorversuchen gegen die Alternative einer Andruckplatte durchgesetzt hatte. Die Lastmessung erfolgte über eine in der Prüfmaschine eingebaute Kraftmessdose. Der gesamte Versuchsaufbau wurde über eine Grundplatte fest mit dem Rahmen der Prüfmaschine verbunden. Das rechte Bein wurde durch einen mit der Grundplatte verbundenen Ständer aus Plexiglas simuliert. Mit einer hochfesten Nylonschnur erfolgte die Simulation der Muskelzüge der Abduktoren, an denen ebenfalls ein Kraftsensor zur Messung der auf die Abduktoren wirkenden Kräfte, angebracht war. Das Becken wurde so eingerichtet, dass eine aus beiden Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphyse gebildete Frontalebene senkrecht zur Unterlage

bestand. Diese Position entsprach der physiologischen Kippung des Beckens von 50- 60 Grad im Stehen. Die Feinjustierung der Position erfolgte mit Hilfe der Abduktorensimulation. Durch eine Vorbelastung von 50 Newton im Mittel durch die Universalprüfmaschine wurde das jeweilige Becken in der Waagrechten gehalten (Abb. 19).

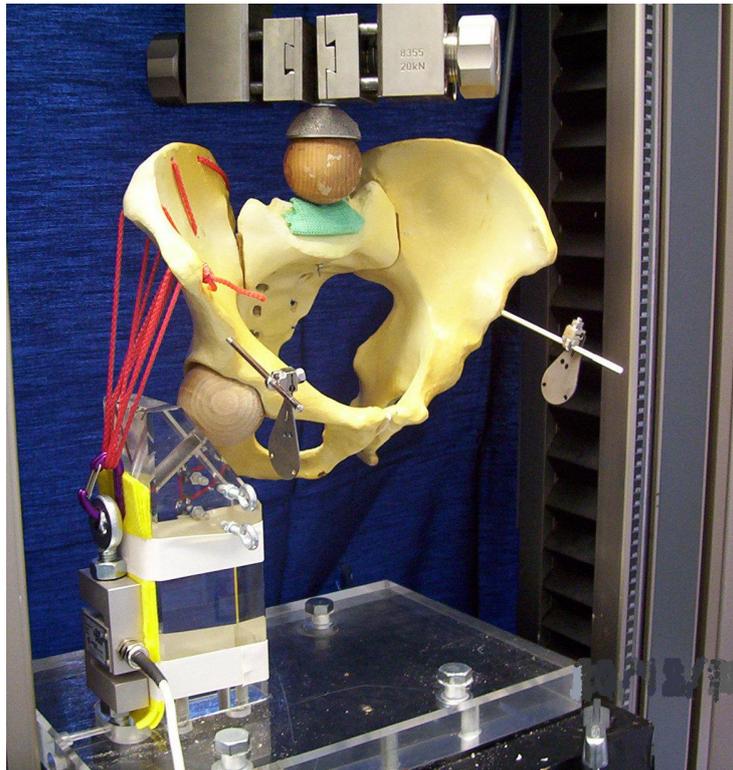


Abb. 19 Verwendetes Einbeinstandmodell

6.6.1 Biomechanik des Einbeinstands

In Abb. 20 ist die Kraftwirkung an der Symphyse durch die blauen Pfeile dargestellt. Beim menschlichen Einbeinstand verschiebt sich das Gravitationszentrum zur Seite des Spielbeins. Im verwendeten Versuchsaufbau erfolgt die Einleitung der Kraft **W** mittig fixiert von der Prüfmaschine direkt über das Os sacrum. Dies entspricht eher einem statischen Stand auf einem Bein, wobei sich das Gravitationszentrum auf die Seite des Standbeines verschiebt. Daraus resultiert ein sich verkürzender Hebelarm **D**. Hierdurch ändert sich das Prinzip der Kraftübertragung jedoch nicht. Das Modell erlaubt eine Vorhersage der Kraft auf die Abduktorenmuskulatur **F** und ebenso eine Vorhersage der Hüftlast **H**.

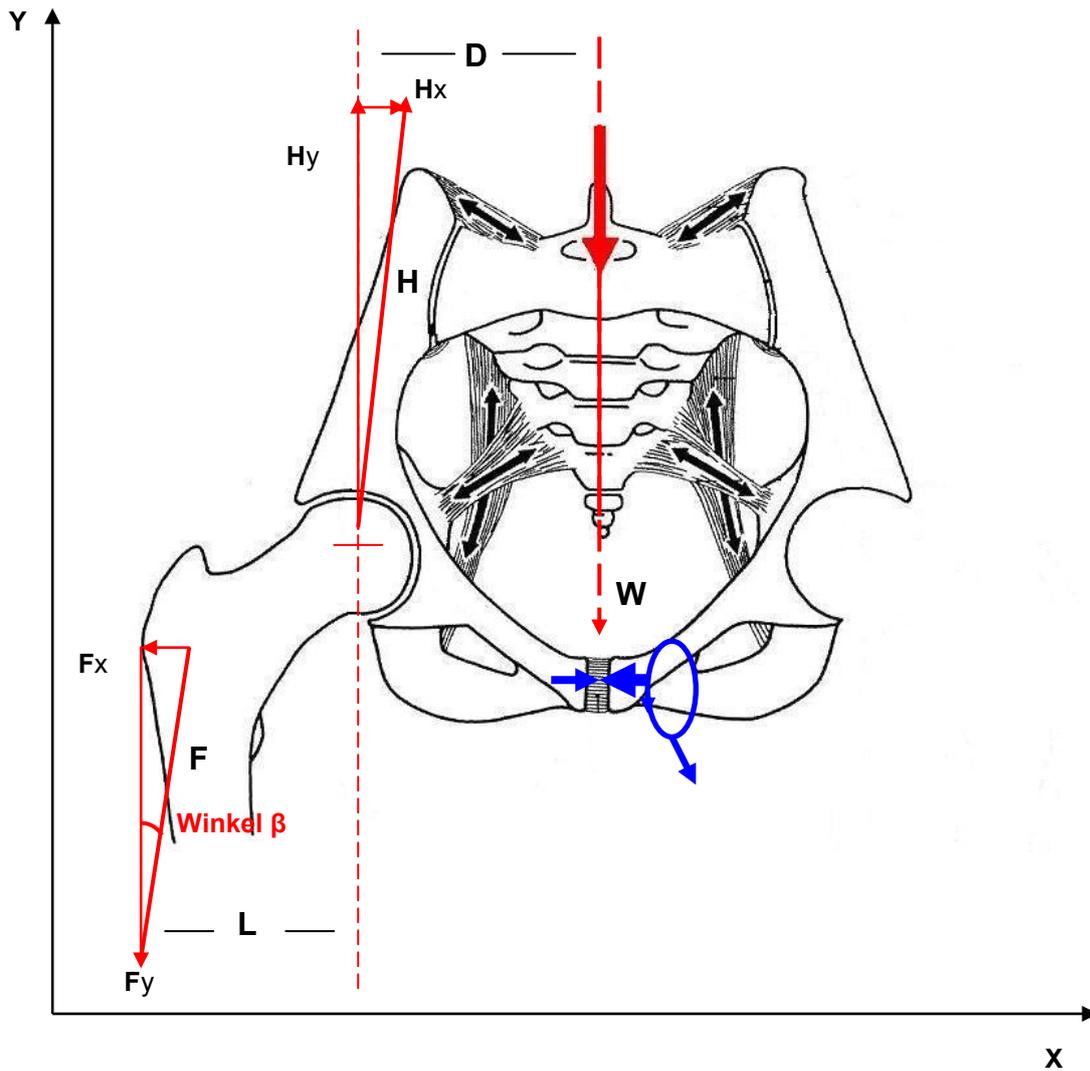


Abb. 20 Kräfteverhältnis beim Einbeinstand

Modifiziert nach „Musculoskeletal Biomechanics – S. 70“ [13] und
nach Waldeyer „Anatomie des Menschen“ [125]

Im Folgenden wird nun gezeigt, wie man rechnerisch bei gegebener Kraft **W**, die Kraft auf die Abduktoren **F** und die Hüftlast **H** ermitteln kann.

Es gilt das Kräftegleichgewicht:

$$1.) \quad \mathbf{H} + \mathbf{F} + \mathbf{W} = 0$$

Die Vorzeichen der Kräfte werden entsprechend dem in Abb. 20 vorgegebenen Koordinatensystem bestimmt.

Es sei gegeben die Kraft **W**. Beim Menschen wird sie nach der Formel

$\mathbf{W}_{\text{Mensch}} = 0,8 \cdot \text{Körpermasse (m)} \cdot \text{Ortsfaktor (g)}$ berechnet, da das Bein ungefähr 20% des Gewichts ausmacht, multipliziert man mit 0,8.

$$\mathbf{W}_{\text{Mensch}} = 0,8 \cdot m \cdot g$$

In dem verwendeten Einbeinstandmodell ist die Kraft **W** gleich der eingeleiteten Kraft der Prüfmaschine bei maximaler Belastung. Der Hebelarm der Abduktorenkraft sei hier mit als **L** benannt. **D** ist die Distanz vom Hüftzentrum bis zur Mitte des Os sacrum (Hebelarm der Kraft **W**). **X** sei der Quotient **D/L**.

Es gilt:

$$2.) \quad D = x * L$$

$$x = D/L \quad (\text{beim Menschen ist } D = 2L \text{ anzunehmen})$$

Kräfte in Y – Achsenrichtung:

Es gilt: $H_y + F_y + W_y = 0$

Unter der Annahmen in 1.) und 2.) und mit Bildung der Kraftmomente, erhalten wir

$$3.) \quad -L * |F_y| + D * |W| = 0$$

$$|F_y| = x * |W|$$

Da die Kräfte **F_y** und **W** in die gleiche Richtung zeigen, gilt

$$4.) \quad F_y = x * W$$

Nach dem Einsetzen in das Kräftegleichgewicht $H_y + F_y + W_y = 0$, erhält man

$$5.) \quad H_y = -x * W_y - W_y$$

$$H_y = -W_y (x + 1) \quad \text{da } x = D/L$$

$$H_y = -W_y (D/L + 1)$$

H_y ist die Hüftlast, die Kraft, welche vom Femurkopf auf das Azetabulum übertragen wird. **W_y** zeigt in die negative Y-Achsenrichtung. Somit ist **H_y** in diesem Fall, dass **(D/L+1) - fache** der Kraft **W**.

Kräfte in X- Achsenrichtung:

Aufgrund des Gleichgewichtszustands gilt in X- Richtung $H_x + F_x = 0$, da die X- Komponente der Kraft **W** gleich Null ist.

$$6.) \quad F_x = F_y * \tan \beta$$

$$F_x = x * W_y * \tan \beta$$

Der Winkel β beträgt beim Menschen ungefähr 15° , in dem verwendeten Modell beträgt er ungefähr 12° .

Da $F_y = x \cdot W_y$ aus 4.) gilt und auf Grund des Kräftegleichgewichts, ist:

$$\begin{aligned} 7.) \quad H_x &= -F_x \\ H_x &= -(x \cdot W_y \cdot \tan \beta) \\ H_x &= D/L \cdot W_y \cdot \tan \beta \end{aligned}$$

Berechnung der ganzen Kräfte:

Gegeben sind:

W = einleitende Kraft über Os sacrum

D = Hebelarm der Kraft **W**

L = Hebelarm der Abduktorenkraft **F**

Winkel β = Winkel zwischen der Y- Komponente **F_y** der Abduktorenkraft und der gesamten Kraft **F**. Hier beträgt β ungefähr 12° ($\tan 12^\circ = 0,2126$).

Hüftlast H:

$$\begin{aligned} 8.) \quad H &= \sqrt{(H_x^2 + H_y^2)} \\ H &= \sqrt{((x \cdot W_y \cdot \tan \beta)^2 + (-W_y(x+1))^2)} \\ H &= \sqrt{(x^2 \cdot (W_y)^2 \cdot (\tan^2 \beta + (1/x + 1)^2)} \\ H &= \sqrt{((D/L)^2 \cdot (W_y)^2 \cdot (\tan^2 \beta + (L/D + 1)^2)} \\ H &= \sqrt{((D/L)^2 \cdot (W_y)^2 \cdot (0,0452 + (L/D + 1)^2)} \end{aligned}$$

Abduktorenkraft F:

$$\begin{aligned} 9.) \quad F &= \sqrt{(F_x^2 + F_y^2)} \\ F &= \sqrt{(x \cdot W_y \cdot \tan \beta)^2 + (xW_y)^2} \\ F &= \sqrt{(x^2 \cdot W_y^2 \cdot (\tan^2 \beta + 1)} \\ F &= \sqrt{((D/L)^2 \cdot W_y^2 \cdot (\tan^2 \beta + 1)} \\ F &= \sqrt{((D/L)^2 \cdot W_y^2 \cdot 1,0452)} \end{aligned}$$

Somit kann man nun die Abduktorenkraft **F** und die Hüftlast **H** bei bekannter Kraft **W** (Gewichtskraft oder Prüfmaschine) sowie bekanntem Quotient D/L und Winkel β berechnen [13].

Abduktorenkraft: $F = \sqrt{((D/L)^2 \cdot W^2 \cdot 1,0452)}$

Hüftlast: $H = \sqrt{((D/L)^2 \cdot W^2 \cdot (0,0452 + (L/D + 1)^2)}$

6.7 Universalmaterialprüfmaschine

Zu den biomechanischen Prüfungen wurde eine digital gesteuerten Universalmaterialprüfmaschine² (Abb. 21) zur Zug- Druck- Prüfung verwendet. In der Messdose über dem Wirbelkörper S1 erfolgte die Messung der jeweils aufgebracht Kräfte. Die Messdose arbeitete nach Herstellerangaben mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1$ Newton. Die Prüfmaschine wurde über eine eigene Software³ (Abb. 22) durch einen angeschlossenen Computer digital gesteuert. Mit Hilfe der Software wurde ein Belastungsprogramm erstellt. Die Geschwindigkeit der Maschinentraverse wurde mit 1,5 mm/min als quasi statisch eingestellt.

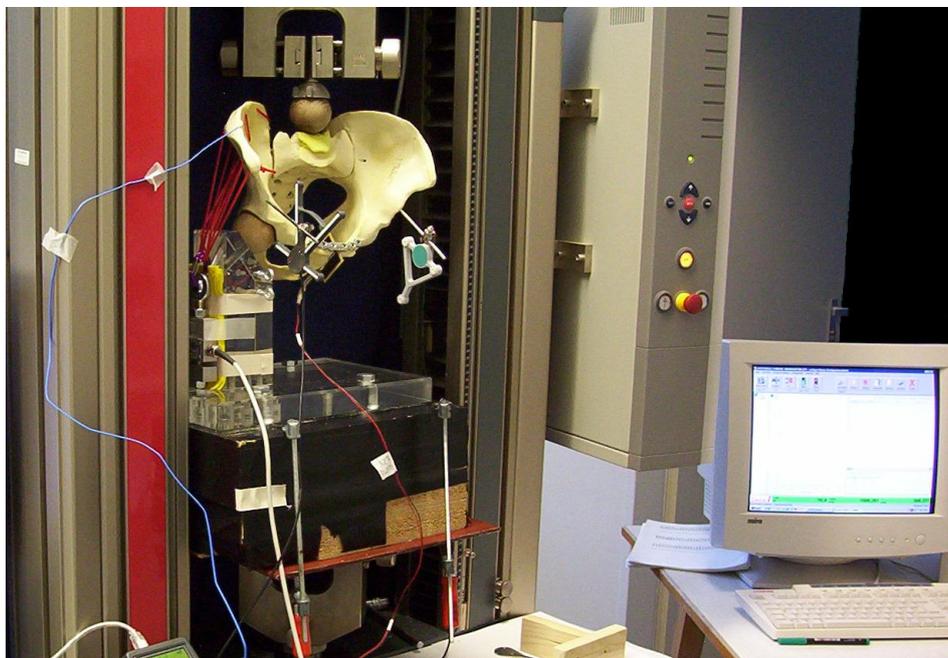


Abb. 21 Universalmaterialprüfmaschine mit eingespanntem Becken

² Fa. Zwick, Ulm/Einsingen; Universal- Materialprüfmaschine Nr. 144503

³ Fa. Zwick, a. a. O, testXpert V8.1

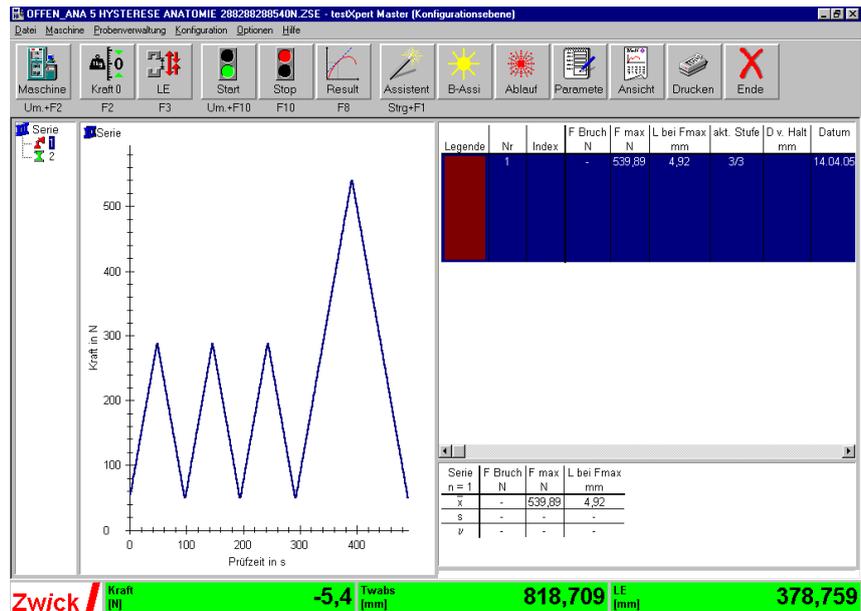


Abb. 22 Bildschirmansicht der Software testXpert V8.1

6.8 Messsystem von Translation- und Rotationsbewegung

Zur dreidimensionalen Echtzeit- Bewegungsanalyse der Dislokation und Rotation im Symphysenspalt wurde ein ultraschallbasiertes Messsystem⁴ mit einem Sensorpaar verwendet (Abb. 23). Mit diesem System, jeweils bestehend aus Ultraschallmikrofon und Ultraschallsender, konnten komplette Sätze an Raumkoordinaten aufgezeichnet werden (Abb. 24).



Abb. 23 Messsystem mit einem Sensorpaar

⁴ Fa. Zebris, Isny, CMS70 P

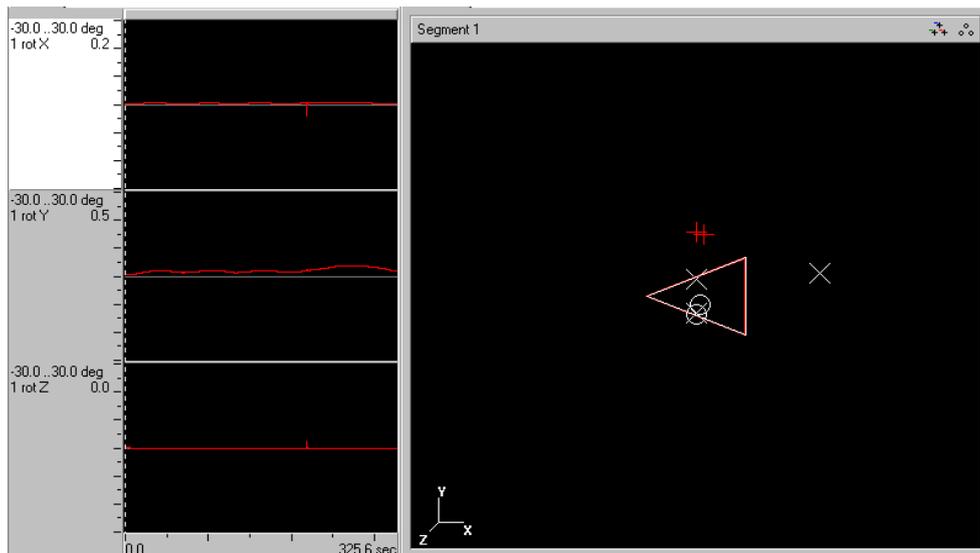


Abb. 24 Bildschirmausschnitt des ultraschallbasierten Messsystems

Dazu wurden drei in Abhängigkeit vom Beckenpräparat im Raum liegende Punkte definiert und eingelesen. Danach wurden die Messpunkte definiert. Es wurden an den jeweiligen Messpunkten auf den Schambeinästen beidseits der Symphyse Bewegungen in den Translationsachsen (X, Y, Z) und Rotationsachsen (α , β , γ) aufgezeichnet. Das Sensorpaar wurde über eine parallele Schnittstelle mit einem PC verbunden. Eine für die biomechanischen Untersuchungen adaptierte Software⁵ errechnete die Raumorientierung des Sensorpaares, wobei nach initialer Kalibrierung des Messsystems auf den Präparaten eindeutige Messpunkte definiert worden waren. Die einstellbare Messrate wurde mit 5000 Hertz gewählt. Das Auflösungsvermögen des Messsystems wird vom Hersteller mit 0,1 mm Translation und 0,1 Grad Rotation angegeben. In Voruntersuchungen konnten diese Werte in Kreuztischmessungen nachgewiesen werden.

6.8.1 Koordinatensystem

Nach Ausrichtung des Beckens (Ebene Spinae iliacae anteriores superiores und Symphyse lotrecht) wurde zu Beginn jedes Versuches eine Kalibrierungsmessung zur Festlegung des Koordinatensystems durchgeführt. Die X- Achse lief longitudinal (entlang der Symphyse nach caudal), die Y- Achse transversal (entlang der oberen Schambeinäste) und die Z- Achse verlief sagittal im Verlauf der Symphyse nach ventral. Bei der gemessenen Rotation im Winkel α fand eine Drehung um die X-

⁵ Fa. Zebris, Isny, WinBiomechanics Version 0.1.9

Achse, bei Rotation im Winkel β eine Drehung um die Y- Achse und bei Rotation im Winkel γ eine Drehung um die Z- Achse statt (Abb. 25).

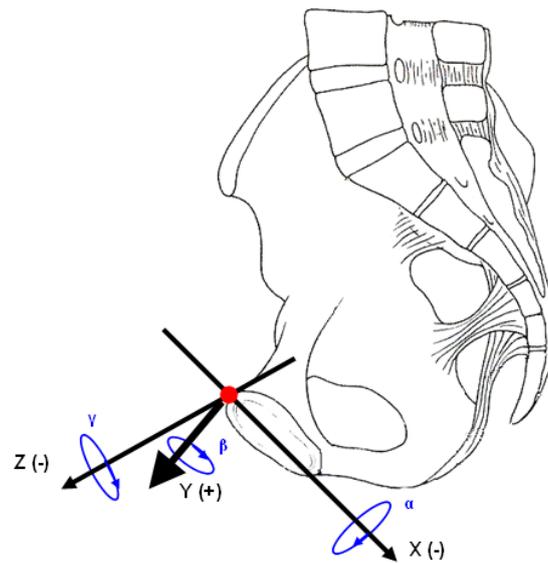


Abb. 25 Koordinatensystem- Schematische Ansicht von lateral

In Abb. 26 ist das in die Prüfmaschine aufgestellte Becken mit dem Koordinatensystem zu sehen. Der rote Pfeil zeigt die Hauptdislokationsrichtung im Versuchsaufbau an. Das Becken wird hier mit intakter Symphyse getestet. Seitlich sieht man die angebrachte Abduktorensimulation, welche das Becken in der Waagrechten hält und auch die dort wirkenden Kräfte aufnimmt.

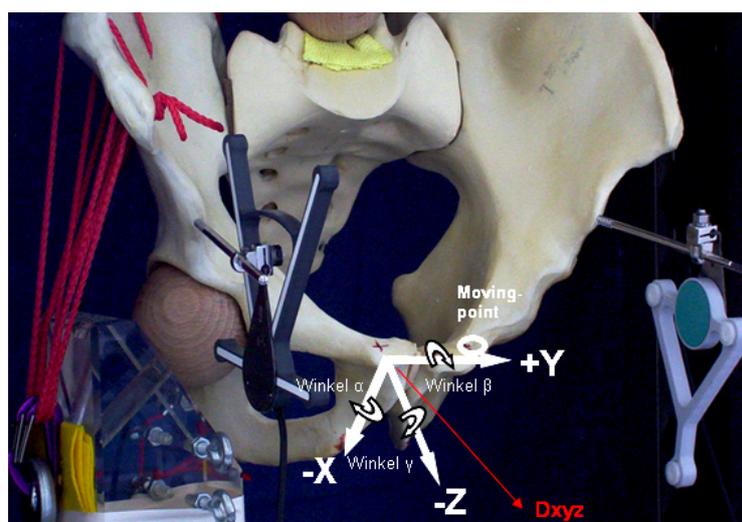


Abb. 26 Koordinatensystem-
Ansicht von ventral mit errechneter Hauptdislokationsrichtung D_{xyz} (rot dargestellt)

Durch ein angefertigtes Holzgestell, welches auf die Symphyse aufgelegt wurde, konnte ein immer gleich im Raum liegendes Koordinatensystem gewährleistet werden. Somit wurden die drei Punkte zur Definition des Koordinatensystems immer gleich eingelesen (Abb. 27).

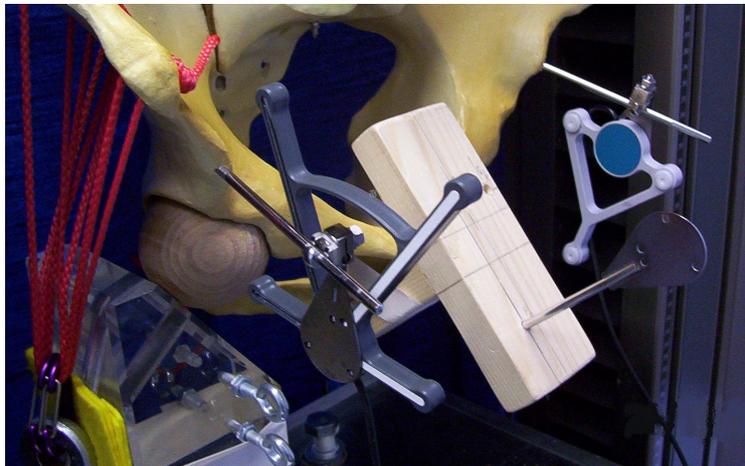


Abb. 27 Holzgestell zum Einlesen des Koordinatensystems

Die Sensoren wurden mit Schanz'schen Schrauben beidseits ventral unter den Spinea iliacea anteriores superiores fixiert. Nach Kalibrierung und Definition des Koordinatensystems konnten nun die Messpunkte auf den Schambeinästen frei definiert werden.

6.8.2 Messpunkte

Aufgrund der Beobachtungen in den Vorversuchen wurden die Messpunkte symphysennah auf beide Tubercula ossis pubis gesetzt (Abb. 28). Da die Messung direkt an der Symphyse erfolgte, flossen Bewegungen des gesamten Beckenringes und des Versuchsaufbaus nicht in die Messung ein.

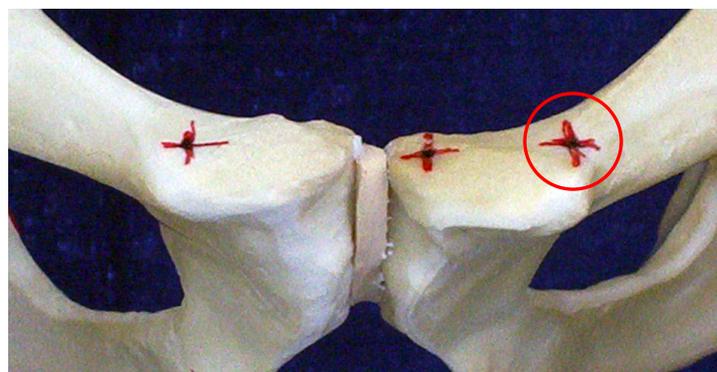


Abb. 28 Messpunkte auf der Symphyse

Da in dem hier verwendeten Einbeinstandmodell die linke Beckenhälfte beweglich war, wurde der definierte „moving point“ (= Messpunkt) auf dem linken Schambeinast (rotes Kreis) hinter dem linken Tuberculum pubicum zur Auswertung heran gezogen.

6.9 Messsystem der Kompressionskräfte im Symphysenspalt

Um Messungen im Symphysenspalt vornehmen zu können, wurde speziell dazu ein Kraftsensor entwickelt. Durch die geringe Weite des Symphysenspalt, von ein paar Millimetern, wurde ein auf der FSR (Force Sensing Resistor)- Technologie basierender Drucksensor verwendet. Die Dicke des hier verwendeten Modells⁶ beträgt nur 2,4 mm [46].

Dadurch war ein gleichzeitiger Einbau bei der Implantation der Osteosynthesen erst möglich. Die FSR- Technologie ist ein neuer innovativer Ansatz der Messtechnik. Ein FSR- Sensor besteht aus drei Komponenten, welche in Abb. 29 zu sehen sind:

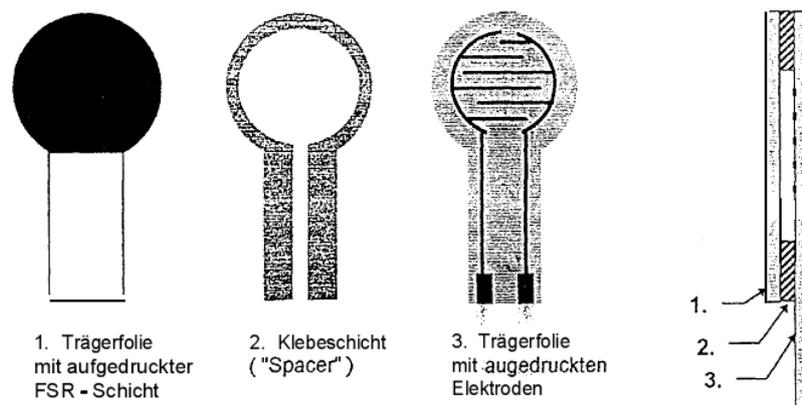


Abb. 29 Schichten des FSR – Sensors

FSR TM - Sensoren Daten, Eigenschaften und Hinweise zur Handhabung Anleitung zum Umgang mit einem innovativen Produkt [47]

1. Die Trägerfolie für die FSR- Schicht. Auf ihrer Innenseite ist die schwarze FSR- Schicht aufgedruckt, ein halbleitendes Polymer.
2. Die Klebeschicht, eine doppelseitig klebende Folie genau definierter Dicke. Ihre Aufgaben bestehen darin, die Komponenten des Sensors fest miteinander zu verbinden und einen konstanten Abstand zwischen den Trägerfolien sicherzustellen.

⁶ FSR Sensor 154AS_CP48

3. Die Trägerfolie für die Elektroden. Auf ihrer Innenseite sind die Elektroden aufgedruckt, deren Finger ineinander verschachtelt sind, sich aber nicht berühren.

Der Sensor misst eine Abnahme des elektrischen Widerstandes in Kilo- Ohm im Verhältnis der auf ihn einwirkenden Kraft. Die Elektroden kontaktieren die FSR-Schicht und zwischen den Kontaktfingern werden Widerstandsbrücken aufgebaut. Je höher die eingeleitete Kraft ist, desto mehr Widerstandsbrücken werden geschlossen und parallel geschaltet. Um verwertbare Ergebnisse zu erhalten, wurde eine krafteinleitende Fläche mit Hartplastikplatten definiert (Fläche = 3,7 cm²).

Somit blieb die krafteinleitende Fläche auf den Sensor immer gleich. Unabhängig von der variierenden Flächen der Facies symphysiales. Dadurch entsprachen die gemessenen Kraftwerte auch direkt Druckwerten, da die Fläche konstant gehalten wurde (Druck = Kraft/ Fläche).

Um zuverlässige Kraftwerte aus den gemessenen Kilo- Ohm- Werten zu erhalten, wurde in Vorversuchen eine Kennlinie von dem Sensor erstellt. Laut dem Benutzerhandbuch ist die Kennlinie eines FSR- Sensor ähnlich einer invertierten Exponentialfunktion, was sich in den Versuchen bestätigte. Dazu wurden Symphysenstümpfe in die Universalprüfmaschine eingespannt und der Sensor mit den Hartplastikplatten dazwischen gelegt (Abb. 30).

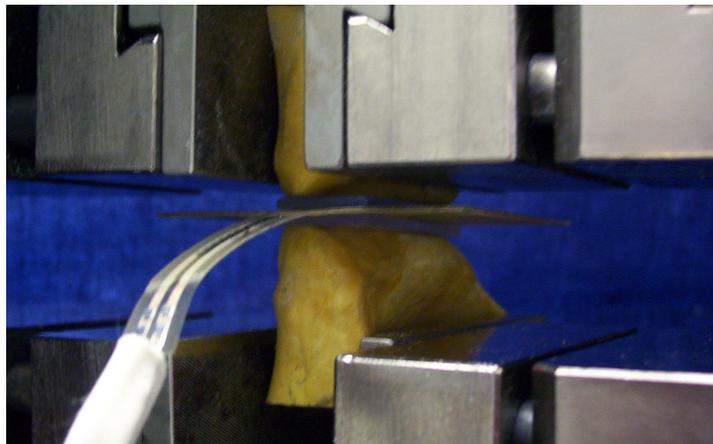


Abb. 30 FSR- Sensor zwischen den Platten und Symphysenstümpfen zur Erstellung der Kennlinie

Durch die Prüfmaschine erfolgte eine Belastung mit 1 Newton/sec. Die Werte des Sensors wurden über ein Multimeter⁷ mittels einer USB- Schnittstelle in einen PC eingelesen und mit einem speziellen Programm⁸ ausgewertet. Dieses Programm

⁷ TRUE RMS M- 3890DT- USB

⁸ Mess-Software RealView 1.0

ermöglichte nicht nur eine graphische Darstellung der gemessenen Kilo- Ohm- Werte, sondern auch deren Export der Daten in Excel (Abb.31).

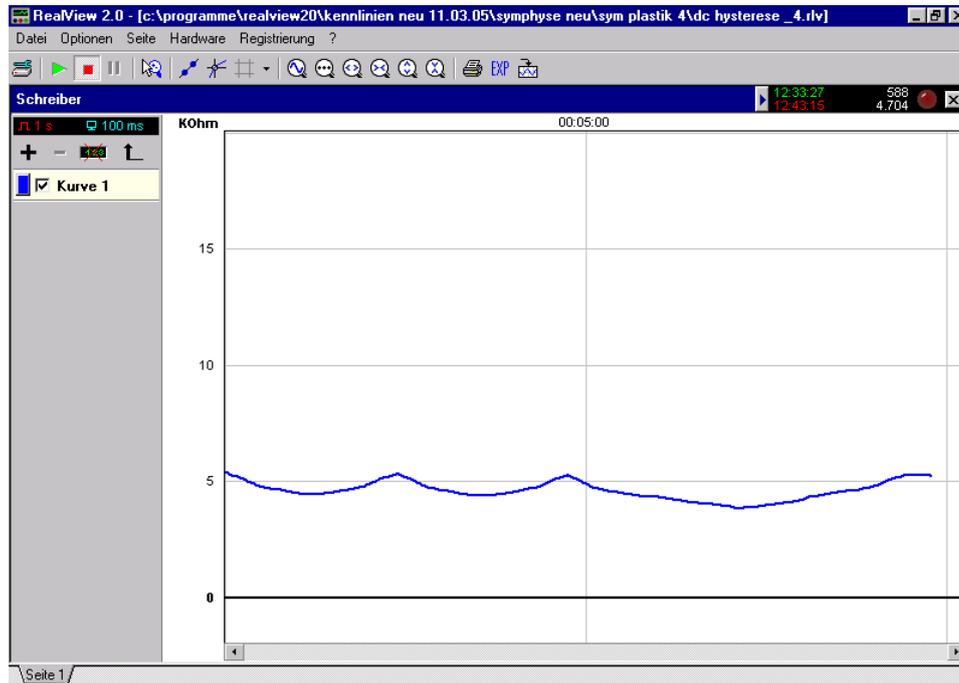


Abb. 31 Programm „RealView“ Darstellung der Werte in Kilo- Ohm

Durch die einzustellende Messrate (1 Kilo- Ohm/sec), gleich wie die Belastungsrate der Prüfmaschine, konnte eine Kennkurve in Abhängigkeit von der eingeleiteten Kraft in Newton und des Widerstandes in Kilo- Ohm in Excel erstellt werden (Abb.32).

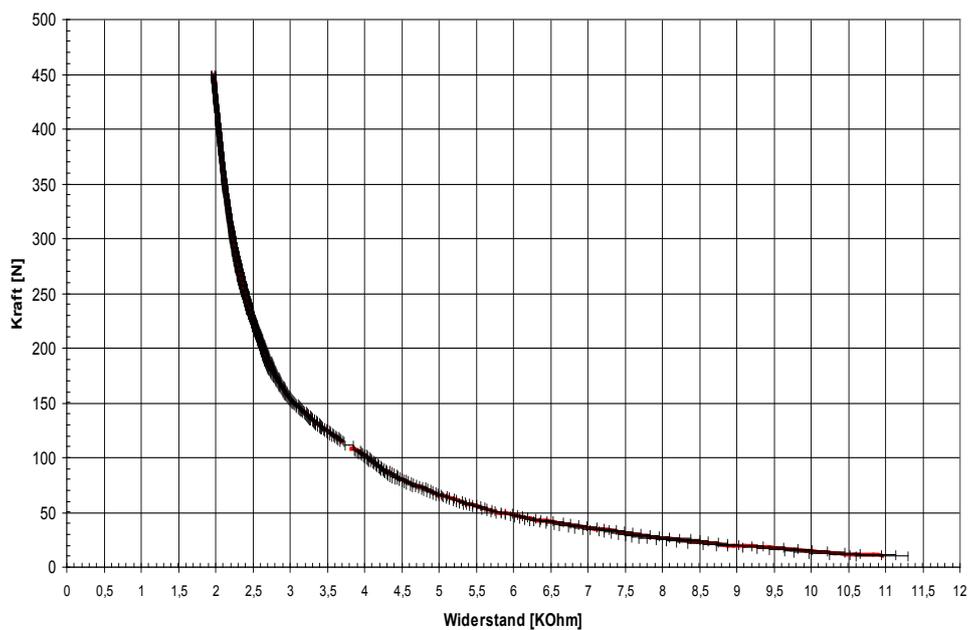


Abb. 32 Kennkurve in Excel

Diese Kennlinie wurde in verschiedene Bereiche unterteilt, von denen jeweils die bestmögliche Näherungsfunktion bestimmt wurde. Dadurch wurde gewährleistet, dass der dynamische Messbereich möglichst nicht verlassen wurde und der Sensor als Kraftaufnehmer funktionieren konnte. Der Bereich von 10,954 Kilo- Ohm bis 2,397Kilo- Ohm (entspricht in Newton einem Bereich von 10 Newton bis 450 Newton) wurde als dynamisch bestimmt, und es wurde folgende Funktion erstellt:

$$f(x) = \begin{cases} -0,0835x^3 + 3,0541x^2 - 40,758x + 200,16 & \text{für } x \in [5,828 \text{ k}\Omega; 10,954 \text{ k}\Omega] \\ -2,3684x^3 + 44,12x^2 - 287,9x + 698,54 & \text{für } x \in [4,043 \text{ k}\Omega; 5,828 \text{ k}\Omega] \\ -177,51\ln(x) + 347,4 & \text{für } x \in [3,059 \text{ k}\Omega; 4,043 \text{ k}\Omega] \\ 97,219x^2 - 667,51x + 1281,9 & \text{für } x \in [2,692 \text{ k}\Omega; 3,059 \text{ k}\Omega] \\ 1938,60x^{(-2,3428)} & \text{für } x \in [2,397 \text{ k}\Omega; 2,692 \text{ k}\Omega] \\ 648,24x^2 - 3297,1x + 4429 & \text{für } x \in]0 \text{ k}\Omega; 2,397 \text{ k}\Omega[\end{cases}$$

(Die jeweilige Funktion gilt in dem dahinter definierten Kilo- Ohm- Bereich)

Auf Basis dieser Funktion wurde ein Umrechnenprogramm von den gemessenen Widerstandswerten in Kraftwerte geschrieben, mit dem auch die Auswertung erfolgte.

Wird ein gemessener Kilo- Ohm- Wert eingegeben, so wird der Wert gleich umgerechnet und in Newton angezeigt. Das Programm gibt gleichzeitig auch die Messungenaugigkeit des Sensors in diesem Bereich mit dem absoluten und relativen Fehler an. Die in den Vorversuchen ermittelten Werte und deren Streubreite deckten sich mit denen in den technischen Angaben des Sensorherstellers. Mit Hilfe des erstellten Umrechnenprogramms war es möglich, die während des Einbaus der Osteosynthesen und der biomechanischen Untersuchungen gemessenen Kilo- Ohm- Wert in Excel zu importieren, und mit Hilfe der aufgestellten Funktionen direkt in Kraftwerte umzurechnen sowie auch graphisch darzustellen (Abb. 33). Dazu wurde das entwickelte Programm für Excel modifiziert und eine entsprechende Eingabemaske entwickelt, die die große Anzahl der angefallenen und zu importierenden Daten einer Messung aufnehmen konnte.

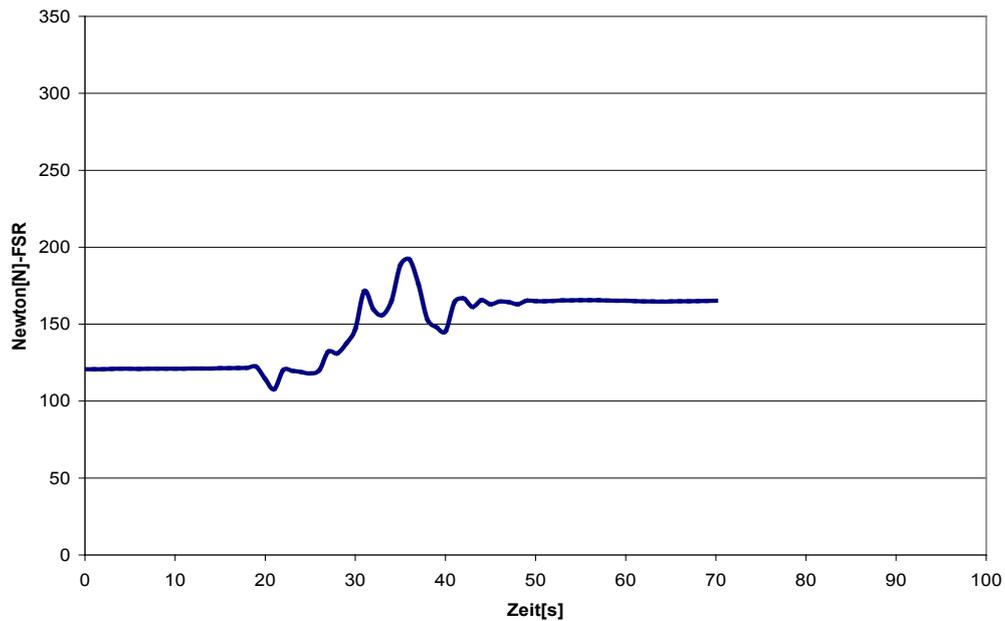


Abb. 33 Graphische Darstellung der gemessenen Werte in Newton des FSR- Sensors in Excel

Die Kurve beschreibt eine einwirkende Druckkraft über eine gewisse Zeit auf den Kraftsensor. Hier beispielsweise eine Darstellung der wirkenden Kraft beim Anzug der medialen, exzentrisch gebohrten Schrauben bei dem Einbau einer Osteosynthese [47].

In Abb. 34 ist die Lage des FSR- Sensors im Symphysenspalt zu sehen. Zu beachten ist, dass die jeweilige Facia symphysialis nur Druck auf die Hartplastikplatte ausübt, welche wiederum plan auf dem Sensor aufliegt und den Druck entsprechend ihrer Fläche, gleichmäßig auf den Sensor überträgt.



Abb. 34 Ansicht des Sensors im Symphysenspalt von craniolateral rechts

6.9.1 Versuchsdurchführung zur Reposition der Symphyse

Nach der biomechanischen Bewegungsprüfung der Becken mit der Universalprüfmaschine im intakten Zustand (INTAKT) sowie mit durchtrennter Symphyse (OFFEN) wurden nun die Osteosynthesen LCDCP, neue DCP und neue WSP bei den anatomischen und Kunststoffbecken alternierend eingebaut.

Zur Ermittlung der aufgewendeten und entstandenen Kompressionskraft wurde der FSR-Sensor in den Symphysenspalt mit eingebracht. Es wurde versucht die Facies symphysiales plan auf den Sensor aufliegen zu lassen, um ein möglichst exaktes Ergebnis zu erhalten. Bei den anatomischen Präparaten wurde der Discus interpubicus komplett entfernt und die Fascies symphysiales mit dem Skalpell geglättet. Analog wurde bei den Kunststoffbecken vorgegangen.

Die Dicke des Sensors entsprach der Dicke des entfernten Discus interpubicus. Für den Versuch wurde das Becken in eine Schraubzwinde gespannt (Abb. 35) und die Symphyse mit dem Kraftsensor durch eine Repositionszange reponiert.

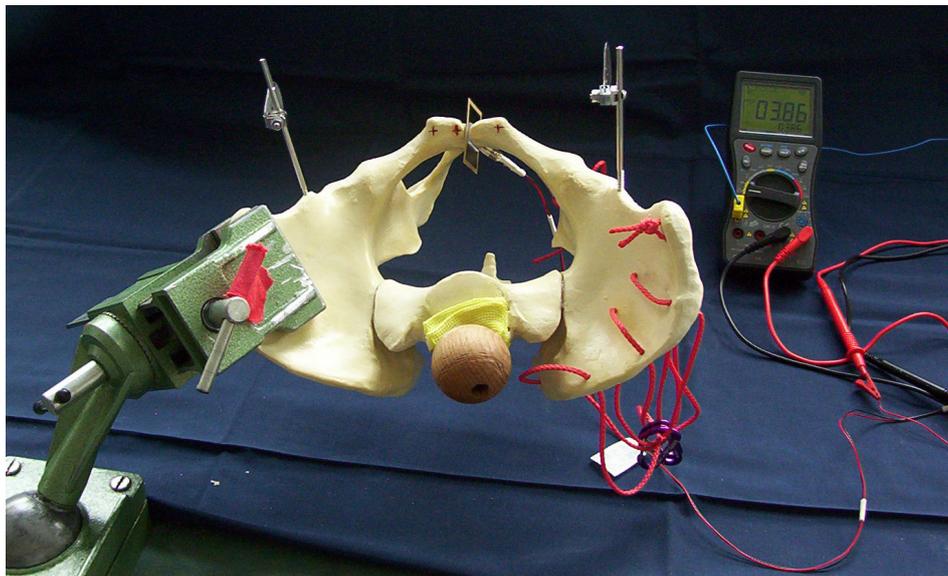


Abb. 35 Becken in Schraubzwinde eingespannt

Die folgende Untersuchung erfolgte in 5 Schritten:

1. Reposition: Reposition der Symphyse und Fixation mit der großen Repositionszange mit Spitzen sowie die Aufnahme der dabei erzielten Kraftwerte (Abb. 36).



Abb. 36 Reposition

2. DC- Schrauben medial angezogen: Exzentrische Besetzung der Plattenlöcher mit Kortikalisschrauben zur zusätzlichen Kompression im Bereich der Symphyse für die jeweilige DC- Platte. Implantatbedingt keine Messung möglich bei der neuen, rein winkelstabilen WSP (Abb.37).



Abb. 37 DC- Schrauben medial angezogen

3. Alle Schrauben angezogen: Neutrale Besetzung der übrigen Schraubenlöcher bei LCDCP und DCP, rein winkelstabile Besetzung bei WSP und jeweilige Aufnahme der gemessenen Kraftwerte nach Anzug der Schrauben.
4. Entfernung der Repositionszange: Nach kompletter Besetzung aller Plattenlöcher wurde die Repositionszange wieder entfernt und ebenfalls die anschließend vorhandenen Kraftwerte gemessen (Abb. 38).



Abb. 38 Entfernung der Repositionszange

5. Laterale Schrauben gelockert: Zuletzt wurde noch, nach Entfernung der Repositionszange (Schritt 4) die lateralen Schrauben bei den DC- Platten gelockert. Somit konnte man zusätzlich noch den Effekt der lateralen Schrauben auf die Kompressionswirkung der Platten untersuchen (Abb. 39).

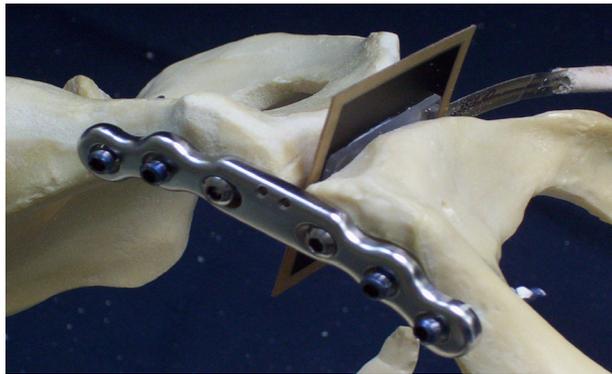


Abb. 39 Laterale Schrauben gelockert

Die ermittelten Daten wurden von dem Multimeter über die USB- Schnittstelle in den Computer eingelesen, mit der Software⁹ registriert und in das entworfene Excelumrechenprogramm importiert.

Nach dem Einbau, der jeweilig zu prüfenden Osteosynthese, schloss sich jeweils die Belastungsprüfung durch die Universalprüfmaschine an. Dadurch konnten in den weiteren Messungen, welche gleichzeitig während der Belastungszyklen der Prüfmaschine erfolgten, die Druckkraftwerte in der Symphyse dynamisch von dem FSR- Sensor aufgenommen und vergleichend, zu der von der Prüfmaschine eingeleiteten Kraft, dargestellt werden.

⁹ Mess-Software RealView 1.0

6.9.2 Versuchsdurchführung zur Reposition der Symphyse mit maximaler Verschlusskraft der Repositionszange

Um einen direkten, qualitativen Vergleich zwischen den beiden neu modifizierten Platten DCP und WSP zu erhalten, wurden nun diese beiden Platten beim Einbau gegeneinander getestet. Dazu wurden bei 10 Kunststoffbecken die Symphyse durchtrennt und die Osteosynthesen alternierend eingebaut.

Analog dem vorherigen Einbau der Osteosynthesen wurde auch diesmal der Kraftsensor in den Symphysenspalt eingebracht und das jeweilige Becken in die Schraubzwinde eingespannt.

Um eine klare Aussage über die noch vorhandene Druckkraft, sprich die Kompressionswirkung der Platten, in der Symphyse nach dem Einbau zu erhalten, wurde die Symphyse diesmal mit maximal möglicher Kraft der Repositionszange reponiert und fixiert. Und statt einer neutralen Besetzung der lateralen Plattenlöcher erfolgte diesmal eine winkelstabile Besetzung bei der neuen DCP.

Wie zuvor erfolgte die Untersuchung in 5 definierten Schritten (1. Reposition; 2. DC-Schrauben medial angezogen; 3. Alle Schrauben angezogen; 4. Entfernung der Repositionszange; 5. Laterale Schrauben gelockert). Beim diesmaligen Einbau der Osteosynthesen schloss sich keine weitere Belastungsprüfung durch die Universalprüfmaschine an.

6.10 Messung der dynamischen Kompressionskräfte in der Symphyse bei Belastung durch die Prüfmaschine

Mit denen wie in Punkt 6.9.1 beschriebenen eingebauten Osteosynthesen, erfolgte im Anschluss an die Messungen beim Einbau, eine „dynamische“ Messung der Kompressionskräfte in der Symphyse während den Belastungszyklen durch die Universalprüfmaschine (Abb. 40).

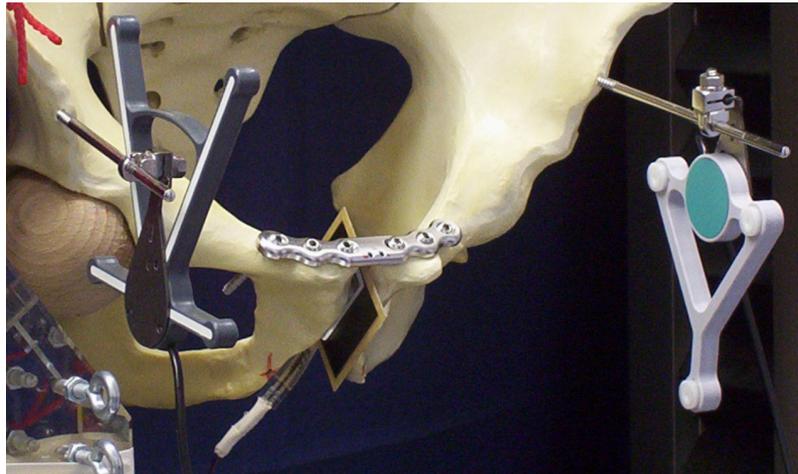


Abb. 40 Beckenansicht mit eingebrachten Kraftsensor in der Symphyse.

Es erfolgte eine vergleichende graphische Darstellung der Kräfte, welche in der Symphyse aufgenommen und von der Prüfmaschine eingeleitet wurden. Die Analyse der aufgenommenen Kraftkurven der verschiedenen Osteosynthesen untereinander, schloss sich an.

6.11 Messeinrichtung und Messung der auf die Abduktoren wirkenden Kräfte bei Belastung durch die Prüfmaschine

Um das Becken für die biomechanischen Untersuchungen mit der Prüfmaschine in der Waagrechten zu halten, wurde eine Abduktorensimulation angebracht. Gleichzeitig erfolgte eine Messung der auf die Abduktoren wirkenden Kraft durch einen Kraftaufnehmer¹⁰ (Abb. 41).

¹⁰ Firma Lorenz Typ K- 25



Abb. 41 Ansicht der Abduktorensimulation mit Nylonschnüren und eingebauten Kraftsensor

Die Simulation der relevanten Muskelzüge erfolgte über hochfeste Nylonschnüre, welche am rechten Beckenkamm angebracht wurden. Die Nylonschnur inserierten an einem Punkt der der Position des Trochanter major nachempfunden wurde. Die Befestigung der Abduktorenschnur an diesem Punkt erfolgte über drei Karabiner am Kraftaufnehmer in den ein Kopfstück mit kugelig gelagerter Öse eingebracht wurde. Gegen eine Verkippung des Beckens in der Sagittalebene und nach ventral wurde zusätzlich eine Nylonschnur in der Verlaufsrichtung des M. quadratus femoris (Tuber ischiadicum- Crista intertrochanterica) dorsal am Plexiglasständer befestigt. Das rechte Bein wurde durch einen fest mit der Grundplatte verbundenen Ständer aus Plexiglas simuliert, auf welchem eine dem jeweiligen Azetabulum formschlüssig angepasste Hartholzkugel spielfrei über einen Karbonschaft befestigt wurde. Sie diente in einem simulierten Schenkelhalswinkel von 140 Grad der Lastaufnahme. Über den an der Grundplatte befestigten Kraftaufnehmer¹¹ erfolgte dann die Kraftmessung an der Abduktorensimulation.

Der Sensor wurde speziell für unsere Messungen geeicht und in eigenen Versuchen auf Zuverlässigkeit und Messgenauigkeit getestet. Über das USB- Interface¹², welches speziell für den Sensor kalibriert wurde, wurden die Daten in einen PC

¹¹ Firma Lorenz Typ K- 25

¹² Firma Lorenz Typ LCV- USB

eingelezen und mit einer speziellen Software¹³ aufgenommen. Diese Software erlaubte das Importieren der Daten in Excel. Der Sensor gab 20.000 Digits für einen Nennlast von 1 Kilo-Newton aus. Somit mussten die importierten Werte mit dem Faktor 20 dividiert werden, um Werte in Newton zu erhalten. Das in Excel speziell dazu geschriebene Auswertungsprogramm erlaubte eine graphische Darstellung der Kraftwerte der Abduktorensimulation im Vergleich zu den von der Prüfmaschine ausgeführten Belastungen (Abb. 42).

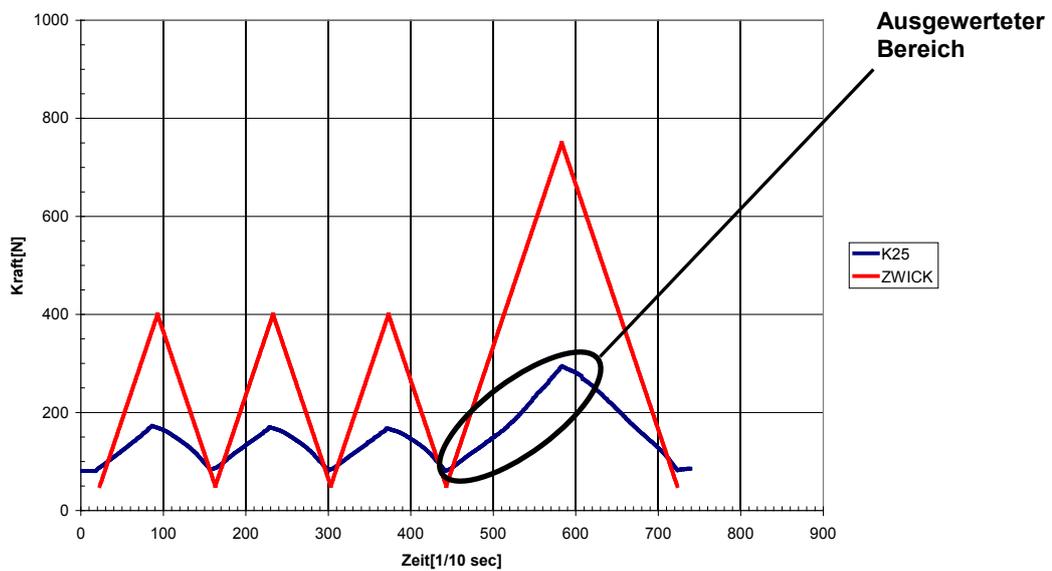


Abb. 42 Vergleichende graphische Darstellung der Abduktorenkraft (blau) und der Belastung durch die Prüfmaschine (rot)

¹³ Firma Lorenz DRES4 Version 0.8 BETA

6.12 Gesamter Versuchsaufbau und Versuchsablauf

Insgesamt wurden während der Belastung des eingespannten Beckens jeweils drei unterschiedliche Messungen vorgenommen. Zum einen die Bewegungsanalyse durch das ultraschallbasierende Messsystem, zum anderen die Aufnahme der Kompressionskräfte in der Symphyse bei den verschiedenen Implantaten, und zu letzt noch die Kräfte auf die Abduktorensimulation. Abb. 43 zeigt den gesamten Versuchsaufbau für die Messungen während der Belastung durch die Universalprüfmaschine.

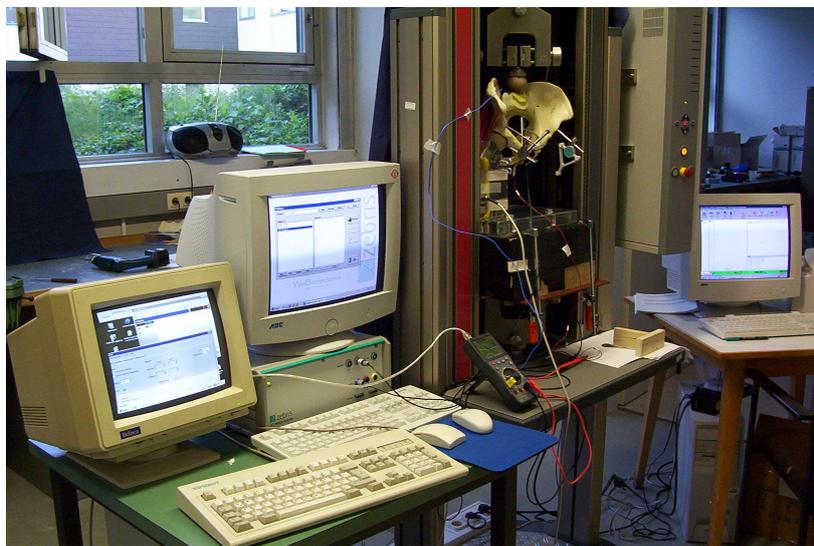


Abb. 43 Arbeitsplatz- gesamter Versuchsaufbau bei der Belastung durch die Universalprüfmaschine

6.12.1 Versuchsschemata für die Messungen bei der Belastung durch die Universalprüfmaschine

Zuerst erfolgte jeweils die Belastung des Beckens mit intakt belassener Symphyse (INTAKT). Danach wurde die Symphyse durchtrennt und es schloss sich erneut eine Belastung an (OFFEN). Diesmal jedoch mit geringerer Kraft bei den Kunststoffbecken, da diese Becken durch die nicht vorhanden dorsalen Bandstrukturen zu instabil waren. Die anatomischen Becken wurden alle mit entsprechend gleicher Kraft belastet. Entsprechend dem folgenden Schema, wurden die Osteosynthesen alternierend eingebaut (Tab. 1).

Becken 1	DCP	WSP	LCDCP
Becken 2	WSP	DCP	LCDCP
Becken 3	DCP	WSP	LCDCP
Becken 4	WSP	DCP	LCDCP
Becken 5	DCP	WSP	LCDCP
Becken 6	WSP	DCP	LCDCP

**Tab. 1 Schematische Darstellung der alternierenden Osteosynthesebesetzung der Becken 1- 6
(bei anatomischen und Kunststoffbecken)**

LCDCP = Konventionelles Standardimplantat (4,5 mm 4-Loch LCDCP in Stahlausführung)

DCP = Modifiziertes, nicht winkelstabiles Implantat (3,5 mm 6-Lochplatte in Titanausführung)

WSP = Modifiziertes, rein winkelstabiles Implantat (3,5 mm 6-Lochplatte in Titanausführung)

Bei diesem Einbau erfolgte sodann auch die Messung der Kompressionskräfte, bei denen wie in Punkt 6.9.1 beschriebenen 5 Schritten.

Hier erfolgte also die Reposition und Fixation der Symphyse im 1. Schritt mit einer gerade ausreichenden Kraft der Repositionszange. Nach dem jeweiligen Einbau einer Osteosynthese wurde das Becken wieder eingespannt und belastet. Der bei dem Einbau der Osteosynthesen mit eingebrachtem Druckkraftsensor wurde belassen und konnte so die Kraftwerte in der Symphyse während der Belastung aufnehmen. Es wurden bei allen Becken die Kräfte auf die Abduktorensimulation registriert.

Die Belastung der Becken erfolgte in drei Setzzyklen und einem Belastungszyklus. Entsprechend dem Schema in Abb. 44 erfolgten die Versuche mit den Kunststoffpräparaten, wobei das Becken (OFFEN) mit anderen Werten belastet wurde.

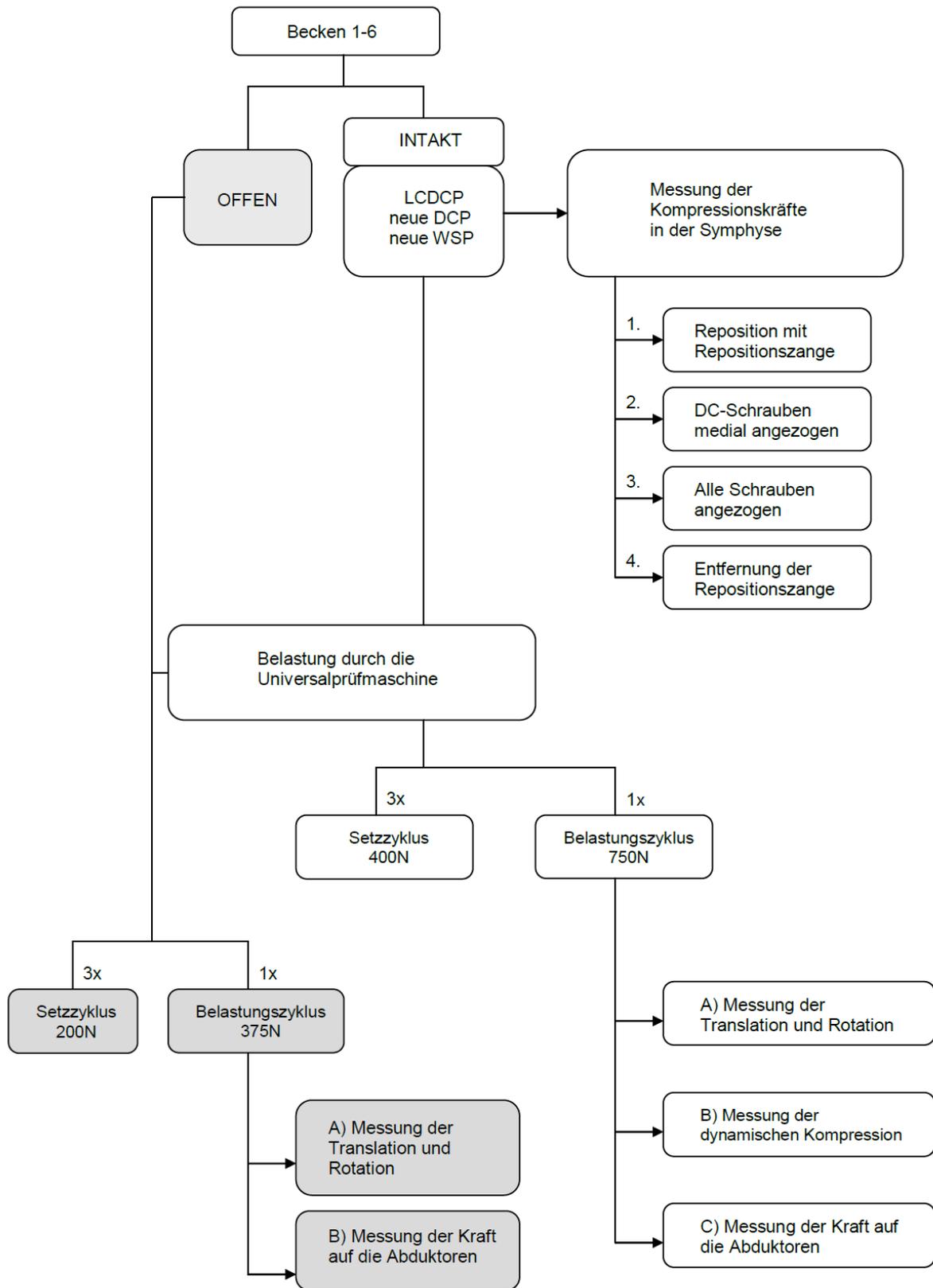


Abb. 44 Versuchsschema- Kunststoffpräparate

Die Versuche an den anatomischen Präparaten erfolgten nach dem Schema in Abb.45. Allerdings erfolgte hier eine Reduktion der Kräfte in den Zyklen, wobei

jedoch das Verhältnis der Kräfte in den Setzzyklen zu dem Belastungszyklus, entsprechend wie bei den Kunststoffbecken, beibehalten wurde.

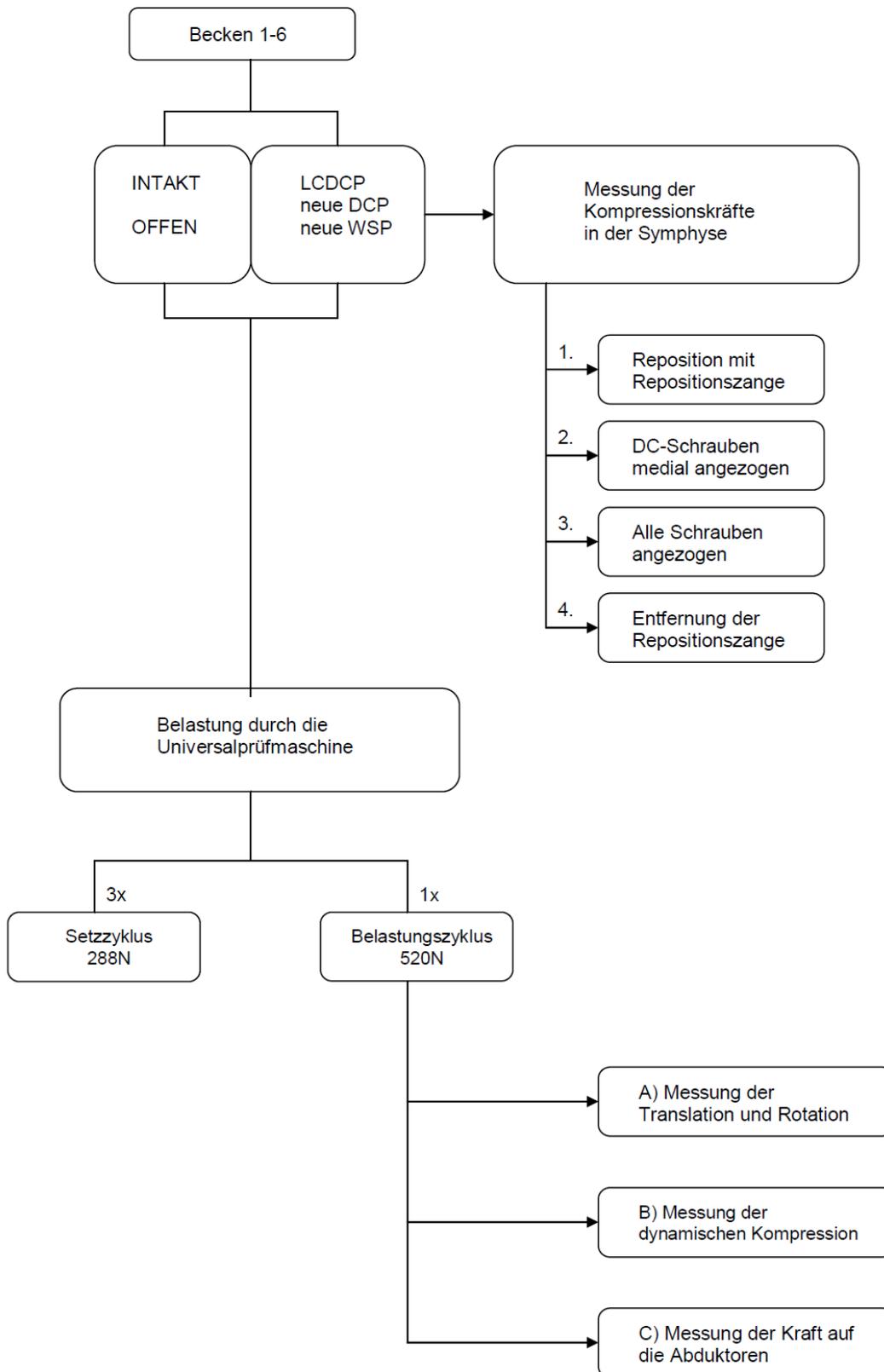


Abb. 45 Versuchsschema- anatomische Präparate

6.12.2 Versuchsschema für die Messungen der Kompressionskräfte in der Symphyse bei maximaler Anfangskompression

Analog dem Einbau der Osteosynthesen zur Belastung wurden nun gezielt nur die beiden neu modifizierten Platten DCP und WSP gegeneinander getestet. Der Einbau erfolgte alternierend nach folgendem Schema bei 10 Kunststoffbecken (Tab. 2).

Becken 1	DCP	WSP
Becken 2	WSP	DCP
Becken 3	DCP	WSP
Becken 4	WSP	DCP
Becken 5	DCP	WSP
Becken 6	WSP	DCP
Becken 7	DCP	WSP
Becken 8	WSP	DCP
Becken 9	DCP	WSP
Becken 10	WSP	DCP

Tab. 2 Darstellung der alternierenden Osteosynthesebesetzung der Kunststoffbecken 1- 10

DCP = Modifiziertes, winkelstabiles Implantat (3,5 mm 6- Lochplatte in Titanausführung)

WSP = Modifiziertes, rein winkelstabiles Implantat (3,5 mm 6-Lochplatte in Titanausführung)

Dazu wurde das Becken, wie zuvor beschrieben, mit der durchtrennten Symphyse in eine Schraubzwinde eingespannt. Anschließend wurden die Osteosynthesen implantiert, und wie bei den in Punkt 6.9.1 beschriebenen 5 Einbauschritten die Kompressionskräfte aufgenommen. Hier erfolgte die Reposition und Fixation der Symphyse im 1. Schritt mit maximal möglicher Kraft der Repositionszange. Es erfolgte eine zusätzlich winkelstabile Besetzung der lateralen Plattenlöcher bei der neuen DCP. Eine Belastung mit der Universalprüfmaschine schloss sich nicht an.

7 Datenverarbeitung und statistische Analyse

Die im ASCII-Format auf einem Massenspeicher abgelegten Rohdaten des ultraschallbasierten Messsystems wurden nach Versuchende weiterverarbeitet. Als Messpunkt diente ein definierter Punkt hinter dem linken Tuberculum pubicum auf der beweglichen Beckenhälfte der Versuchsanordnung. Mit Hilfe dieser Daten wurden für jeden Gesamtversuch Last- Weg- Diagramme erstellt und verglichen. Die Daten der Translation, die gemessenen Rotationsdaten und die Ergebnisse einer Umrechnung in einen Raumvektorbetrag $D_{xyz} = \sqrt{(dX^2+dY^2+dZ^2)}$ (entspricht der Haupttranslationsrichtung) wurden nach Kunststoff- und anatomischen Becken getrennt zur statistischen Auswertung in das Statistikpaket SPSS (Signifikanzen wurden mit dem Post- Hoc- Test, Oneway- ANOVA getestet) übertragen und mit SigmaPlot 8.0 ausgewertet.

Vom Belastungszyklus (Auswertungszyklus) wurden hinsichtlich Translation und Rotation der Messpunkte die Differenz des Ausgangswert und Maximalwert bestimmt und jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung als Dislokation berechnet (deskriptive Statistik).

Entsprechend wurde mit den Werten der Kompressionskraftmessung in der Symphyse während der Belastung und mit den Werten der Abduktorenkraftmessung verfahren. Unter dem Vorbehalt der kleinen Fallzahl wurde eine weitergehende statistische Auswertung mit dem Oneway- ANOVA zur Signifikanzprüfung vorgenommen. Schließlich wurde ein Post- Hoc- Test für Mehrfachvergleiche eingesetzt.

Die im Symphysenspalt gemessenen Kraftwerte bei der Implantation der Osteosynthesen wurden entsprechend ihrer einzelnen Schritte, gemäß Abschnitt 6.9.1 vergleichend dargestellt und ausgewertet. Signifikanzen wurden ebenfalls mit dem Post- Hoc- Test, Oneway- ANOVA und zusätzlich mit dem Test bei unabhängigen und gepaarten Stichproben in SPSS getestet.

Auch die Ergebnisse der Auszugkräfte wurden statistisch ausgewertet und graphisch dargestellt.

8 Ergebnisse

8.1 Vermessung der Kunststoffpräparate

Die Messungen der erfassten Parameter sind in Tabelle 3 dargestellt. Die Werte der Kunststoffpräparate unterscheiden sich meist nur um ein bis zwei Millimeter. Damit konnte für die Kunststoffpräparate eine weitgehende Homogenität gezeigt werden.

Becken-Nr.	Beckenmaße Kunststoffmodelle Synbone Modell 4060 in [mm]						
	Dist.cristarum	Dist.spinorum	Diam.spin.post.sup.	Diam.spin.post.inf.	Diameter transversa (Beckeneingang)	Conj.anat.	Diameter transversa (Beckenausgang)
1	306	263	73	101	144	99	156
2	307	265	74	101	143	98	157
3	305	264	72	102	143	100	157
4	307	263	74	100	144	99	156
5	305	266	72	100	143	97	155
6	307	267	74	100	141	98	155
Mittelwert	306,2	264,8	73,2	100,7	143,0	98,5	156,0
Standardabweichung	1,0	1,5	1,0	0,8	1,1	1,0	0,9

Tab. 3 Beckenmaße der verwendeten Kunststoffmodelle Synbone Modell 4060

8.2 Anatomische Präparate

Zur Verfügung standen sechs anatomische Beckenpräparate. Laut den Sektionsunterlagen waren die Spender vor ihrem Tod nicht über längere Zeit immobilisiert. Um einen Anhaltspunkt für die Vergleichbarkeit der Becken zu erhalten wurde der Abstand der beiden Spinae iliacae anteriores superiores (ASIS- ASIS) herangezogen (Tab. 4). Die Becken wiesen eine stark unterschiedliche Qualität der Kortikalis auf. Die Osteosynthesen konnten trotz besagter manchmal schwachen Kortikalis eingebaut werden.

Becken	Geschlecht [m/w]	Alter [Jahre]	Gewicht [kg]	Größe [cm]	Abstand ASIS-ASIS [mm]
ANA 1	w	81	63	165	255
ANA 2	w	72	68	167	260
ANA 3	w	82	70	170	256
ANA 4	w	94	65	160	253
ANA 5	m	79	72	175	260
ANA 6	m	86	78	180	264
Mittelwert		82,33	69,33	169,5	224,66

Tab. 4 Geschlechts-, Alters-, Gewichts- und Größenangaben der Beckenpräparate.
ASIS- ASIS gibt den Abstand der beiden Spinae iliacae anteriores superiores an
und gibt Aufschluss über die Größe des Beckens.

8.3 Messung der Auszugskräfte

Die Messungen erfolgten anhand einer 3,5 mm Titan- Kleinfragmentschraube, welche jeweils einmal links (ASL) und rechts (ASR) vom Symphysenspalt vorne eingebracht wurde. Der Auszug erfolgte an allen anatomischen Präparaten (ANA 1-6), sowie an einem Kunststoffpräparat (KUNSTST.). Siehe Tab. 5 und Abb. 46.

	ANA 1[N]	ANA 2[N]	ANA 3[N]	ANA 4[N]	ANA 5[N]	ANA 6[N]	ANA 1-6 [N]	KUNSTST. [N]
ASL	123,46	97,82	75,17	120,12	102,03	157,61	112,70	655,56
ASR	159,55	112,24	74,24	89,28	80,39	157,37	112,18	670,22
Mittelwert	141,50	105,03	74,71	104,70	91,21	157,49	112,44	662,89

Tab. 5 Auszugskräfte unterschieden nach Schraubenposition und Präparaten.

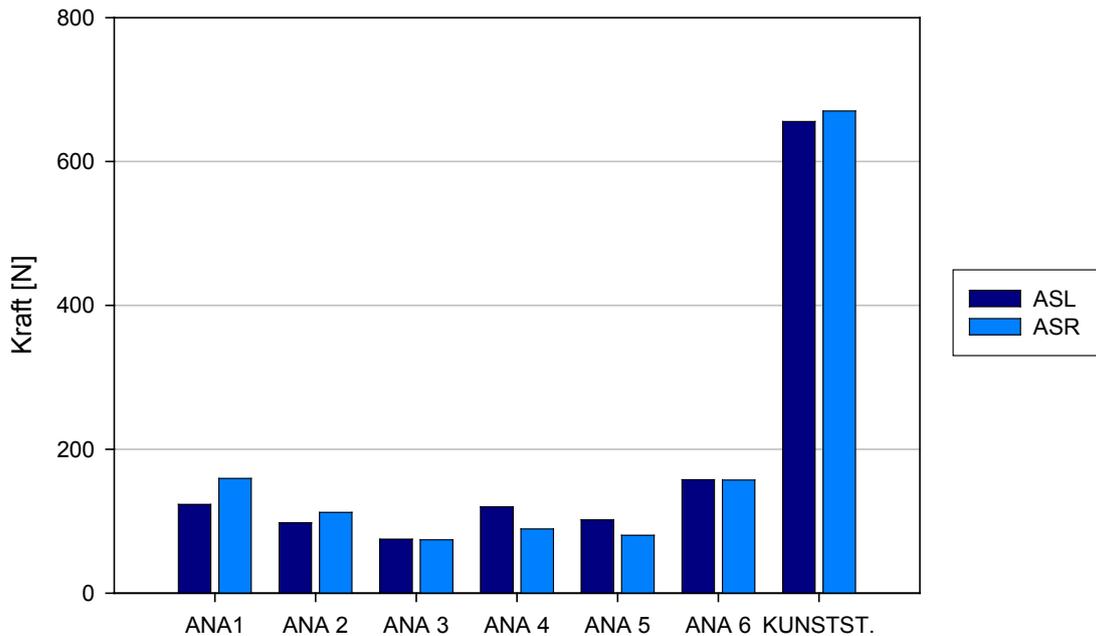


Abb. 46 Graphische Darstellungen der Auszugskräfte unterschieden nach Schraubenposition und Präparaten

Es wurden Unterschiede in der Auszugskraft sowohl der Becken untereinander als auch unter den einzelnen Auszugpositionen festgestellt. Bei den Kunststoffbecken wurde eine wesentlich höhere Auszugskraft erreicht (663 Newton). Im Vergleich dazu erreichte die anatomischen Becken nur max. 157 Newton.

8.4 Ergebnisse Bruchtests

Bei den anatomischen Präparaten erfolgte der Abbruch der Belastung bei einer axialen Kraft von 580 Newton, da dieser Wert noch unterhalb der Bruchlast lag.

Beim intakten Kunststoffpräparat zerbrach das Becken bei einer Last von 1000 Newton. Der Versuchsaufbau versagte jedoch schon bei 800 Newton.

Für die Becken mit durchtrennter Symphyse musste eine noch geringere Belastung gewählt werden, da durch die fehlenden posterioren Bandstrukturen das Becken zu instabil war.



Abb. 47 Bruchfragmente des Beckens- rechten Darmbeinschaufel im Bereich maximaler Kraftwirkung entlang einer gedachten, verlängerten Linie rechts von Os coxyges, über Os sacrum gebrochen.

Bei hoher axialer Belastung des Beckenrings ist die Schwachstelle des Beckens auf der rechten Standbeinseite in der Beckenschaufel als gedachte Verlängerung der Linie von Os coccygis über Os sacrum zu suchen (Abb. 47).

8.5 Ergebnisse der Bewegungsmessungen

Unabhängig von der Art der Beckenversorgung ließ sich ein typischer Kurvenverlauf in den Last- Weg- Diagrammen erkennen. In Abb. 48 soll exemplarisch ein typischer Kurvenverlauf gezeigt werden. Im Verlauf der drei Setzzyklen (blaue Ellipse) fällt auf, dass die Kurve nicht mehr zum Ausgangspunkt zurückkehrt, sondern ein Setzeffekt in negativer Y- Achsenrichtung erfolgt (blauer Pfeil). Nach dem ersten Setzzyklus stellt sich der Setzeffekt der restlichen Setzzyklen quasi elastisch zwischen 2- 3 mm Translation ein (blauer Bereich). Nach dem Durchlaufen des letzten Belastungszyklus mit maximaler axialer Kraft lässt sich eine weitere Verschiebung des Endpunkts der Kurve in negativer Y- Achsenrichtung feststellen. Der rote Pfeil soll die plastische, teilweise elastische Verformung verdeutlichen, welche während des Hauptbelastungszyklus erfolgte.

Zur Orientierung ist bei jedem Last- Weg- Diagramm ein Koordinatensystem mit abgebildet. Der rote Punkt gibt den Null -Punkt des Koordinatensystems an (Pnull (0|0|0)). Anhand des eingelesenen Punkts links hinter dem Tuberculum pubicum, wird die Bewegung nachvollzogen. Dieser Punkt ist über die drei Achsen X Y Z als $P_{moving\ point}$ (X|Y|Z) zum Anfang der Bewegung definiert.

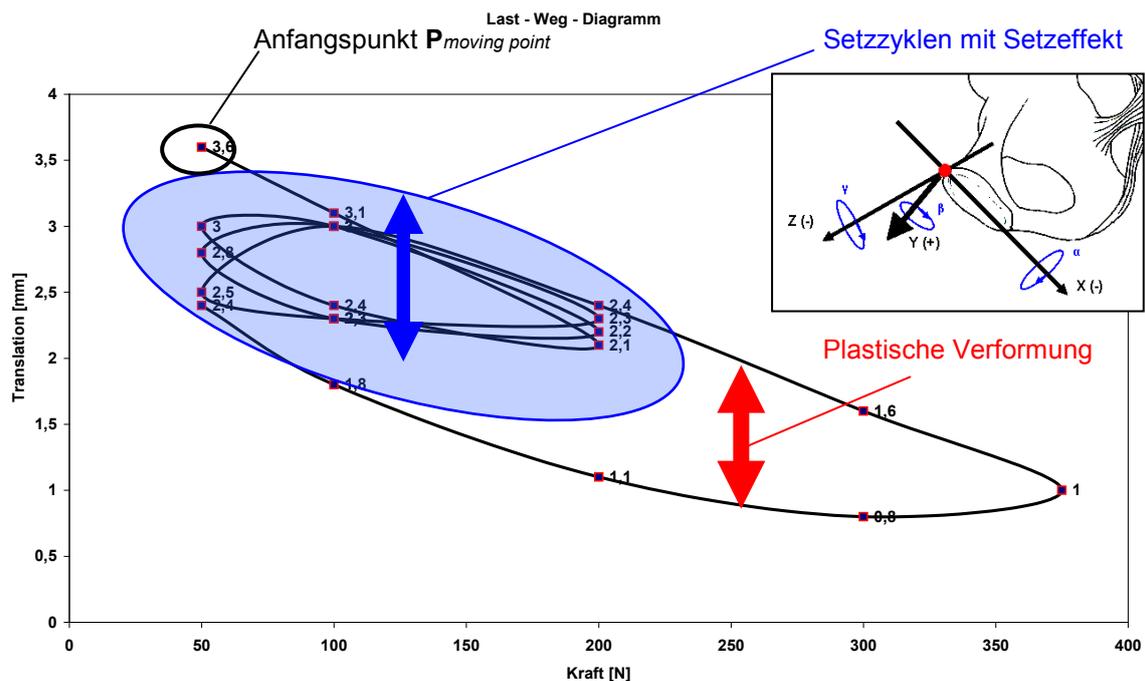


Abb. 48 Beispiel: Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse entlang der Translationsachse in X- Achsenrichtung

In Abb. 49 ist das Last- Weg- Diagramm dreidimensional dargestellt. Punkt $P_{moving\ point}$ ist wiederum der Anfangspunkt (Punkt hinter dem linken Tuberculum pubicum). In Versuchsaufbau ist das Koordinatensystem jedoch entlang der Z- Achse nach unten gekippt. Zur besseren Darstellung ist die Z- Achse im Diagramm waagrecht aufgetragen. Verfolgt man die Punkte der roten Kurve, so bekommt man einen guten Eindruck der erfolgten drei Setzzyklen und des Belastungszyklus sowie der bleibenden Dislokation am Ende des Belastungszyklus (blauer Pfeil).

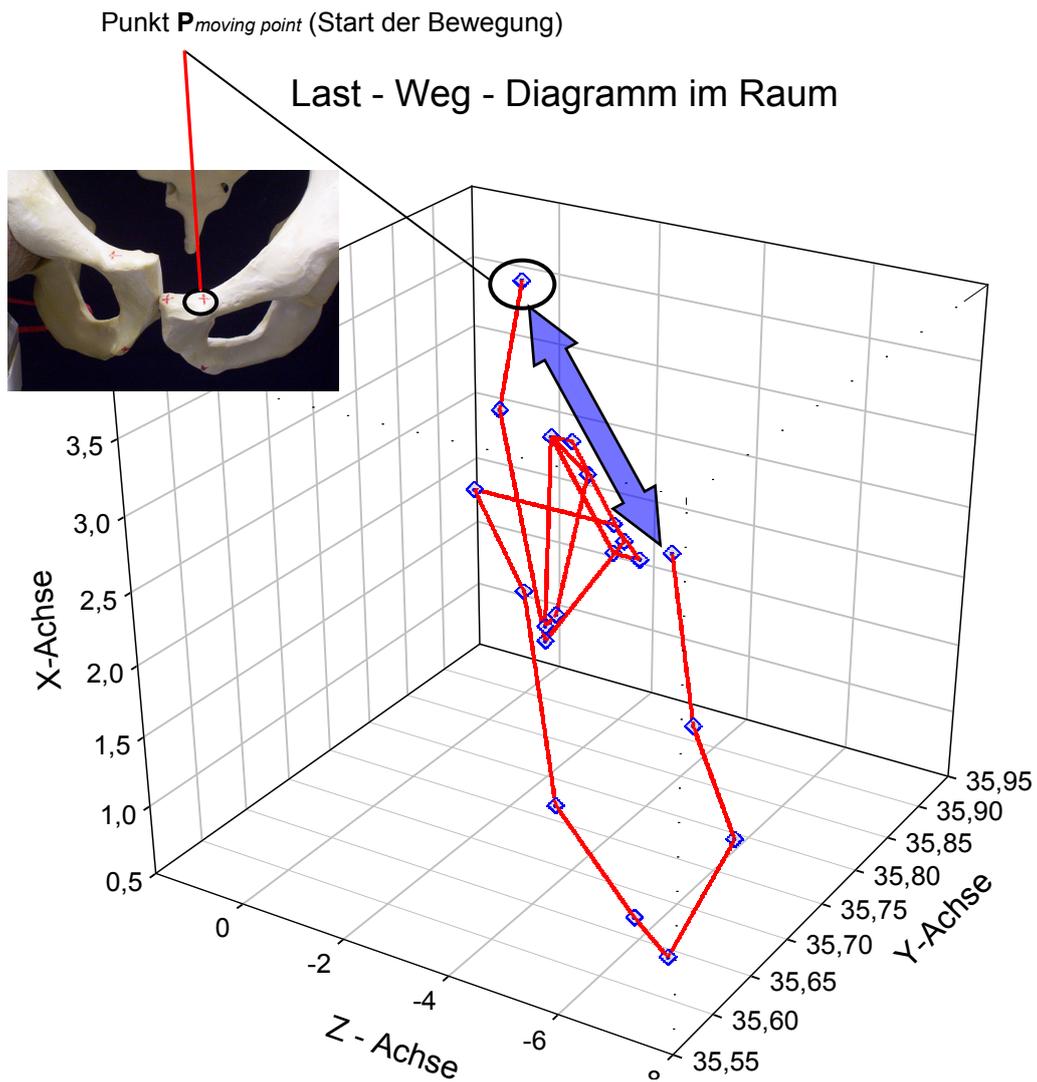


Abb. 49 Beispiel des gleichen Last- Weg- Diagramms wie oben, in dreidimensionaler Ansicht
 Punkt $P_{moving\ point}$ ist der Messpunkt hinter dem linken Tuberculum pubicum. Man schaut von oben frontal, leicht seitlich, auf die dargestellte Bewegung (rote Linie) des linken Schambeinastes bei einem Kunststoffbecken mit durchtrennter Symphyse.

8.5.1 Last- Weg- Diagramme der Kunststoffpräparate

Exemplarisch soll anhand eines Kunststoffpräparats in allen erfolgten Versuchskonfigurationen (intaktes Becken, Becken mit offener Symphyse, Versorgung mit einer Osteosyntheseplatte) eine graphische Darstellung der Translation in allen drei Achsen erfolgen. Die Skalierung der Y- Achse (Translation in Millimetern) des Diagramms gibt die Bewegung entlang der beschriebene Translationsachse des Koordinatensystems in Abhängigkeit zur axial eingeleitet Kraft in Newton (X- Achse) an. Um den Betrag einer Dislokation beispielsweise der Gesamtdislokation zu erhalten, bildet man die Differenz des Y- Werts bei 50 Newton und den entsprechenden Y- Werts bei 750 Newton. Das positive oder negative Vorzeichen gibt die Richtung der Dislokation auf der Koordinatensystemachse an.

8.5.1.1 Intaktes Becken

Die stärkste Dislokation findet hier auf der X- und Z- Achse in negativer Richtung statt. Um die 4 mm auf der X- Achse (Abb. 50) und um die 3 mm auf der Z- Achse (Abb. 51). Das entspricht besagter ventrocaudaler Bewegung des linken Symphysenastes. Auf der Y- Achse, der Achse zwischen den beiden Tubercula pubica, ist eine Kompression, d. h. eine geringe Bewegung (1 mm) des linken Symphysenastes auf den rechten, festzustellen (Abb. 52).

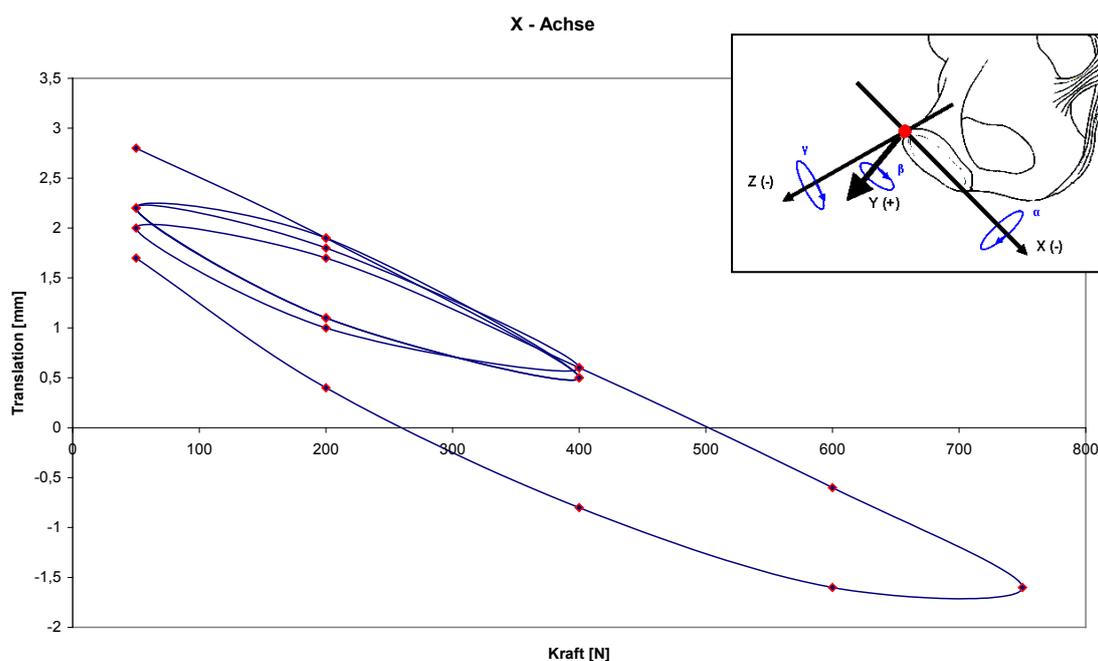


Abb. 50 Last- Weg- Diagramm eines intakten Kunststoffbeckens in X- Achsenrichtung

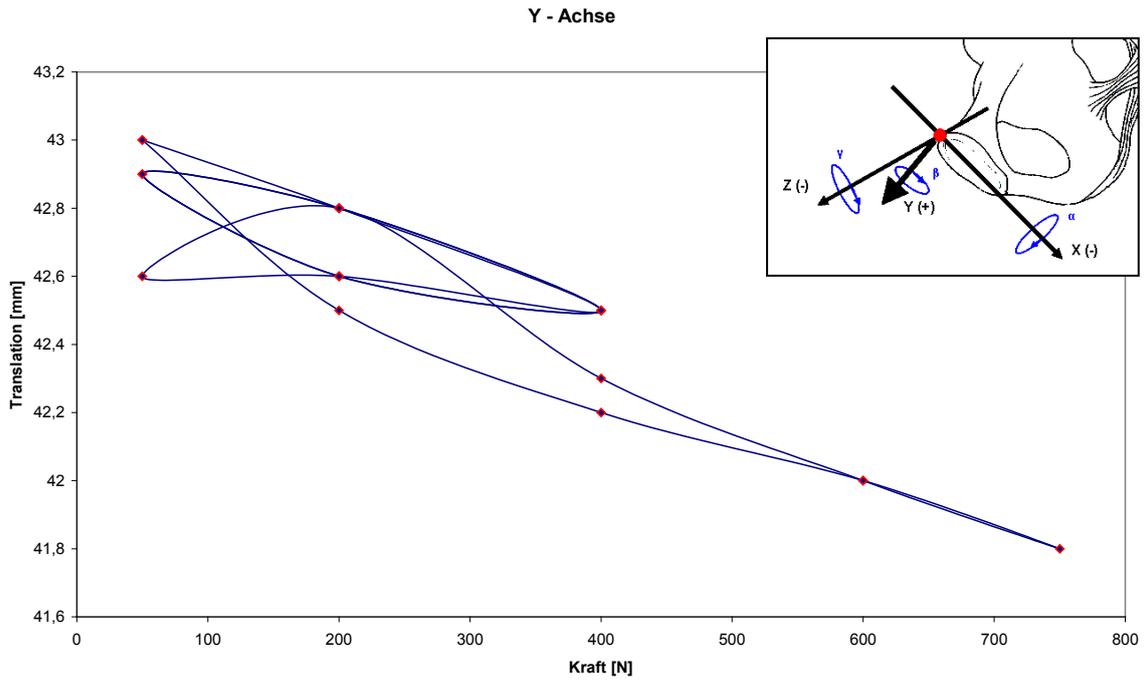


Abb. 51 Last- Weg- Diagramm eines intakten Kunststoffbeckens in Y- Achsenrichtung

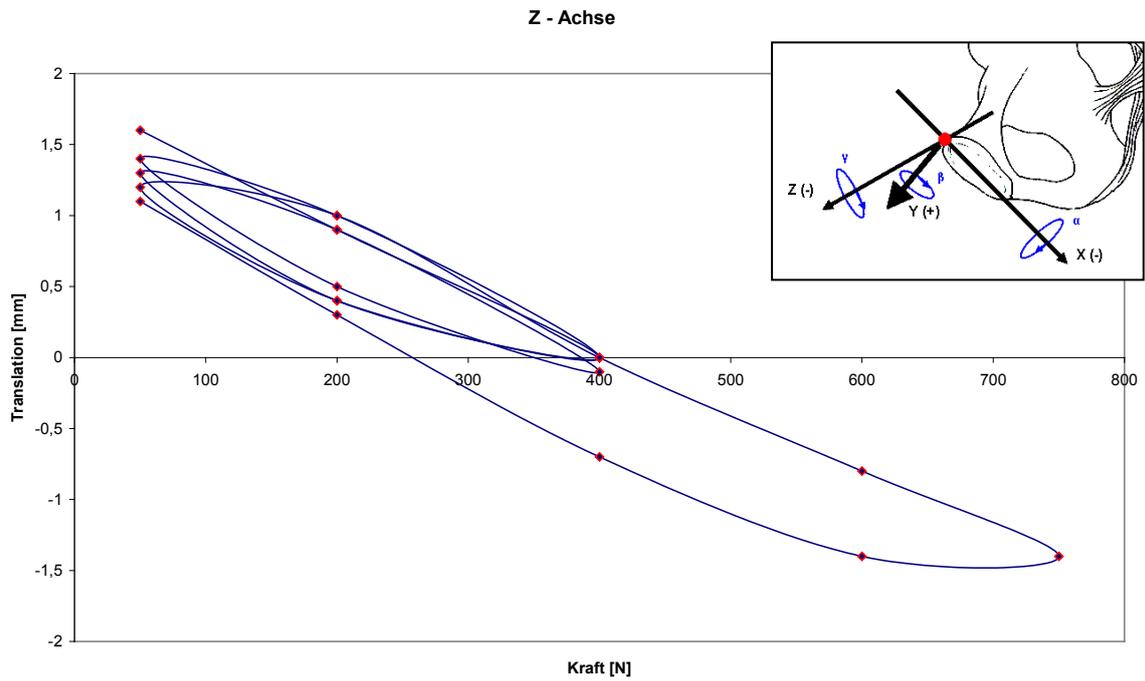


Abb. 52 Last- Weg- Diagramm eines intakten Kunststoffbeckens in Z- Achsenrichtung

8.5.1.2 Becken mit durchtrennter Symphyse

Auch hier erfolgt die typische beschriebene Bewegung des linken Symphysenastes. Die Dislokation auf der X- und Z- Achse ist am stärksten unter den untersuchten Becken ausgeprägt (Abb. 53 u. Abb. 54). Am verwendeten Beispielbecken kam es zu einer Dislokation um bis zu 7,2 mm auf der Z- Achse (nach ventral) (Abb. 55).

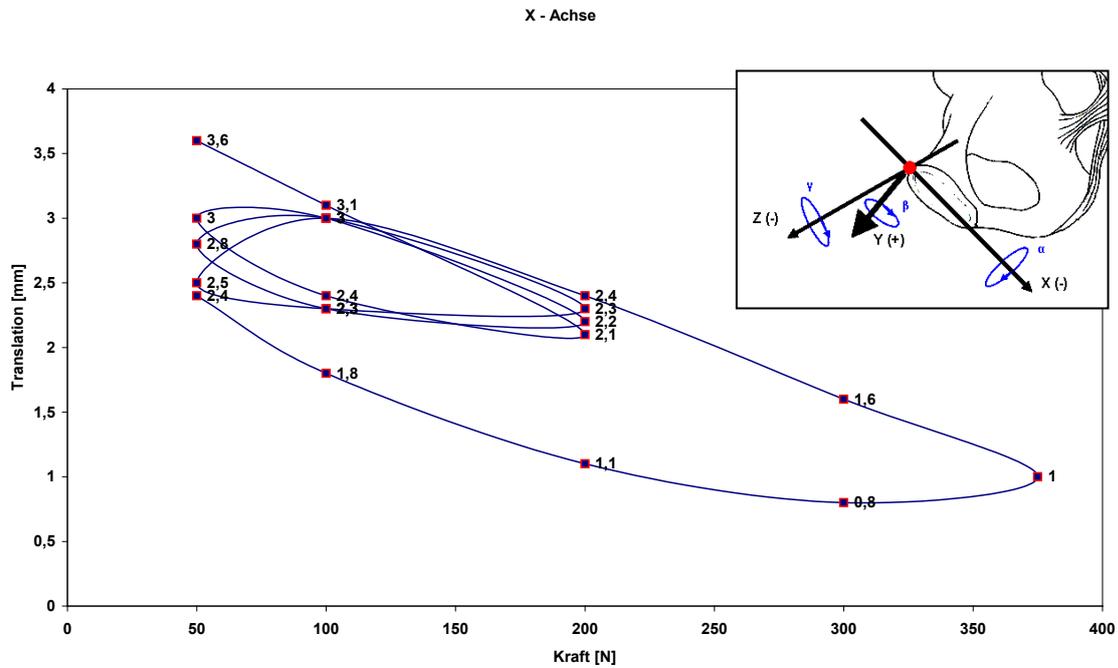


Abb. 53 Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse in X- Achsenrichtung

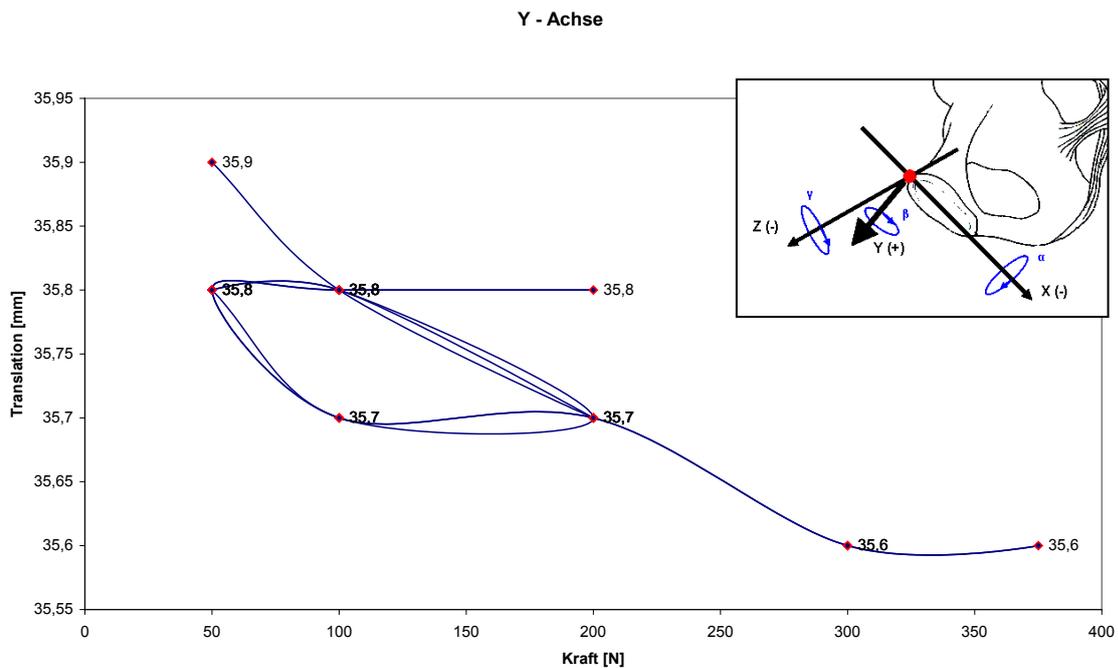


Abb. 54 Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse in Y- Achsenrichtung

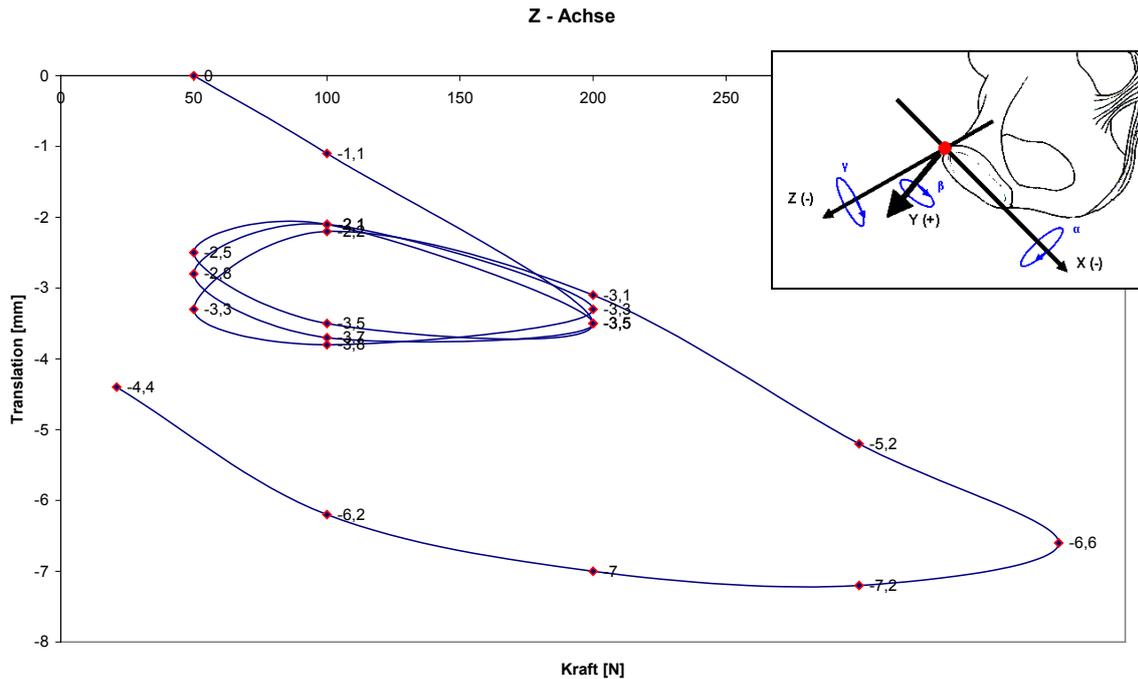


Abb. 55 Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse in Z- Achsenrichtung

8.5.1.3 Versorgung mit einer Osteosynthese

Alle Osteosynthesen (LCDCP, neue WSP, neue DCP) konnten die beim Becken mit durchtrennter Symphyse beobachtete ventrocaudale Bewegung entlang der X- und Z- Achse suffizient bremsen und somit die Symphyse stabilisieren.

Anhand der Last- Weg- Diagramme einer LCDC- Platte sollen die Bewegungsmuster exemplarisch verdeutlicht werden. Die Dislokation von ein paar Millimetern entlang der X- und Z- Achse entsprach der beobachteten, „physiologischen“ Bewegung beim intakten Becken, jedoch mit geringerer Amplitude auf der Z- Achse (nach ventral). Auf der Y- Achse (Achse zwischen den beiden Tubercula pubica) erfolgte eine nur sehr geringe Bewegung um die 0,4 mm der beiden Symphysenschenkel aufeinander zu (Abb. 56, Abb. 57, Abb. 58).

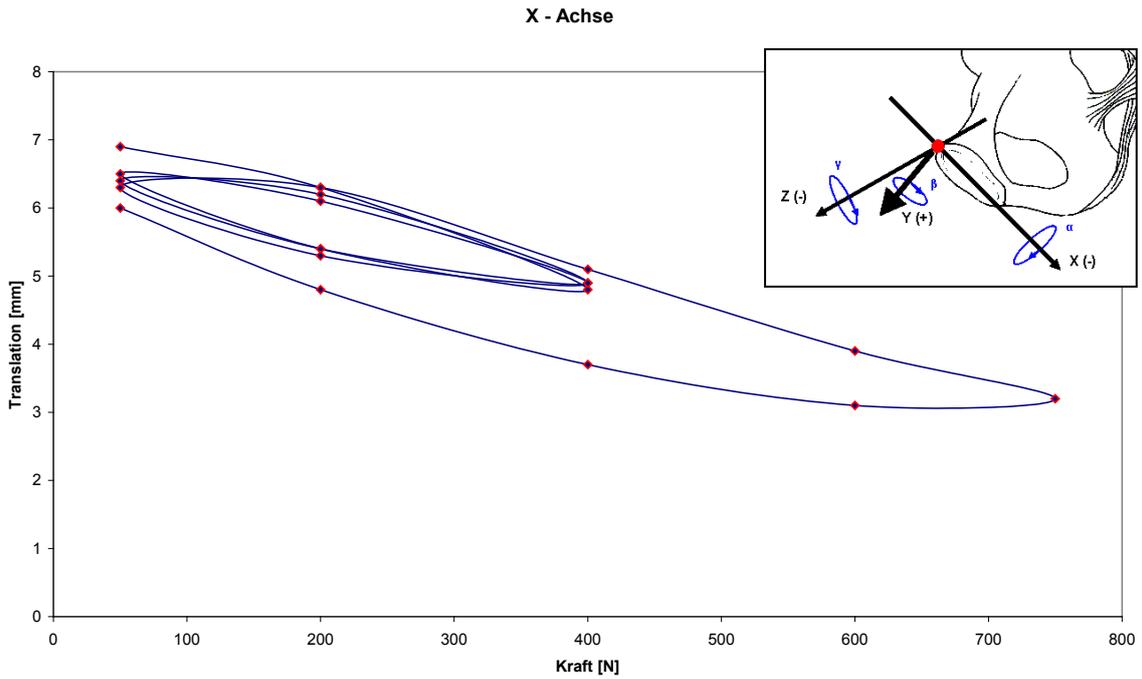


Abb. 56 Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit LCDC- Platte in X- Achsenrichtung

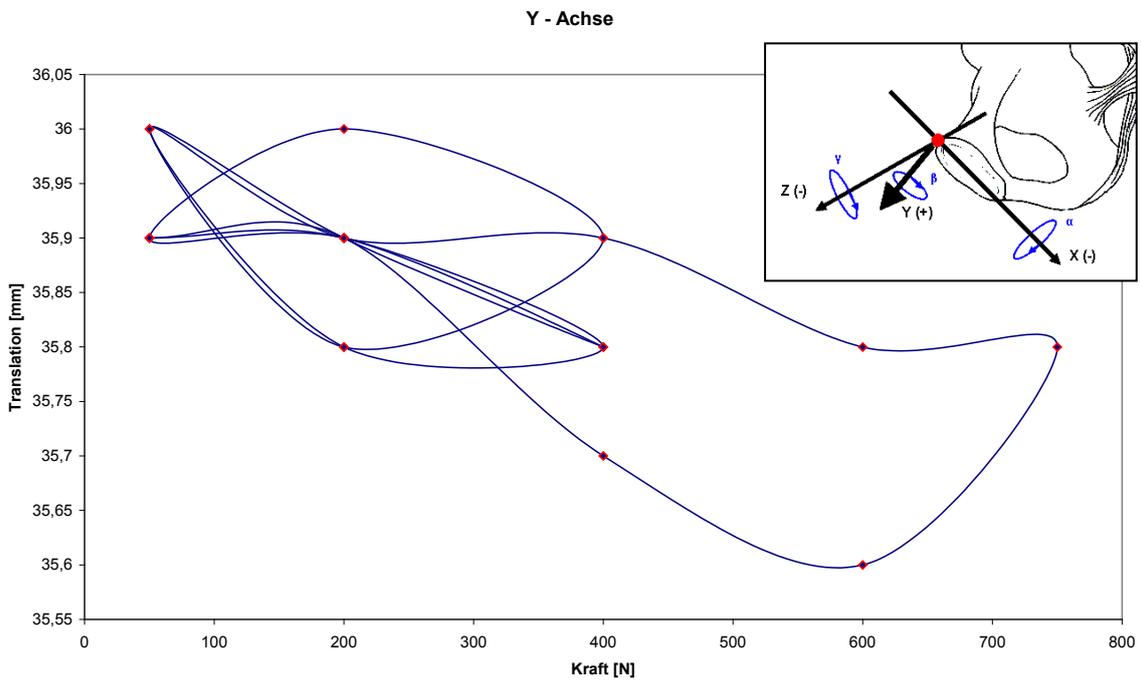


Abb. 57 Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit LCDC- Platte in Y- Achsenrichtung

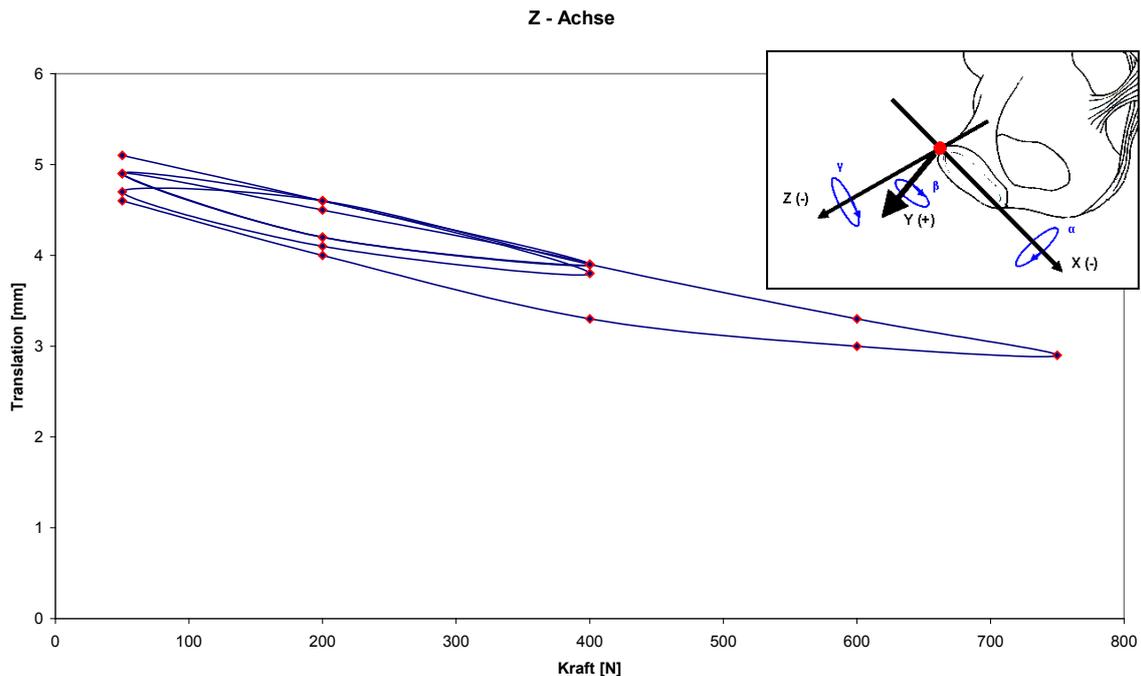


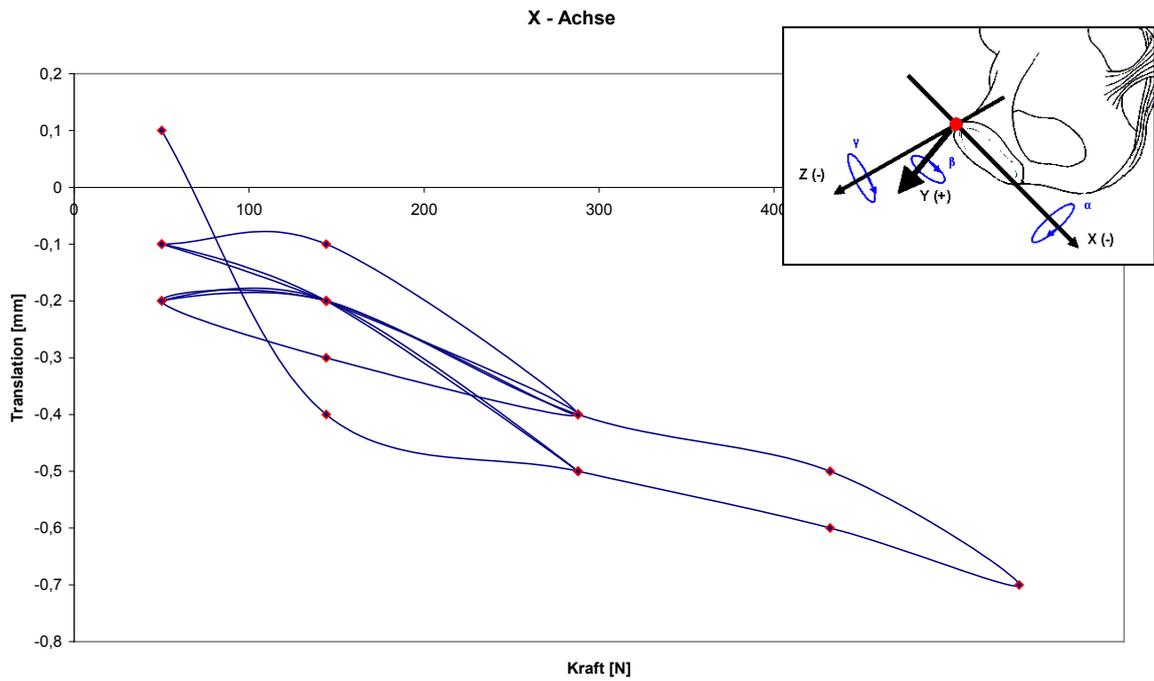
Abb. 58 Last-Weg-Diagramm eines Kunststoffbeckens mit LCDC-Platte in Z-Achsenrichtung

8.5.2 Last-Weg-Diagramme der anatomischen Präparate

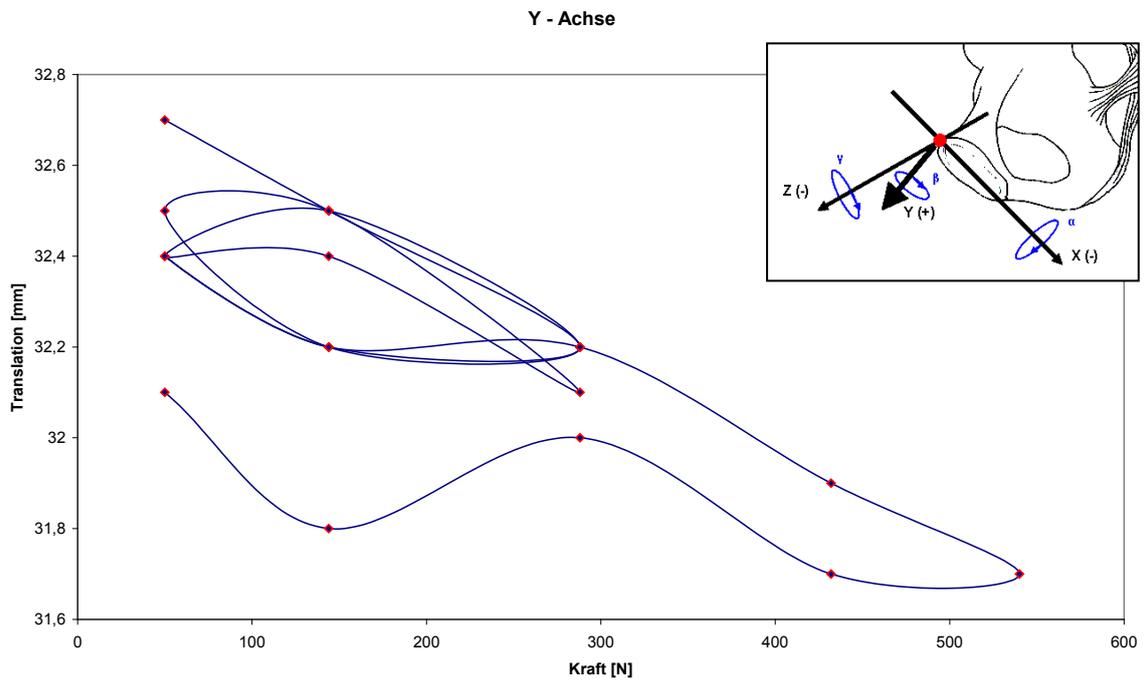
Analog der Kunststoffpräparate soll nun ebenfalls anhand eines anatomischen Präparats in der Versuchskonfiguration „Becken mit durchtrennter Symphyse“ exemplarisch eine graphische Darstellung der Translation in allen drei Achsen erfolgen. Hier zeigte sich im Vergleich zu den Kunststoffbecken eine deutlich geringere Dislokation auf allen Achsen (Abb. 59, Abb. 60, Abb. 61).

Auch hier war die typische ventrocaudale Bewegung erkennbar. Jedoch waren bei den Präparaten mit durchtrennter Symphyse, die Dislokationen auf den Achsen deutlich weniger stark ausgeprägt wie bei den Kunststoffpräparaten.

Durch die stark unterschiedliche Qualität der anatomischen Präparate, vor allem der Kortikalis, konnten im Vergleich untereinander nur eine ausreichende Stabilisierung der Symphyse durch alle drei verwendeten Osteosynthesen festgestellt werden.



**Abb. 59 Last- Weg- Diagramm eines anatomischen Präparats mit durchtrennter Symphyse
in X- Achsenrichtung**



**Abb. 60 Last- Weg- Diagramm eines anatomischen Präparats mit durchtrennter Symphyse
in Y- Achsenrichtung**

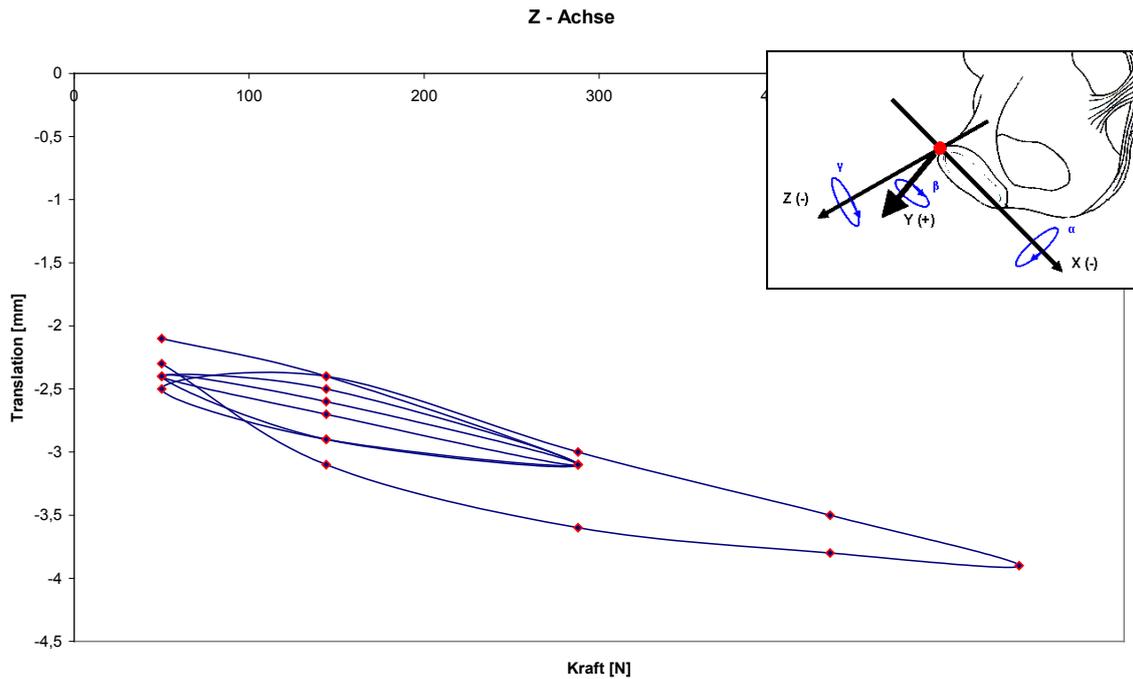


Abb. 61 Last- Weg- Diagramm eines anatomischen Präparats mit durchtrennter Symphyse in Z- Achsenrichtung

8.5.3 Vergleich der Last- Weg- Diagramme

Zusammenfassend lässt sich im Vergleich der Last- Weg- Diagramme der anatomischen und Kunststoffpräparate feststellen, dass die besagte typische ventrocaudale Bewegung entlang der X- und Z- Achse immer stattfand. Diese Bewegung war bei den Kunststoffpräparaten mit durchtrennter Symphyse signifikant stärker, obwohl die Kraft in den Testzyklen um den Faktor 2 reduziert wurde. Die Dislokation in ventrocaudaler Richtung betrug bei den Kunststoffpräparaten OFFEN 7,2 mm und bei den anatomischen Präparaten OFFEN nur 1,8 mm. Bei allen Präparaten wurde die Bewegung der durchtrennten Symphyse durch eine Versorgung mit den verwendeten Osteosyntheseplatten gehemmt und die Symphyse somit stabilisiert.

8.5.4 Analyse und Vergleich der Bewegungsmuster

Es lässt sich ein spezifisches Bewegungsmuster der Symphyse erkennen, welches bei allen Versuchsanordnungen, mehr oder weniger stark ausgeprägt, aufzufinden war. Es handelt sich hierbei um eine Absenkung des Schambeinastes nach caudal. Das entspricht einer Bewegung entlang der negativen Z- und X- Achse. Sowie auch einer Kompression der Symphyse entlang der Y- Achse, wobei so gut wie keine Translationsbewegung auf dieser Achse zu beobachten war. Die Hauptrotation konnte im Winkel β gemessen werden, es handelt sich hier um eine Rotation, hauptsächlich um die Y- Achse. Dies entspricht einer Rotation des Schambeinastes nach ventrocaudal.

Die Haupttranslationsrichtung wurde rechnerisch als Raumdiagonale Dxyz festgestellt (roter Pfeil) (Abb. 62 u. Abb. 63).

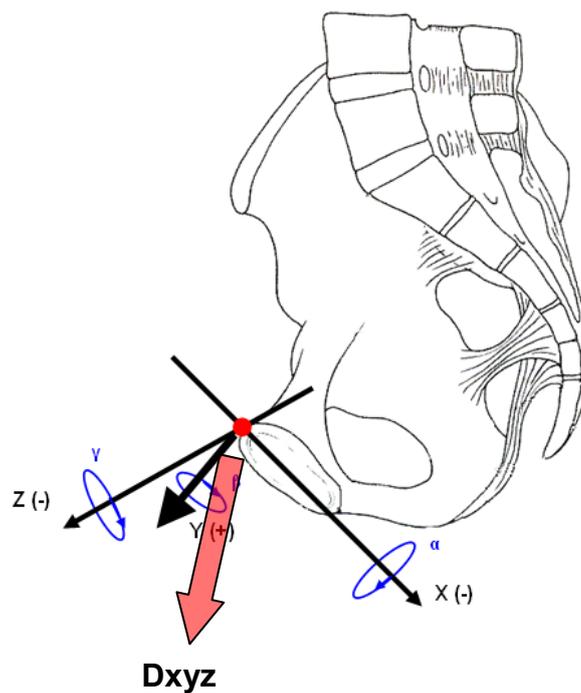


Abb. 62 Koordinatensystem mit Haupttranslationsrichtung Dxyz-
entspricht einer Bewegung des Schambeinastes nach ventrocaudal.

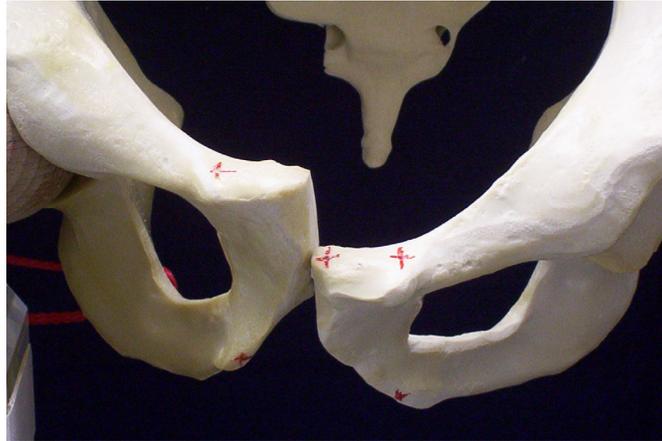


Abb. 63 Caudale Bewegung des linken Schambeinastes am besten zu sehen bei durchtrennter Symphyse

Die Rotationsbewegung erfolgte hauptsächlich entlang der Y- Achse (Winkel $\beta(-)$), in ventrocaudaler Richtung wie hier in Abb. 64 durch den roten Pfeil veranschaulicht. In Abb. 65 sieht man an einem Kunststoffpräparat mit durchtrennter Symphyse, zusätzlich zur erfolgten caudalen Dislokation, noch die ventrocaudale Rotation des linken Schambeinasts. Es finden sich auch leichte Rotationsbewegungen um die verbleibenden anderen Achsen. Um die Z- Achse ist eine leicht auswärts gerichtete Rotation (+) festzustellen, welche durch das Abrutschen des linken Symphysenastes entlang der durchtrennten Symphyse nach caudal zustande kam.

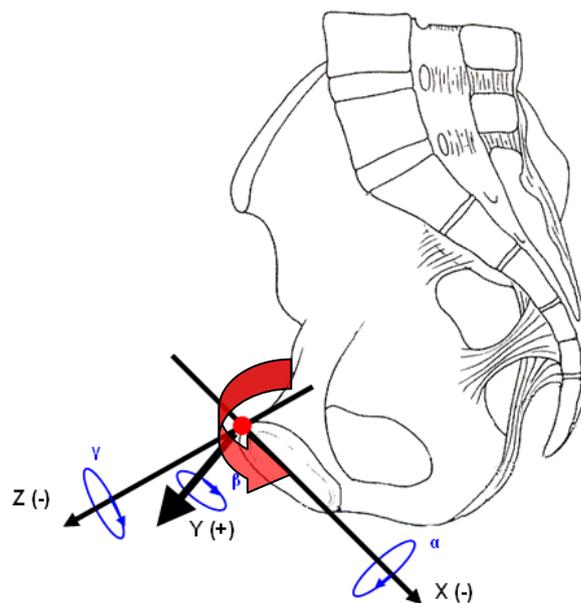


Abb. 64 Koordinatensystem mit angezeigter Hauptrotation (roter Pfeil) um die Y- Achse als Winkel β



Abb. 65 Ventrocaudale Rotation des linken Schambeinasts

Um die X- Achse wurde eine leicht, inwärts gerichtet Rotation (-) festgestellt. Ebenfalls verursacht durch das Abrutschen und der zusätzlich wirkenden Kompressionskraft.

Bei allen Beckenpräparaten, anatomisch wie Kunststoff, war das typische Bewegungsmuster einer ventrocaudalen Translations- und Rotationsbewegung festzustellen. Am stärksten ausgeprägt war es, jedoch bei den Kunststoffbecken mit durchtrennter Symphyse, sowie bei den intakt belassenen Becken. Im Vergleich zwischen den anatomischen Becken und den Kunststoffbecken mit durchtrennter Symphyse fiel auf, dass bei den anatomischen Präparaten eine deutlich geringere Dislokation des linken Schambeinastes nach caudal erfolgte. Die Kraft in den Testzyklen musste bei diesen Becken nicht reduziert werden. Das Durchtrennen der Symphyse schien hier keine Auswirkung auf die Stabilität der Becken zu haben, wie es schon zuvor, beim Vergleich der Last- Weg- Diagramme auffiel (Abb. 66).



**Abb. 66 Links – Bei maximaler axialer Belastung mit 375N (Kunststoffpräparat)
Rechts – Bei maximaler axialer Belastung mit 520N (anatomisches Präparat)**

8.5.5 Ergebnisse der Translations- und Rotationsmessung der Beckenpräparate

8.5.5.1 Translation der anatomischen- und Kunststoffpräparate

Für die Kunststoffpräparate wurden signifikante Unterschiede der gemessenen Translation mit dem Post- Hoc- Test für Mehrfachvergleiche und dem Oneway ANOVA Test auf allen drei Achsen bestimmt (Abb. 67).

Zur Veranschaulichung der Translationsrichtungen siehe S.42 Abb. 26.

Auf der X- Achse wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Beckenpräparat OFFEN (mit durchtrennter Symphyse) ($2,85 \text{ mm} \pm 0,668 \text{ mm}$ Translation) zu den Becken INTAKT ($5,017 \text{ mm} \pm 0,858 \text{ mm}$ Translation), den Becken mit neuer WSP ($4,35 \text{ mm} \pm 0,742 \text{ mm}$ Translation) und neuer DCP ($4,367 \text{ mm} \pm 0,725 \text{ mm}$ Translation) gemessen.

Auf der Y- Achse wurde hingegen nur ein signifikanter Unterschied zwischen den Präparaten OFFEN ($0,25 \text{ mm} \pm 0,164 \text{ mm}$ Translation) und INTAKT ($0,883 \text{ mm} \pm 0,172 \text{ mm}$ Translation) festgestellt. Die Z- Achse war die Haupttranslationsachse mit einer mittleren Translation von $7,3 \text{ mm} \pm 1,902 \text{ mm}$ der Präparate OFFEN. Auf dieser Achse wurden auch signifikante Unterschiede zwischen den Präparaten OFFEN und allen anderen Präparaten gemessen.

Bei den anatomischen Präparaten zeigten sich keine Signifikanzen. Auch hier war die Haupttranslationsachse die Z- Achse. Die größte Translation wiesen die Präparate OFFEN mit $2,200 \text{ mm} \pm 1,327 \text{ mm}$ auf (Abb.68).

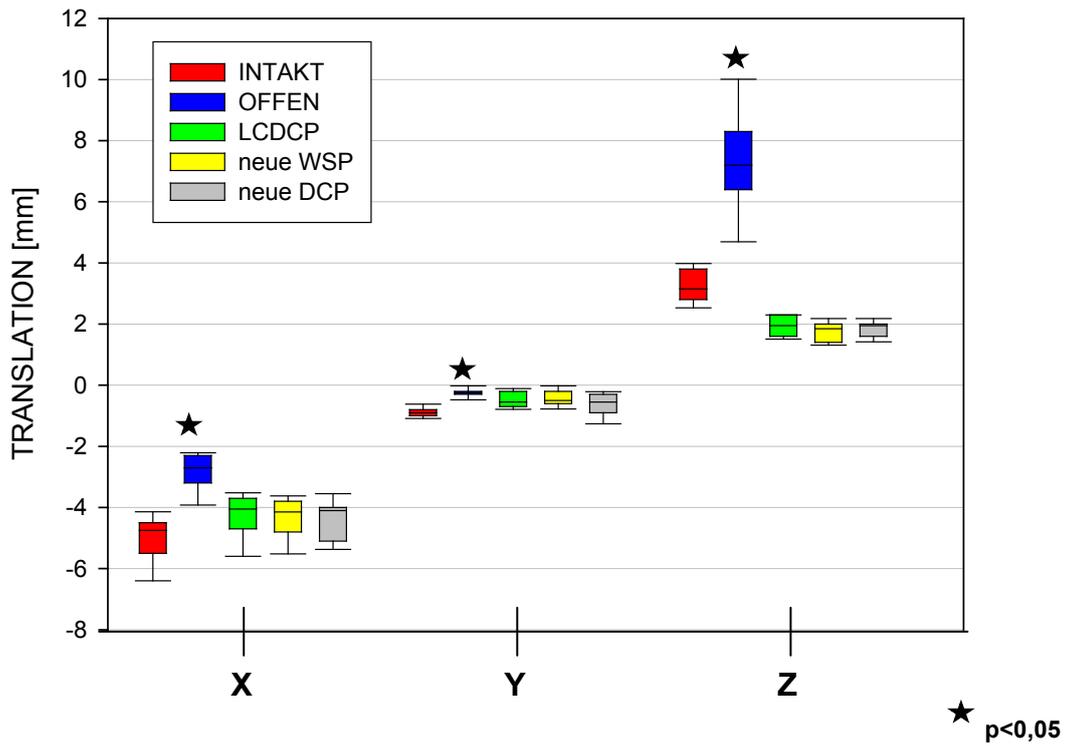


Abb. 67 Translation der Kunststoffpräparate auf allen drei Achsen

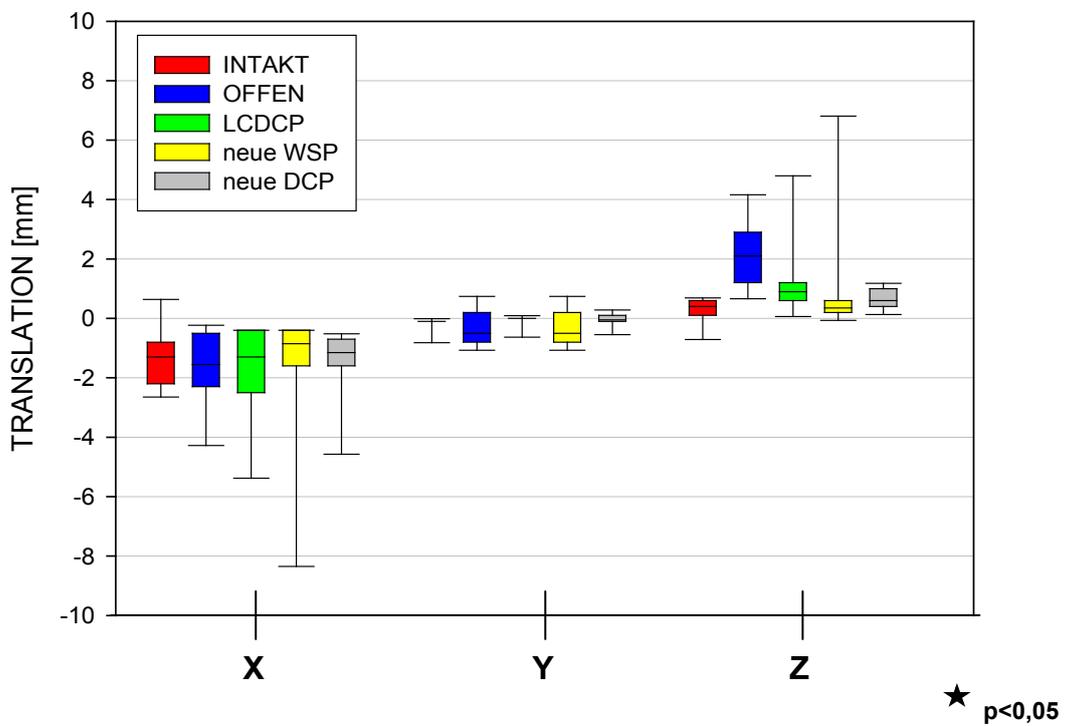


Abb. 68 Translation der anatomischen Präparate auf allen drei Achsen

8.5.5.2 Rotation der anatomischen- und Kunststoffpräparate

Signifikante Unterschiede wurden bei den Präparaten OFFEN in der Rotation um die X- Achse, dem Winkel α mit $0,483 \text{ Grad} \pm 0,147 \text{ Grad}$ und bei der Rotation um die Y- Achse gemessen. Die Hauptrotation (Rotation des Schambeinastes nach ventrocaudal) fand um die Y- Achse im Winkel β statt und betrug bei den Präparaten OFFEN $3,5 \text{ Grad} \pm 0,629 \text{ Grad}$. Bei den anatomischen Präparaten zeigten sich keine Signifikanzen. Die Hauptrotation fand im Winkel β mit $0,967 \text{ Grad} \pm 0,761 \text{ Grad}$ statt (Abb. 69, Abb. 70).

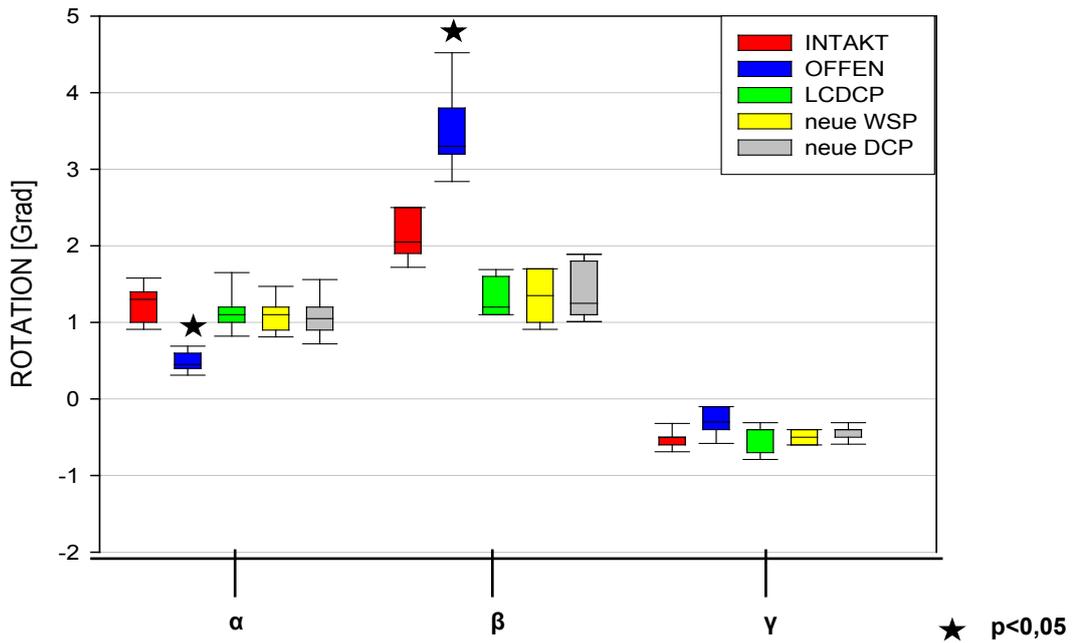


Abb. 69 Rotation der Kunststoffpräparate auf allen drei Achsen

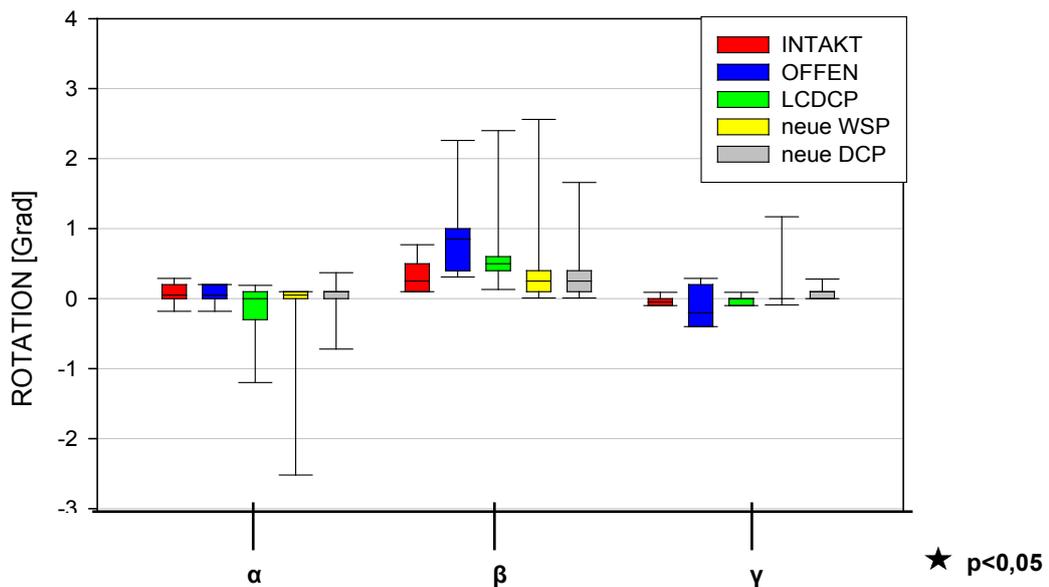


Abb. 70 Rotation der anatomischen Präparate auf allen drei Achsen

8.5.5.3 Haupttranslationsrichtung

Als Hauptdislokationsrichtung wurde eine Bewegung entlang des ermittelten Raumvektors $D_{xyz} = \sqrt{(dX^2+dY^2+dZ^2)}$ festgestellt. Es handelt sich hierbei um eine Absenkung des Schambeinasts nach caudal in Richtung der Raumhalbierenden zwischen allen drei Achsen. Die Translation bei den Kunststoffpräparaten OFFEN betrug $7,855 \text{ mm} \pm 1,953 \text{ mm}$ und war signifikant verschieden zu den anderen Osteosynthesen wie LCDCP, neue WSP und neue DCP, jedoch nicht zu den Beckenpräparaten INTAKT (Abb. 71). Die anatomischen Präparate zeigten keine signifikanten Unterschiede. Die Translation bei den Präparaten OFFEN, war mit $3,021 \text{ mm} \pm 1,886 \text{ mm}$ im Vergleich der Becken, jedoch am größten (Abb. 72).

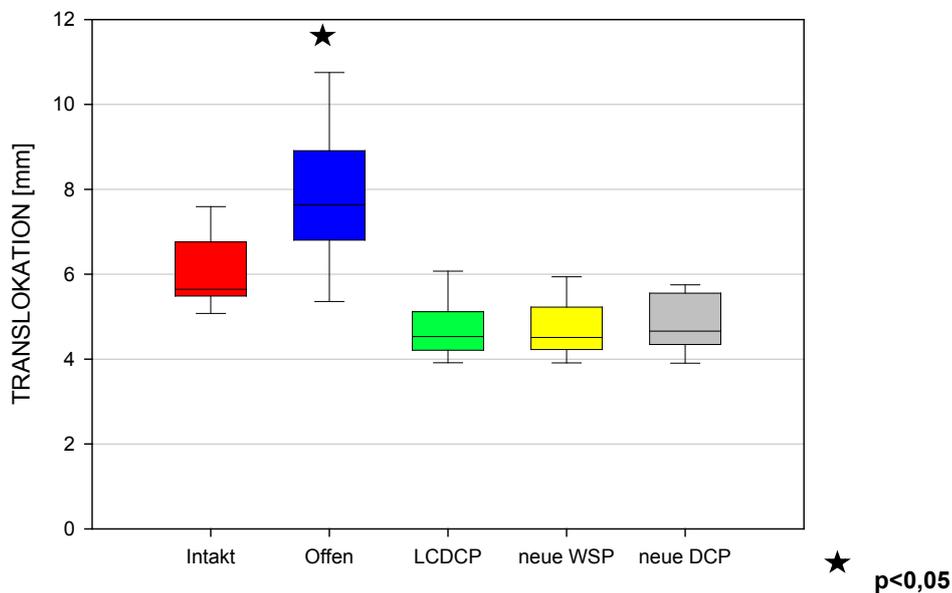


Abb. 71 Haupttranslationsrichtung Kunststoffpräparate

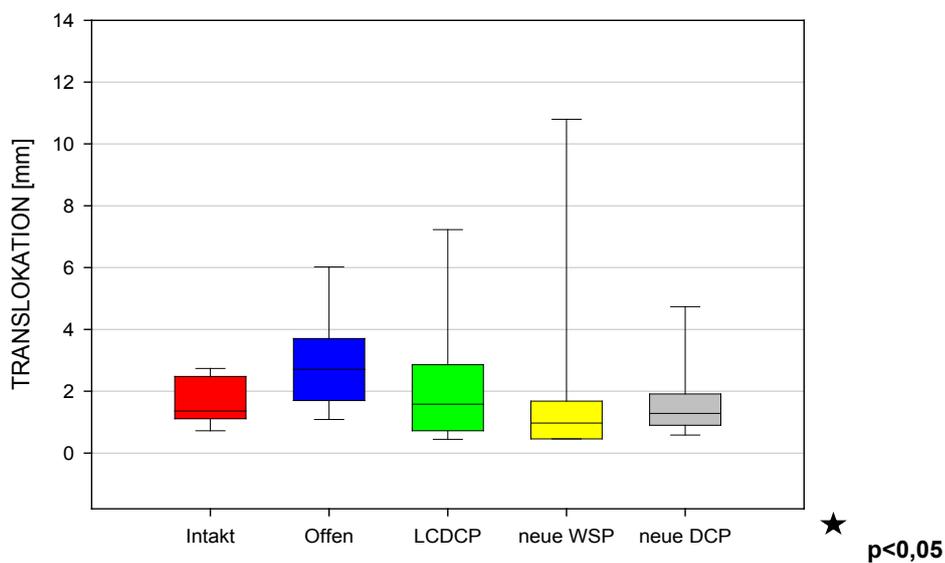


Abb. 72 Haupttranslationsrichtung anatomische Präparate

8.6 Ergebnisse der Kompressionskraftmessungen in der Symphyse beim Einbau der Osteosynthesen

8.6.1 Kunststoffpräparate- reponierende Anfangskompression

Zur Untersuchung der Druckkräfte wurden beim Einbau bei den definierten 5 Schritten jeweils die Kraftwerte registriert und graphisch dargestellt (Abb. 73).

1. Reposition:

Die Kompressionskraft der Repositionszange betrug im Schnitt 179 Newton \pm 105 Newton. Mit dieser Kompression war die offene Symphyse reponiert und die Osteosynthesen konnten eingebaut werden.

2. DC- Schrauben medial angezogen:

Beim Anziehen der medialen Kompressionsschrauben stieg die Kompressionskraft statistisch signifikant bei der LCDCP (Kraft 2. Schritt = 770 Newton \pm 133 Newton) und der neuen DCP (Kraft 2. Schritt = 652 Newton \pm 408 Newton) an.

3. Alle Schrauben angezogen:

Nach dem Anzug aller Schrauben sank die Kompressionskraft bei den beiden DC-Platten. Statistisch signifikant nur bei der LCDCP auf 203 Newton \pm 109 Newton. Bei der neuen DCP sanken die Werte auf 334 Newton \pm 262 Newton. Und bei der neuen WSP wurden 243 Newton \pm 172 Newton Kompressionskraft gemessen.

4. Entfernung der Repositionszange:

Nach der Entfernung der Repositionszange wurden deutlich signifikante Abfälle der Kompressionswerte bei allen drei Osteosynthesen gemessen. Bei der LCDCP 18 Newton \pm 20 Newton, der neuen WSP 42 Newton \pm 42 Newton und der neuen DCP 34 Newton \pm 33 Newton.

5. Laterale Schrauben gelockert:

Interessanterweise konnte die Kraft des 3. Schrittes bei den DC- Platten durch Lockerung der lateralen Schrauben fast wiederhergestellt werden. Die gemessene Kraft stieg bei der LCDCP wieder auf 182 Newton \pm 133 Newton und bei der neuen DCP auf 163 Newton \pm 177 Newton an. In dieser Untersuchung war eindeutig die Kompressionswirkung der medialen Schrauben feststellbar. Jedoch erfolgte eine Aufhebung dieser Wirkung durch das nachfolgende Anziehen der restlichen Schrauben bei den DC- Platten. Somit lagen letztendlich die Kompressionswerte in

der Symphyse nach dem kompletten Einbau und Entfernung der Repositionszange bei allen Platten nur im Bereich von 18 Newton bis 42 Newton.

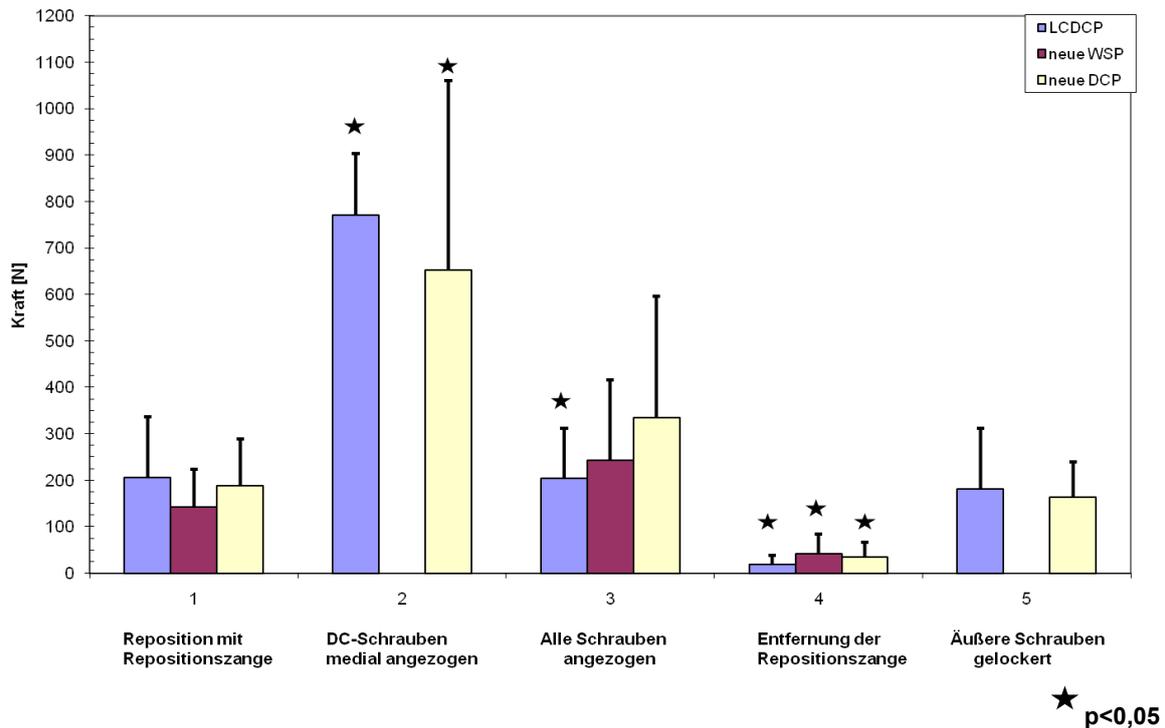


Abb. 73 Kunststoffpräparate- reponierende Anfangskompression: Graphische Darstellung der Kompressionskräfte in der Symphyse bei den 5 Einbauschritten

8.6.2 Anatomische Präparate- reponierende Anfangskompression

Analog zu den Kunststoffpräparaten wurden auch bei den anatomischen Präparaten die Druckkräfte beim Einbau der Osteosynthesen registriert und sind in Abb. 74 graphisch dargestellt.

1. Reposition:

Die Kompressionskraft der Repositionszange betrug im Schnitt 78 Newton \pm 27 Newton. Mit dieser Kompression war die offene Symphyse reponiert und die Osteosynthesen konnten eingebaut werden.

2. DC- Schrauben medial angezogen:

Beim Anziehen der medialen Kompressionsschrauben stieg die Kompressionskraft bei der LCDCP (Kraft 2. Schritt = 124 Newton \pm 61,7 Newton) und der neuen DCP (Kraft 2. Schritt = 179 Newton \pm 94,9 Newton) an.

3. Alle Schrauben angezogen:

Nach dem Anzug aller Schrauben sank die Kompressionskraft bei den beiden DC-Platten. Statistisch signifikant nur bei der LCDCP auf 70 Newton \pm 49,4 Newton. Bei

der neuen DCP sanken die Werte auf 118 Newton \pm 92,4 Newton. Und bei der neuen WSP wurden 157 Newton \pm 119 Newton Kompression gemessen.

4. Entfernung der Repositionszange:

Nach der Entfernung der Repositionszange wurden deutlich signifikante Abfälle der Kompressionswerte bei der LCDCP auf 32 Newton \pm 37,1 Newton und der neuen WSP auf 77 Newton \pm 73 Newton gemessen. Die Werte der neuen DCP sanken auf 57 Newton \pm 81,6 Newton.

5. Laterale Schrauben gelockert:

Auch hier konnte die Kraft des 3. Schrittes bei den DC- Platten durch Lockerung der lateralen Schrauben fast wiederhergestellt werden. Die gemessene Kraft stieg bei der LCDCP wieder auf 69,1 Newton \pm 52,5 Newton und bei der neuen DCP auf 98 Newton \pm 95,8 Newton an. In der Untersuchung der anatomischen Präparate war wiederum eindeutig die Kompressionswirkung der medialen Schrauben feststellbar. Jedoch erfolgte eine Aufhebung dieser Wirkung, auch hier, durch das nachfolgende Anziehen der restlichen Schrauben bei den DC- Platten. Somit lagen letztendlich die Kompressionswerte in der Symphyse nach dem Einbau und Entfernung der Repositionszange im Mittel nur zwischen 32 Newton bis 77 Newton.

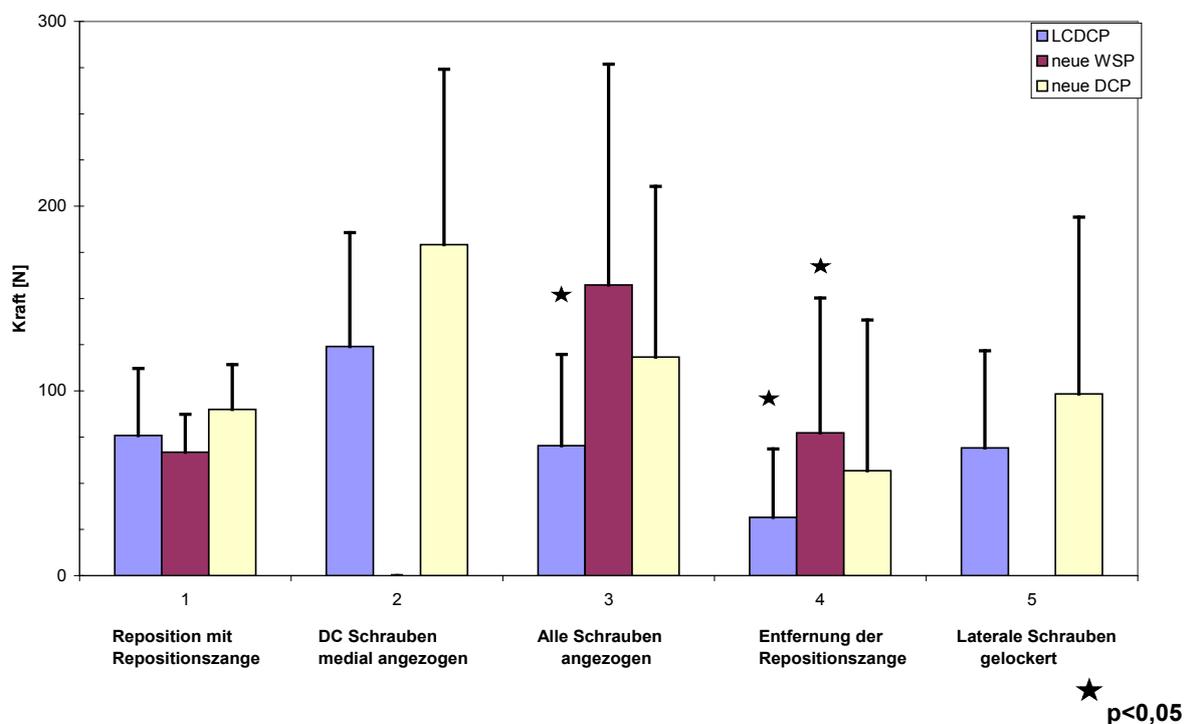


Abb. 74 Anatomische Präparate- reponierende Anfangskompression: Graphische Darstellung der Kompressionskräfte in der Symphyse bei den 5 Einbauschritten.

8.6.3 Maximale Anfangskompression bei der neuen DCP und WSP

Um das Verhalten der beiden neuen Platten genauer zu untersuchen, wurden an 10 Kunststoffbecken nochmalig die Kompressionskräfte beim Einbau untersucht. Es wurden zwei Änderungen vorgenommen. Zum einen wurde am Anfang mit der Repositionszange maximal komprimiert, und zum anderen wurde bei der neuen DCP die lateralen Schraubenlöcher winkelstabil besetzt. Die Ergebnisse sind in Abb. 75 graphisch dargestellt.

1. Reposition:

Hier erfolgte eine Kompression mit einer Kraft größer als 450 Newton. Mit der Repositionszange wurde maximal möglich komprimiert.

2. DC- Schrauben medial angezogen:

In diesem Schritt erfolgte ein signifikanter Anstieg der Kompressionskraft bei der neuen DCP auf 578 Newton \pm 8,91 Newton.

3. Alle Schrauben angezogen:

Nach dem Anzug aller Schrauben wurde diesmal die Kompression bei der neuen DCP gehalten ($F > 600$ Newton). Auch die neue WSP konnte eine entsprechend hohe Kompression von 580 Newton \pm 12,9 Newton aufweisen.

4. Entfernung der Repositionszange:

Nach der Entfernung der Repositionszange sanken die Kompressionswerte bei der neuen WSP statistisch hoch signifikant auf 141 Newton \pm 18,5 Newton im Vergleich zu der neuen DCP, die die Kompression mit 498 Newton \pm 41,3 Newton, signifikant zum vorherigen 3. Schritt, halten konnte.

5. Laterale Schrauben gelockert:

Beim diesmaligen Lockern der lateralen Schrauben bei der neuen DCP war keine signifikante Minderung der Kompression zu beobachten. Die Endwerte der Kompression in der Symphyse lagen somit bei 489 Newton \pm 41,3 Newton für die neue DCP und nur bei 141 Newton \pm 18,5 Newton für die neue WSP. Die neue DCP mit lateral winkelstabiler Besetzung und anfänglich maximaler Kompression durch die Repositionszange kann also die Kompressionskräfte in der Symphyse eindeutig besser halten als ein rein, winkelstabiles Implantat wie die neue WSP.

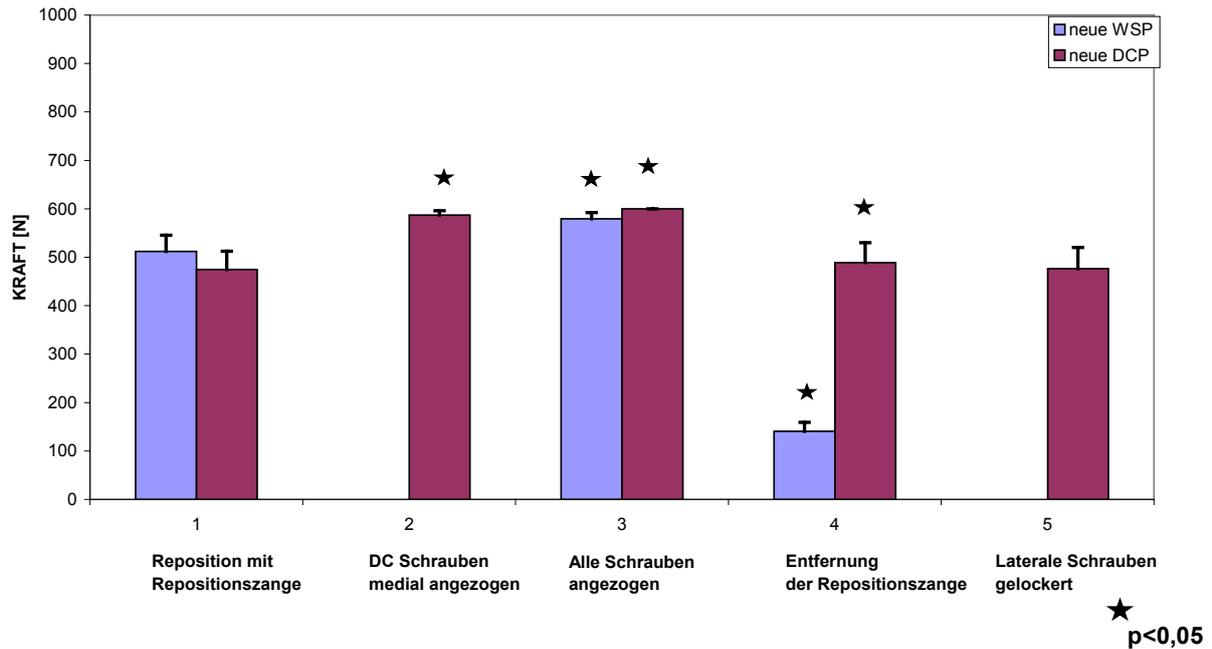


Abb. 75 Kunststoffpräparate- maximal mögliche Anfangskompression: Graphische Darstellung der Kompressionskräfte in der Symphyse bei den 5 Einbauschritten.

8.6.4 Analyse und Vergleich der Kompressionskräfte beim Einbau in der Symphyse

Vergleichend fiel auf, dass im Versuch mit nur reponieren Anfangskompression bei den anatomischen und Kunststoffpräparate keine hohen End- Kompressionskräfte der DC- Platten erreicht werden konnte. Das war einerseits auf den schlechten Zustand der Kortikalis bei den anatomischen Präparaten, und andererseits auf die schwache Anfangskompression zurückzuführen. Nach dem Einbau und Entfernen der Repositionszange zeigte sich eine signifikante Minderung der Kompression in der Symphyse bei beiden Präparatgruppen mit geringer Anfangskompression. Im speziellen Vergleich der beiden neuen Platten (DCP und WSP) mit maximaler Anfangskompression konnte diese Kompression von der DCP, jedoch gehalten werden. Das ist mitunter auf die Anfangs höher aufgewendete Kompression von 450 Newton zurückzuführen. Auch im letzten Schritt, bei der Lockerung der lateralen Schrauben, wurde ein signifikanter Wiederanstieg der Kompressionskräfte bei den Gruppen mit nur schwacher Anfangskompression beobachtet. Hingegen brachte die Lockerung der lateralen Schrauben bei der Versuchsgruppe mit hoher Anfangskompression keinen signifikanten Wiederanstieg der Kompression in der Symphyse. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen zeigen, dass bei einer geringen,

nur zum Reponieren ausreichenden Anfangskompression, die Kompressionswirkung der medialen Schrauben bei den DC- Platten nicht gehalten werden kann. Es sollte also die Repositionszange hoch bis maximal angezogen werden. Außerdem zeigt sich, speziell bei der neuen DC- Platte mit noch zusätzlicher winkelstabiler lateraler Besetzung, eine signifikant höhere Kompression in der Symphyse nach erfolgtem Einbau und Abnahme der Repositionszange.

8.7 Ergebnisse der Messung der dynamischen Kompressionskräfte in der Symphyse bei Belastung

Zur Auswertung wurde allein der Belastungszyklus herangezogen (Abb. 76). Bei der Belastung durch die Prüfmaschine von 50 Newton bis 750 Newton (Kunststoffpräparate), respektive 50 Newton bis 540 Newton (anatomische Präparate), erfolgte die Kraftmessung in der Symphyse durch den FSR- Sensor bei allen drei untersuchten Osteosynthesen. Es wurden die Differenz der gemessenen Werte in der Symphyse zu Anfang und bei maximaler Belastung für die Auswertung herangezogen.

Bei keiner der erfolgten Messungen konnte ein signifikanter Unterschied der Kräfte in der Symphyse bei der unterschiedlichen osteosynthetischen Versorgung festgestellt werden.

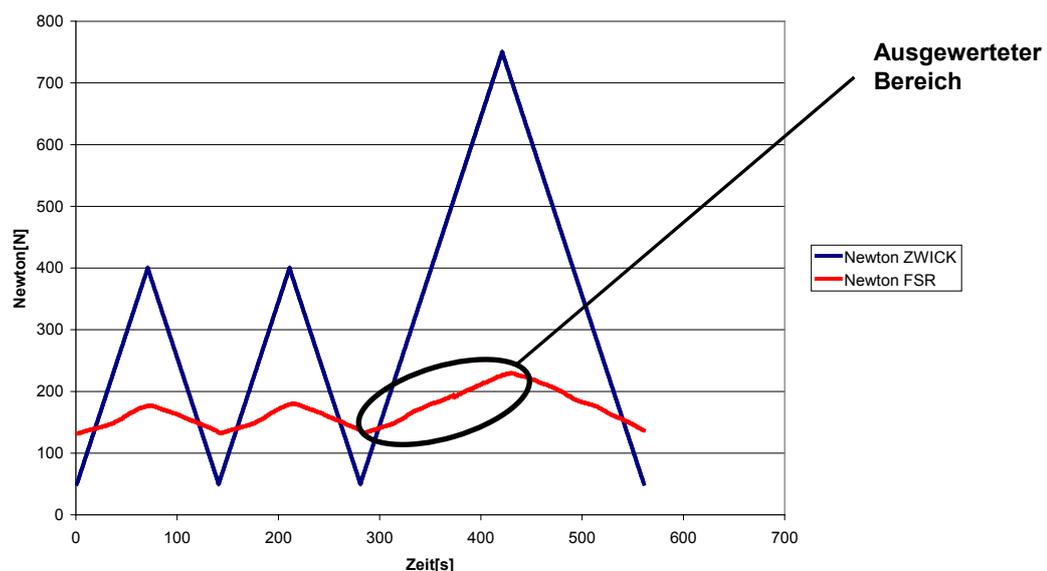


Abb. 76 Beispiel einer vergleichende graphischen Darstellung von den Kraftwerten der Prüfmaschine (blau) und den in der Symphyse gemessenen Werten (rot)

Am Anfang wurden bei den Kunststoffpräparaten 105,8% - 118,2% und bei den anatomischen Präparaten 140,2% - 174,9% der axial eingeleiteten Kraft von jeweils 50 Newton in der Symphyse gemessen. Bei maximaler Belastung von 750 Newton erfolgte eine Übertragung von 17,2% - 28,2% der axial eingeleiteten Kraft bei den Kunststoffpräparaten und von 28,1% - 35,7% bei den anatomischen Präparaten bei maximaler Belastung von 520 Newton. Betrachtet man die Mittelwerte bei jeweilig maximaler Belastung der drei Osteosynthesen, so wurden zwischen 10% und 20% von der axial eingeleiteter Kraft bei den Kunststoffbecken und bei den anatomischen Becken zwischen 15% bis 22% der axial eingeleiteter Kraft in der Symphyse bei Belastung gemessen. Die Messabweichungen betrugen bei den Maximalwerten der Kompressionsmessung im Bereich von 129 Newton bis 211 Newton zwischen +/- 2 Newton und +/- 6 Newton (Relativer Fehler zwischen +/- 0,016 und +/- 0,03).

Um eine allgemein gültige Aussage über die gemessen Kompressionskräfte in der Symphyse bei Belastung treffen zu können, wurde die prozentual übertragenen Kraftwerte beider Präparatgruppen miteinander verglichen und ein gemeinsamer prozentualer Bereich gebildet. Dieser Bereich liegt zwischen 15% und 20% der von der Prüfmaschine axial eingebrachten Kraft von 750 Newton (Kunststoffpräparate), respektive 520 Newton (anatomische Präparate).

Folgend sollen die typisch beobachtet Kurvenform bei der Kraftaufnahme in der Symphyse exemplarisch dargestellt werden. Die Kompressionskurve bei Versorgung mit der neuen WSP zeigte in Abb. 77 in den aufgenommenen zwei Setzzyklen und dem Belastungszyklus einen linearer Anstieg gemäß einer Linearfunktion. Die Abb. 78 zeigt eine typisch beobachtet Kurvenform bei der LCDCP, welche sich annähernd mit einer Potenzfunktion oder Polynomfunktion beschreiben lässt. Auch die Kurvenform bei der neuen DCP zeigt einen Verlauf einer Potenz- oder Polynomfunktion (Abb. 79).

Bei den Platten mit der Möglichkeit einer „Dynamischen Kompression“, hier die untersuchte LCDCP und neue DCP, lässt sich die Übertragen der Kraft in der Symphyse bei Belastung als „dynamisch“ mit einer Potenzfunktion beschreiben, wohingegen bei dem winkelstabile Implantat die Kraftübertragung linearen Charakter hatte.

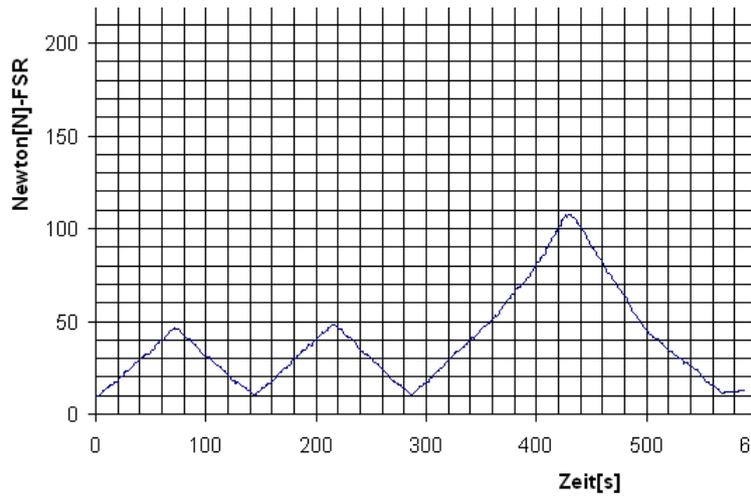


Abb. 77 typische Kurvenform neue WSP

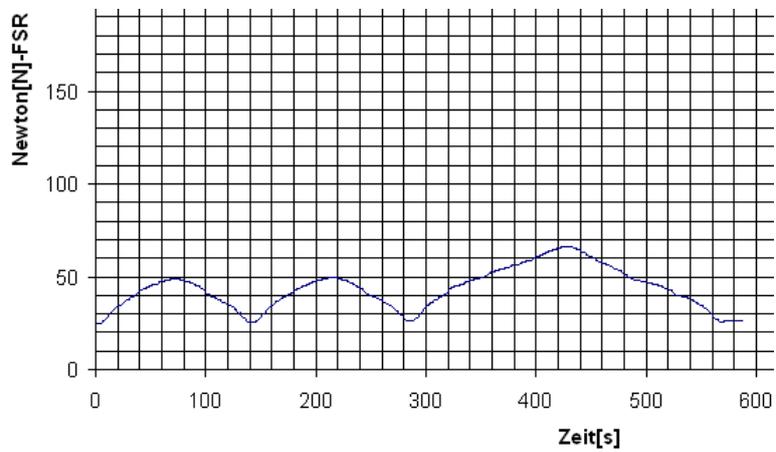


Abb. 78 typische Kurvenform LCDCP

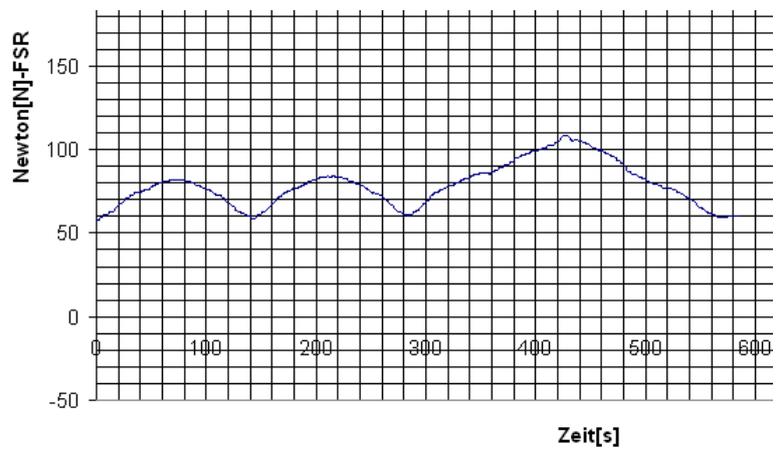


Abb. 79 typische Kurvenform neue DCP

8.8 Ergebnisse der Messung der auf die Abduktorensimulation wirkenden Kräfte bei Belastung durch die Prüfmaschine

8.8.1 Anatomische- und Kunststoffpräparate

Es konnte ein signifikanter Zusammenhang der Kräfte auf die Abduktoren und der Beckenkonfiguration OFFEN festgestellt werden. Da bei den Kunststoffpräparaten OFFEN die Belastung im Belastungszyklus auf 375 Newton (anstatt 750 Newton) reduziert werden musste, und diese Becken bei einer Belastung über 375 Newton zusammenbrachen (siehe Punkt 8.4), waren bei diesen Becken die auf die Abduktoren wirkenden Kräfte signifikant geringer als bei den übrigen getesteten Beckenkonfigurationen (Abb. 80). Auch bei den anderen Konfigurationen waren keine signifikanten Zusammenhänge zu erkennen. Die Kräfte auf die Abduktorensimulation bei den Testkonfigurationen INTAKT, LCDCP, neue WSP und neue DCP lagen im Bereich von 160 Newton bis 356 Newton bei einer axialen Belastung von 750 Newton. Die Beckenkonfiguration OFFEN übertrug nur eine Kraft von 81 Newton im Mittel auf die Simulation, erklärbar durch die verminderte axiale Belastung.

Bei den anatomischen Präparaten konnten keine signifikanten Zusammenhänge festgestellt werden. Die Becken OFFEN konnten mit der gleichen Last wie die anderen Testkonfigurationen belastet werden. Die gemessenen Kräfte lagen im Bereich zwischen 69 Newton und 205 Newton bei einer axialen Belastung von 520 Newton durch die Prüfmaschine (Abb. 81).

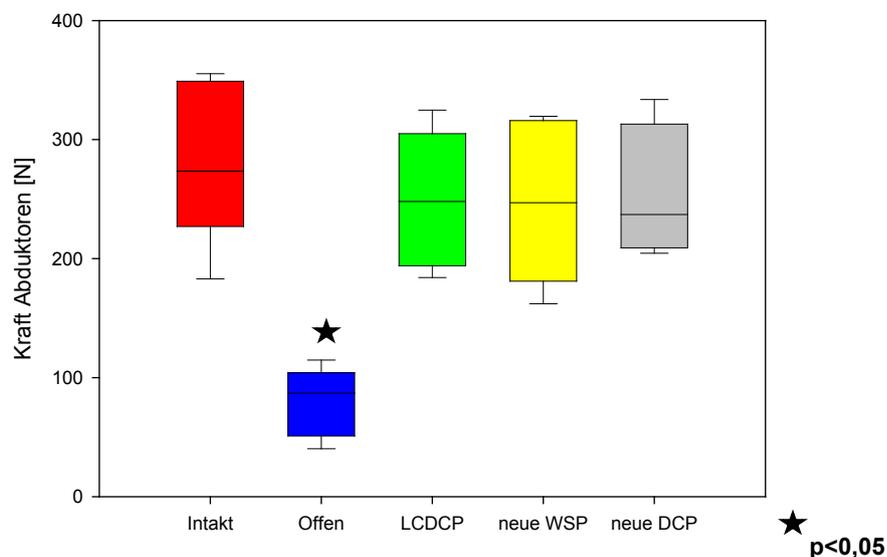


Abb. 80 Kunststoffpräparate: Kräfte auf die Abduktorensimulation

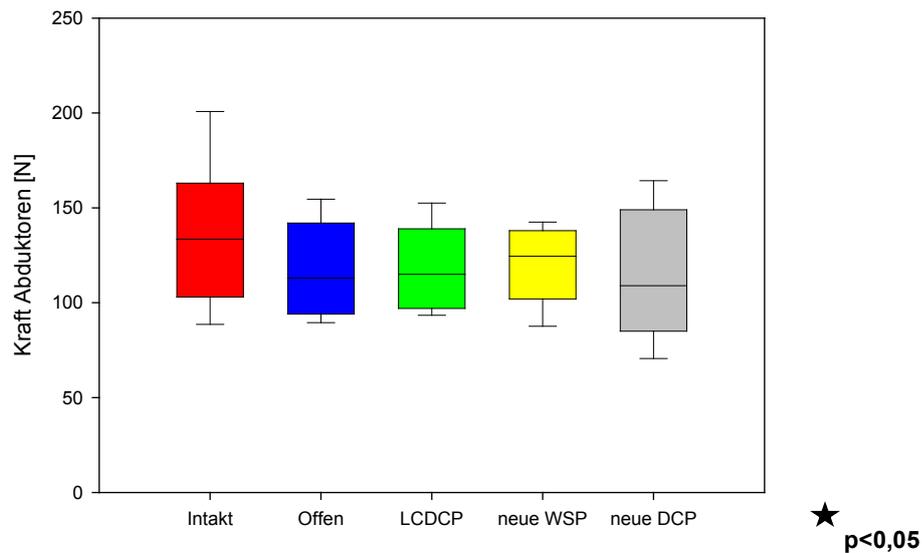


Abb. 81 Anatomische Präparate: Kräfte auf die Abduktorensimulation

8.8.2 Vergleich der Kräfte auf die Abduktorensimulation von anatomischen und Kunststoffpräparaten

Vergleichend viel auf, dass die Kunststoffpräparate OFFEN nur mit einer maximalen Kraft von 375 Newton belastet werden konnten. Alle anderen Testkonfigurationen der Kunststoffpräparate waren mit der doppelten Kraft von 750 Newton belastbar. Das zeigte sich auch entsprechend in der Kraftmessung der Abduktorensimulation, in der die Präparate OFFEN nur eine mittlere Kraft von 81 Newton erzielten. Der Mittelwert der anderen Beckenkonfigurationen lag bei 257 Newton.

Die Reduzierung der Belastung bei den anatomischen Präparaten OFFEN war nicht nötig. Sie hielten der axialen Belastung von 520 Newton wie alle anderen Becken stand. Die mittlere ausgeübte Kraft auf die Abduktorensimulation betrug bei den anatomischen Becken OFFEN 118 Newton. Was im Mittelwertbereich der aufgenommenen Werte der anderen Becken lag.

8.8.3 Vergleich der errechneten und gemessenen Kraftwerte auf die Abduktorensimulation

In Punkt 6.6.1 „Biomechanik des Einbeinstands“ wird beschrieben wie man beim physiologischen Einbeinstand die Kraft auf die Abduktoren berechnen kann. Dazu benötigt man die Distanz D (Strecke zwischen Gravitationszentrum und dem Hüftauflagepunkt des Femurs im Azetabulum) und Distanz L (Strecke zwischen

Hüftauflagepunkt und Trochanter major). Diese Distanzen variieren je nach Einbau gering. Was sich in einer Änderung des Faktors D/L niederschlägt und zu der beobachteten Streuung der Werte führte. Im verwendeten Versuchsaufbau betrug D = 4,3 cm und L = 11,7 cm bei den Kunststoffpräparaten. Dies ergibt für den Quotienten D/L = 0,37. Setzt man in untenstehender Formel diesen Faktor mit W = 750 Newton (axiale Belastung) für die Kunststoffpräparate und W = 520 Newton für die anatomischen Präparate ein, so erhält man die errechneten Kräfte auf die Abduktorensimulation.

$$\text{Abduktorenkraft: } \mathbf{F} = \sqrt{((D/L)^2 * \mathbf{W}^2 * 1,0452)}$$

$$D/L = 0,37$$

$$W = 750 \text{ Newton für Kunststoffpräparate}$$

$$W = 520 \text{ Newton für anatomische Präparate}$$

Die errechnete Abduktorkraft der Kunststoffpräparate beläuft sich auf 284 Newton, dass sind 37,9% der axial eingeleiteten Kraft. Dieser Wert liegt gut im gemessenen Kraftbereich von 160 Newton bis 356 Newton (Mittelwert des gemessenen Kraftbereichs 257 Newton, dass sind 34,3% der axial eingeleiteten Kraft). Das lässt sich durch die weitgehende Formgleichheit der Kunststoffpräparate erklären. Was sich in einem weitgehenden konstanten Quotienten D/L widerspiegelt.

Die errechnete Abduktorkraft der anatomischen Präparate ergibt mit gleichem Quotienten D/L 197 Newton, dass sind 37,9% der axial eingeleiteten Kraft. Der gemessene Kraftbereich ist jedoch zwischen 69 Newton und 205 Newton (Mittelwert des gemessenen Kraftbereichs 122 Newton, dass sind 23,4% der axial eingeleiteten Kraft). Die Lage des errechneten Wertes im oberen gemessenen Bereich, lässt sich auf die erheblichen Schwankungen des Quotienten D/L bei den anatomischen Präparaten zurückführen. Trotz der Varianz der anatomischen Präparate war eine Übereinstimmung mancher gemessenen Werte mit dem errechneten zu beobachten.

8.9 Zusammenfassung der Ergebnisse

Im Vergleich der Beckenpräparate untereinander, waren einerseits die weitgehende Homogenität der Kunststoffbecken, wie in den Messungen bestätigt, und andererseits eine große Varianz der anatomischen Beckenpräparate zu bemerken (siehe Punkte 8.1/8.2).

Die gemessene mittlere Schraubenauszugskraft bei den anatomischen Präparaten betrug 112,44 Newton. Für die Kunststoffbecken war eine wesentlich höhere Auszugskraft von 662,89 Newton nötig. Die Bruchlast bei axialer Belastung betrug bei den anatomischen Präparaten 580 Newton und 1000 Newton bei den Kunststoffbecken.

In den Bewegungsmessungen ließ sich ein spezifisches Bewegungsmuster der Symphyse erkennen. Es handelt sich hierbei um eine Absenkung des Schambeinastes nach caudal und eine Rotation nach ventrocaudal, um die Achse entlang der oberen Schambeinäste. Eine geringe Kompression der Symphyse konnte gemessen werden. Diese ventrocaudale Translations- und Rotationsbewegung konnte bei allen geprüften Becken festgestellt werden. Im Vergleich der Last- Weg- Diagramme konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Kunststoffbecken und den anatomischen Präparaten mit durchtrennter Symphyse festgestellt werden. Die Dislokation in ventrocaudaler Richtung betrug 7,85 mm bei den Kunststoffbecken aber nur 3,02 mm bei den anatomischen Becken. Alle untersuchten Osteosynthese Platten (LCDCP, neue DCP, neue WSP) konnten die durchtrennte Symphyse ausreichend stabilisieren. Es waren keine signifikanten Unterschiede erkennbar.

Die Kraftmessungen während des Einbaus der Osteosynthesen zeigten eine eindeutige Kompressionswirkung der medialen Schrauben bei der neuen 6- Loch-DC- Platte und alten 4 Loch LCDC Platte. Erfolgte eine Anfangskompression von 179 Newton \pm 105 Newton, so zeigte sich nach dem Anzug der lateralen Schrauben und Entfernung der Repositionszange ein signifikanter Abfall der Kompressionswerte in der Symphyse. Bei den Platten mit dynamischer Kompression konnte die zuvor erzielte Kompressionskraft durch Lockerung der lateralen Schrauben wieder hergestellt werden.

In einem erneuten Messzyklus, diesmal mit maximaler Anfangskompression mit einer Kraft größer als 450 Newton, konnte nach Anzug der lateralen Schrauben und Entfernung der Repositionszange die Kompression in der Symphyse bei der neuen DC- Platte mit Combi- Hole- Prinzip gehalten werden (498 Newton \pm 41,3 Newton). Bei der neuen WS- Platte zeigte sich jedoch wieder ein signifikanter Abfall der Kompressionswerte (141Newton \pm 18,5 Newton).

Die aufgenommenen Kurvenformen der Kraftwerte in der Symphyse während der Belastung der Becken mit der Universalprüfmaschine zeigten für die neue WS- Platte eine lineare Kraftzunahme und Abnahme. Die Kurvenform der LCDC- Platte und der neuen DC- Platte zeigte hingegen einen Verlauf einer Potenz- oder Polynomfunktion. Es wurden zwischen 15% und 20% der axial eingebrachten Kraft von 750 Newton (Kunststoffbecken), respektive 520 Newton (anatomische Becken), in der Symphyse während des Belastungszyklus gemessen.

Die für den Versuchsaufbau berechnete Kraft auf die Abduktoren (siehe Punkt 6.6.1) konnte durch die erfolgten Messungen bestätigt werden. Für die Kunststoffbecken wurde eine Kraft von 284 Newton berechnet. Die gemessenen Werte lagen zwischen 160 Newton und 356 Newton (Mittelwerte = 257 Newton). Wegen der Varianz der anatomischen Becken wurde zur Berechnung ein gemittelter Hebelarm herangezogen. Somit konnte eine Kraft von 197 Newton berechnet werden. Der gemessene Bereich lag jedoch zwischen 69 Newton und 205 Newton (Mittelwert = 122 Newton).

9 Diskussion

9.1 Bewegungsmessungen und Messsystem

Nur wenige biomechanische Studien von Beckenringfrakturen führten dreidimensionale Bewegungsmessungen in der Frakturebene durch [87, 114, 119]. Die bislang üblichen Messverfahren umfassen Dehnungsmesstreifen, mit denen zwar Translationen, aber keine Rotationen gemessen werden können, elektromagnetische Messverfahren, die einer sensornahen metallfreien Versuchsanordnung bedürfen und optische Systeme, deren Marker frei von den jeweiligen Kameras eingesehen werden und daher aufwendig kalibriert werden müssen. Das hier verwendete, ultraschallbasierte System ermöglichte eine dreidimensionale Echtzeit- Bewegungsanalyse mittels eines Sensorpaares, bestehend aus einer Ultraschallquelle und einem Ultraschallempfänger wie auch schon von Polemann et al. verwendet [19]. Das Messsystem erlaubt das Erfassen sowohl der Translationen als auch der Rotationen und ist aufgrund der Ultraschalltechnik unabhängig von metallischen Einflüssen, so dass eine dem Implantat und somit auch dem Frakturspalt nahe Verwendung möglich ist. Eine Limitierung erfährt das System lediglich durch die Größe der Sensoren und durch die Notwendigkeit der freien Sicht zwischen der Ultraschallquelle und dem Empfänger. Die Gegebenheiten des anterioren Beckenringes stellten kein Hindernis für die gestellten Anforderungen dar, so dass eine problemlose Kalibrierung sowie Auswahl der Messpunkte möglich war. Aufgrund der Beobachtungen in den Vorversuchen wurden die Messpunkte symphysennah auf das linke Tuberculum pubicum gesetzt („moving point“). Da die Messung direkt an der Symphyse erfolgte, flossen Bewegungen des gesamten Beckenringes und des Versuchsaufbaus nicht in die Messung ein. Durch die Fähigkeit der Software zur Darstellung der Messergebnisse zum einen in Form einer Verlaufskurve der jeweiligen Koordinaten und zum anderen auch als dreidimensionale graphische Simulation zweier sich gegeneinander bewegender Rechteckstrukturen konnten sowohl in Echtzeit als auch in der Nachschau die Bewegungsmuster ausgiebig analysiert werden. Sowohl in eigenen Voruntersuchungen als auch in Messungen in der Entwicklungswerkstatt der Firma Zebris konnten die Angaben der Messgenauigkeit mit Hilfe von Kreuztischmessungen bestätigt werden.

9.2 Messaufbau

Mit dem Ziel der biomechanischen Untersuchung verschiedener Plattenosteosynthesen zur internen Stabilisierung der rupturierten Symphyse wurde ein funktionsfähiges und reproduzierbares Modell, angelehnt an einer Typ B1 (AO) Verletzung der Symphyse, für Kunststoff- und anatomische Becken im Einbeinstand, ähnlich dem von MacAvoy und Meissner beschriebenen Modell, umgesetzt [66, 72]. Wie auch von anderen Arbeitsgruppen bestätigt, ist es durch den Einsatz von Kunststoffmodellen möglich, statistisch verwertbare und reproduzierbare Aussagen zu treffen [89, 108].

Es fand sowohl bei den verwendeten Kunststoff- als auch bei den anatomischen Becken eine typische Dislokation und Rotation statt. Wie bereits 1984 von Walheim und später von Meissner und Hefzy ebenfalls beschrieben [42, 71, 126], tritt nach Durchtrennung der Symphyse zunächst eine Außenrotation beider Schambeinäste im Sinne einer typischen Open- Book- Verletzung auf. In der eigenen Untersuchung fand sich unter Belastung eine Bewegung des belasteten Schambeinastes nach ventrocaudal. Diese Hauptdislokationsrichtung (Raumhalbierenden zwischen allen drei Achsen) ist verbunden mit einer Rotation im Winkel β , d.h. einer Rotation des Schambeines um die Transversalachse. Vergleichbare Bewegungen konnten Walheim und Meissner ebenfalls feststellen [71, 126]. Wie zu erwarten war, fand durch die Fixation mit einer Platte sowohl bei Kunststoff- als auch bei anatomischen Becken eine Einschränkung der Bewegungen im Vergleich zur unversorgten, offenen Symphyse statt. Signifikant ist diese Einschränkung jedoch nur bei den Kunststoffpräparaten, bei denen durch ihre identische Form und Größe der Einbau der Osteosynthesen und das Einspannen des Beckens in die Prüfmaschine am ehesten ohne größere Abweichungen reproduzierbar waren. Durch die naturgemäße Inhomogenität der anatomischen Präparate war die höhere Varianz der diesbezüglichen Ergebnisse zu erklären.

Die Osteosynthesen konnten die Symphyse damit alle nachweislich ausreichend sicher stabilisieren. Simonian hatte diesen Effekt 1994 ebenfalls bei der internen Stabilisierung von Open- book- Verletzungen biomechanisch nachgewiesen. Eine alleinige Versorgung der SI- Fuge führte bei seinen Untersuchungen nicht zur Reduktion der Bewegung in der Symphyse, weshalb er ebenfalls eine Osteosynthese der Symphyse empfahl [105]. Des Weiteren konnte in den eigenen Untersuchungen

im Vergleich der anatomischen Präparate zu den Kunststoffbecken ein signifikanter Unterschied in den Last- Weg- Zyklen nachgewiesen werden. Die anatomischen Präparate ließen bei offener Symphyse signifikant weniger Bewegung zu als die Kunststoffbecken. Ursache hierfür waren die intakten Bandverbindungen der SI-Fuge, die nur eine geringere Rotation und Dislokation der Symphyse zuließen. Im Kunststoffmodell bestanden keine vergleichbaren Bandverbindungen, daher war hier eine größere Bewegung möglich. Schon in den Arbeiten von Pennal und Tile war der posteriore Beckenring mit seinen ligamentären Anteilen für die Hauptstabilität des Beckenrings verantwortlich [83].

Dalstra hatte 1995 in seinen Untersuchungen zum Kraftfluss im Beckenbereich ebenfalls festgestellt, dass dieser über das Azetabulum in den vorderen Beckenring läuft und die Symphyse eine entsprechende Pufferwirkung ausübt [21]. Fabek zeigte 1994 in seinen biomechanischen Untersuchungen zur Rolle des trabekulären Knochens im oberen Schambeinast, dass die hauptsächliche Belastung über den kortikalen Knochen des Schambeines aufgefangen wird [33]. Insgesamt konnten die anatomischen Präparate in den eigenen Untersuchungen aufgrund ihrer geringeren Knochendichte und schlechten Kortikalis nur deutlich geringeren Belastungen ausgesetzt werden als die Kunststoffbecken. So konnte bei den anatomischen Präparaten auch kein signifikanter Unterschied in den Bewegungsmessungen zwischen den Osteosynthesen gemessen werden. Die neue DC- Platte zeigte jedoch bei den anatomischen Becken im deskriptiven Vergleich eine fast identische Dislokation auf der Hauptbewegungsachse wie bei den intakt gelassenen Becken.

9.3 Einbeinstandmodell und Abduktorenkraftsimulation

Das Einbeinstandmodell ist bereits von anderen Arbeitsgruppen als Standard zum biomechanischen Test am Becken eingeführt worden [29, 57, 68, 87, 89, 92, 99, 102, 108]. Der Versuchsaufbau war abgesehen von der zusätzlichen Verwendung von Kunststoffmodellen und dem Einsatz eines Kugelaufbaus statt einer Andruckplatte vergleichbar. Der Kugelaufbau ermöglichte eine wesentlich höhere Belastung als in anderen Studien, bei größerer Sicherheit und hohem, querkräftfreiem Bewegungsspiel.

Die Abduktorenkraftmessungen erfolgten an der angebrachten Abduktorensimulation. Der Zugkraftsensor wurde vom Hersteller schon fertig

kalibriert geliefert und erbrachte exakte Ergebnisse, wie in eigenen Messungen überprüft wurde. Durch die Größe und Form des Sensors war ein problemloser Einbau in den Versuchsaufbau gewährleistet. Die Kraft wurde über eine hochfeste Nylonschnur auf den Sensor übertragen. Die Messungen zeigten sich in weitgehender Übereinstimmung der rechnerisch vorhergesagten Werte, so dass die hier verwendete Abduktorensimulation die Kräfte ähnlich dem Prinzip wie beim menschlichen Einbeinstand übertrug. Für eine axial eingeleitete Kraft von 750 Newton wurden rechnerisch 284 Newton vorhergesagt, das sind 37,9% der Belastung. Diese 37,9% sind bei Verwendung des gleichen Versuchsaufbaus und intaktem Beckenringsystem für alle axialen Belastungsgrößen anzunehmen. Entsprechend konnte die Hüftlast mit 1034 Newton vorhergesagt werden, das sind 137,9% der axial eingeleiteten Kraft.

Die Kraft auf die Abduktoren scheint hier nicht von der Art der verwendeten Osteosynthesen abzuhängen, sondern vor allem von der Lage des Auflagepunkts zwischen Femurkopf und Azetabulum, dem Hebelarm der Abduktorenmuskulatur. Auch war bei den Kunststoffbecken mit durchtrennter Symphyse eine geringere Kraftübertragung auf die Abduktoren im Verhältnis zur axial wirkenden Belastung zu beobachten. Erklärbar ist dies durch die erhöhte Instabilität dieser Becken.

Die physiologischen Faktoren der Kraftübertragung auf die Abduktoren beim menschlichen Becken sind beschrieben in Bezug auf den CCD- Winkel [17, 37], das Hüftzentrum [1, 24, 48, 50, 104], die Schenkelhalslänge [67] und den Trochanter major- Stand [1, 35, 49]. Bei Hüftimplantaten beispielsweise sollte eine Vergrößerung des Anteversionswinkel von über 20 Grad vermieden werden, da dies zu einer vermehrten Belastung des proximalen Femurs führt und somit zu einem verstärkten Knochenumbau, was das Langzeitresultat des Hüftimplantats verschlechtert [43]. In unserem Modell waren der CCD- Winkel und der Trochanterstand gleichbleibend. Nur durch den variierenden Auflagepunkt zwischen Femurkopf und Azetabulum, wohl durch die Präparation der Becken bedingt, entstand ein jeweilig verschiedener Abduktorhebelarm.

In den Untersuchungen von Stansfield et al. am lebenden Patienten wurde die Hüftlast mit 250%- 350% des Körpergewichts (Körpergewicht entspricht der axial eingeleiteten Kraft) angegeben [106]. In der errechneten Hüftlast waren es jedoch nur 137,9% der axial eingeleiteten Kraft. Dieser Unterschied lässt sich anhand des

nicht anders möglichen Versuchsaufbau und einer Beispielrechnung erklären. Wie unter Punkt 6.6.1 „Biomechanik des Einbeinstandes“ schon erwähnt, verschiebt sich das Gravitationszentrum des Menschen beim Einbeinstand auf die Spielbeinseite. Daraus resultiert ein verlängerter Abduktorhebelarm D und somit auch eine höhere Hüftlast. Dies ist mit einer Prüfmaschine, die Kräfte axial mittig über das Os sacrum einleitet, nicht realisierbar. Das Gravitationszentrum verschob sich in dem simulierten Einbeinstand eher in Richtung des Standbeins. Somit verkürzte sich der Abduktorhebelarm D (siehe Abb. 82).

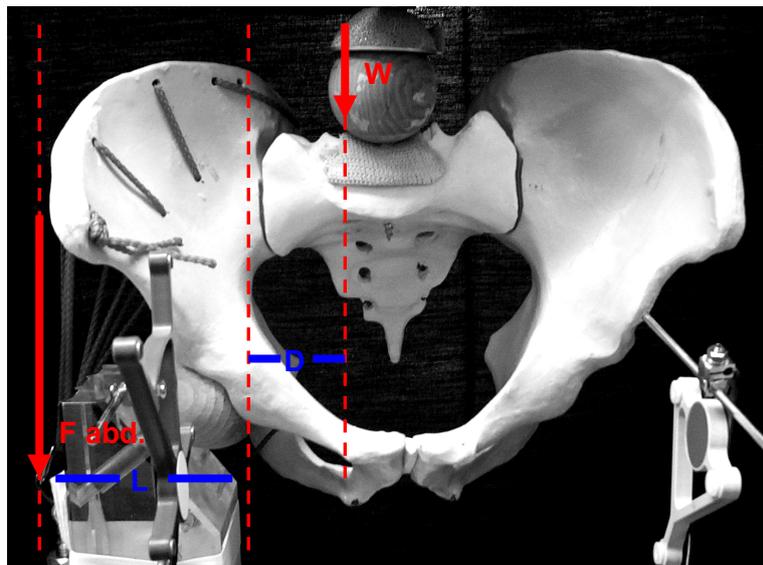


Abb. 82 Relation der Hebelarme D und L

Rein rechnerisch kann man jedoch, durch Einsetzen eines längeren Abduktorhebelarms in die erstellten Gleichungen eine Verschiebung des Gravitationszentrums simulieren. In dem verwendeten Versuchsaufbau war Distanz D gleich der Strecke zwischen Gravitationszentrum und dem Hüftauflagepunkt des Femurs im Azetabulum, und Distanz L war gleich der Strecke zwischen Hüftauflagepunkt und Trochanter major. Nimmt man nun an, dass $D = 2L$, so ergibt sich nach Einsetzen in die untere Gleichung (axiale Last 750 Newton)

Hüftlast: $H = \sqrt{\left(\frac{D}{L}\right)^2 * W^2 * (0,0452 + (L/D + 1)^2)}$

eine Hüftlast von 2272,5 Newton, das sind 303% der axial eingeleiteten Kraft [13]. Dieser errechnete Wert stimmt sehr gut mit dem von Stansfield und auch von

Bergmann et al. in vivo gemessenen Hüftlasten von 250%- 350% der dort eingeleiteten Kraft überein [6, 106]. Die erstellten Gleichungen für das verwendete Einbeinstandmodell geben also die Hüftlast und somit auch die Abduktorenkräfte in physiologischer Weise wieder.

Zusammenhänge der Hüftlast und der auf die Abduktoren wirkenden Kräfte können bei Patienten mit Prothesen [14, 22], anatomischen Veränderungen des Azetabulums [75] sowie auch bei instabilen Becken von Bedeutung sein [58]. Ebenfalls ist eine protektive Wirkung auf das Hüftgelenk bei Stärkung der Abduktoren [78] oder einer entsprechend verwendeten Orthese mit Entlastung der Abduktorenmuskulatur und konsekutiv geringerer Hüftlast beschrieben [103]. Neuere Untersuchungen zeigen jedoch einen geringen Effekt einer Hüftorthese und empfehlen eine andere Behandlungsweise, da der protektive Effekt einer Orthese nicht nur auf deren biomechanische Eigenschaft zurückzuführen ist. Eine Orthese kann die Hüftlast um bis zu 30% senken, die lasttragende Gelenkfläche wird jedoch nur um 3%- 8% reduziert. Aufgrund neuer Erkenntnisse über das Auftreten von sehr hohen Gelenkkraften beim schnellen Gehen ist die protektive Wirkung einer Hüftorthese eher in einer Restriktion der Aktivität des Patienten zu sehen. Eine Entlastung der Hüfte kann genauso gut durch Verwenden einer kontra- oder bilateralen Gehhilfe erfolgen. Eine Stärkung der Hüftmuskulatur und speziell der Abduktoren könnte die lasttragenden Anteile der Hüftgelenkfläche entlasten und so eine protektive Wirkung auf das Hüftgelenk und den Beckenring ausüben [5, 13].

9.4 Kompressionskraftmessung

Untersuchungen der entstehenden Druckkräfte im Bereich der Symphyse beim Einbau der Osteosynthesen und der Belastung des Beckenringes liegen nach Literaturdurchsicht bisher nicht vor. Der hier entworfene Kraftaufnehmer arbeitet auf Basis der FSR- Technologie (Veränderung des elektrischen Widerstands bei applizierter Kraft), mit der eine Realisierung eines Kraftaufnehmers von nur einigen Millimetern Dicke möglich war. In Vorversuchen wurde der Messsensor auf die zu erwartenden Kräfte in der Symphyse kalibriert. Die erstellte Kennlinie deckte sich mit der des Herstellers. Auch der Bereich, in der der Sensor als zuverlässiger Kraftmesser arbeitet war wie angegeben mit 100 Newton pro 1 cm² bei den Kalibrierungsmessungen zu erkennen. Wie von Testut und Latarjet beschrieben, liegt

die Fläche der Facia symphysialis beim Menschen im Mittel zwischen 3,0 cm² und 4,0 cm² [111]. Entsprechend wurde auch eine krafteinleitende Fläche von 3,7 cm² auf den FSR- Sensor gewählt.

Eine Kraftmessung bis über 450 Newton konnte zuverlässig erfolgen. Kräfte, welche größer als 450 Newton waren, konnten zuverlässig als größer erkannt werden, die Wertangaben wurden jedoch zunehmend ungenauer. Durch die Verwendung des gleichen Sensors bei allen Messungen sind aber selbst diese gemessenen Werte über 450 Newton bis ungefähr 800 Newton vergleichbar, da wie vom Hersteller bestätigt die Wiederholbarkeit der Messungen mit dem gleichen Sensor mit nur einigen Prozent Fehler erfolgen konnte. Beispielsweise lag der relative Fehler im Bereich zwischen 10 Newton und 450 Newton nur zwischen 0,015 und 0,04.

Durch die erstellte Funktion war es möglich, ein Umrechnenprogramm der gemessenen Widerstandswerte in Kraftwerte zu schreiben. Das Übertragen der Werte über eine USB- Schnittstelle machte die computergesteuerte Koordination der Messung zu gleicher Zeit mit den anderen möglich.

Bei den biomechanischen Untersuchungen zeigte sich, dass eine suffiziente Reposition bei den Kunststoffbecken ab einer aufgewendeten Kompressionskraft von 180 Newton erfolgte, wie auch schon Baque und Bottlang [3, 12] in ihren Untersuchungen zeigen konnten. Die neu entwickelte 3,5 mm DC- Symphysenplatte mit lateraler winkelstabiler Besetzung (sog. „Combi- Hole- Prinzip“) konnte bei maximaler Anfangskompression die durch die Repositionszange vorgegebenen Kompressionskräfte statistisch signifikant am besten von allen untersuchten Osteosynthesen fixieren.

Die Kompressionskräfte in der Symphyse bei Belastung durch die Prüfmaschine zeigten keine signifikanten Unterschiede unter den jeweilig verschiedenen Osteosynthesen. Die Belastungszyklen durch die Prüfmaschine spiegelten sich jedoch auch jeweils in den Druckkraftmessungen in der Symphyse wieder. Zwischen 15% und 20% der von der Prüfmaschine axial eingebrachten maximalen Kraft konnte in der Symphyse gemessen werden. Es findet also wie auch schon von Dalstra beschrieben eine Abpufferung statt [21]. Dies legt nahe, dass physiologischer Weise noch größere Kräfte in der intakten Symphyse auftreten müssen. Es ist anzunehmen, dass die in den Untersuchungen durch die Osteosyntheseplatten stabilisierte Symphyse starrer war als eine unbelassene, intakte Symphyse. Die Platten wirkten

sozusagen als Kraftbrücke über der Symphyse und so konnte nicht die ganze, effektive Kompressionskraft in der Symphyse gemessen werden.

In der graphischen Darstellung der übertragenen Kompressionskräfte in der Symphyse zeigte sich eine lineare Kraftübertragung bei der neuen winkelstabilen Platte (WSP). Hier bestätigt sich die durch die winkelstabile Verankerung der Schrauben mit der Platte erreichte, starre Fixierung. Bei den beiden untersuchten DC- Platten hingegen zeigte sich ein Kurvenverlauf, welcher sich einer Potenz- oder Polynomfunktion annäherte. Das lässt auf eine dynamische Kraftänderung in der Symphyse bei Belastung schließen. Vergleichbare Ergebnisse lieferten auch die allgemeinen Untersuchungen an Osteosyntheseplatten von Miller et al. [74].

9.5 Fazit und klinische Relevanz

Die vorgestellte Untersuchung konnte zeigen, dass sowohl die bisher klinisch gebräuchliche LCDC- Platte als auch die neu entwickelten 3,5 mm Plattensysteme in der beschriebenen Konfiguration sämtlich zur Stabilisierung der Symphyse geeignet sind. Im Vergleich der Messungen von Translations- und Rotationsbewegung, der Abduktorenkräfte sowie der Druckkräfte in der Symphyse konnte kein signifikanter Zusammenhang untereinander festgestellt werden. Aus der Untersuchung der erzielten Druckkräfte in der Symphyse lässt sich schließen, dass eine Plattenosteosynthese mit der Möglichkeit einer dynamischen Kompression und lateraler winkelstabiler Schraubenbesetzung („Combi- Hole- Prinzip“) die erzielten Repositionskräfte signifikant suffizienter halten kann als eine rein winkelstabile Konfiguration. Diese Tatsache ist jedoch auch abhängig von der zu Beginn aufgewendeten Kompressionskraft durch die Repositionszange. Bei osteoporotisch veränderter Knochensubstanz sollte eine sichere bikortikale Verankerung angestrebt werden, da der Kraftfluss im Schambeinastbereich, wie bereits von Fabeck biomechanisch nachgewiesen, hauptsächlich über die Kortikalis abfließt [33]. Eine derart stabilisierte Symphyse ist für eine zügige Mobilisierung des Patienten zu bevorzugen. Vor allem bei älteren Menschen ist der Vorteil einer schnellen Mobilisierung zu betonen [51, 70]. Es erfolgt nicht nur eine Stabilisierung der Symphyse, sondern auch eine bleibende effektive Kompression. Somit wird bei einer frühzeitigen Belastung eine sichere Fixierung und Adaption der beiden

Symphysenschenkel gewährleistet, was einen Vorteil für den Heilungsprozess der zerrissenen Bandstrukturen an der Symphyse darstellt.

Die Ergebnisse der Druckkraftmessung während der Belastungszyklen zeigen, dass die Symphyse entsprechend der wechselnden Belastung komprimiert wird und eine Abpufferung der eingeleiteten Kräfte stattfindet [21]. Die untersuchten Symphysenplatten erlauben bei ausreichender Stabilisierung also noch ein geringes physiologisches Abpuffern in der Symphyse.

Durch die signifikant höher erreich- und fixierbaren Kompressionskräfte in der Symphyse mit der neuen DC- Platte im Combi- Hole- Prinzip kann gegebenenfalls ein funktionell besseres klinisches Ergebnis erzielt werden. Auch der gelegentlich beschriebenen Transplantatlockerung an der Symphyse [41] könnte durch die Versorgung mit diesem neuen Implantat entgegengewirkt werden.

10 Literaturverzeichnis

1. Antolic V, Iglıc A, Herman S, Srakar F, Iglıc VK, Lebar AM, Stanic U (1994) The required resultant abductor force and the available resultant abductor force after operative changes in hip geometry. *Acta Orthop Belg* 60: 374-7
2. Baker (1830) Dislocation of the ossa innominata. *London Medical Gazette* 7: 115-6
3. Baque P, Trojani C, Delotte J, Sejour E, Senni-Buratti M, de Baque F, Bourgeon A (2005) Anatomical consequences of "open-book" pelvic ring disruption: a cadaver experimental study. *Surg Radiol Anat* 27: 487-90
4. Becker I, Woodley S, Stringer M (2010) The adult human pubic symphysis: a systematic review. *J. Anat.* 217: 475-487
5. Bergmann G, Correa da Silva M, Neff G, Rohlmann A, Graichen F (1994) Evaluation of ischial weight-bearing orthoses, based on in-vivo hip joint force measurements. *Clin Biomech* 9
6. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A (2004) Hip joint contact force. *Langenbecks Arch Chir* 389: 53-59
7. Berner W, Oestern HJ, Sorge J (1982) Ligamentäre Beckenringverletzungen: Behandlung und Spätergebnisse. *Unfallheilkunde* 85: 377
8. Block W (1922) Beitrag zur halbseitigen Beckenluxation nebst Vorschlägen zur Drahtextension am Beckenkamm. *Langenbecks Arch Chir* 120: 113-121
9. Böhler L (1929) Die Technik der Knochenbruchbehandlung. Verlag Wilhelm Mandrich Wien
10. Bonnel F (1975) Biomechanical observations of pelvic injuries and use of the fixateur externe in ruptures of the symphysis and sacroiliac joint. *Hefte Unfallheilkd*: 161-3
11. Bosch U, Pohlemann T, Haas N, Tscherne H (1992) Klassifikation und Management des komplexen Beckentraumas. *Unfallchirurg* 95: 189-196
12. Bottlang M, Simpson T, Sigg J, Krieg JC, Madey SM, Long WB (2002) Noninvasive reduction of open-book pelvic fractures by circumferential compression. *J Orthop Trauma* 16: 367-73
13. Brinckmann P, Wolfgang F, Gunnar L (2000) *Musculoskeletal Biomechanics*. Thieme Stuttgart New York
14. Britton JR, Walsh LA, Prendergast PJ (2003) Mechanical simulation of muscle loading on the proximal femur: analysis of cemented femoral component migration with and without muscle loading. *Clin Biomech* 18: 637-46
15. Burkhardt M, Culemann U, Seekamp A, Pohlemann T (2005) Strategies for surgical treatment of multiple trauma including pelvic fracture. Review of the literature. *Unfallchirurg* 108: 812, 814-20

16. Cameron T (1747) An account of the death of the Reverend Dr. Greene Philosophical Transactions of the Royal Society of London 484: 609-12
17. Clark JM, Freeman MA, Witham D (1987) The relationship of neck orientation to the shape of the proximal femur. J Arthroplasty 2: 99-109
18. Culemann U, Reilmann H (1997) Verletzungen des Beckenrings. Unfallchirurg 100: 487-496
19. Culemann U, Seelig M, Lange U, Gänsslen A, Tosounidis G, Pohlemann T (2007) Biomechanical comparison of different stabilisation devices for transforaminal sacral fracture. Is an interlocking device advantageous? Unfallchirurg. 110: 528-36
20. Culemann U, Tosounidis G, Reilmann H, Pohlemann T (2003) Beckenringverletzungen - Diagnostik und aktuelle Behandlungsmöglichkeit. Der Chirurg 74: 687-700
21. Dalstra M, Huijskes R (1995) Load transfer across the pelvic bone. J Biomech 28: 715-24
22. Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH (1993) Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. J Arthroplasty 8: 23-6
23. de Kleuver M, Kooijman MAP, Kauer JMG, Veth RPH (1998) Pelvic osteotomies: anatomic pitfalls at the pubic bone (a cadaver study). Arch Orthop Trauma Surg 117: 270-272
24. Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH (1996) How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. Clin Orthop Relat Res: 137-46
25. Dhar S, Anderton JM (1992) Rupture of the symphysis pubis during labor. Clin Orthop 283: 252-257
26. Dieckmann E (1877) Ueber Beckenfraktur. Friedrich-Wilhelms Universität Berlin
27. Domisse GF (1960) Diametric Fractures of the pelvis. J Bone Joint Surg 42B: 432-443
28. Drechsler O (1890) Beitrag zur Geschichte und Casuistik der Beckenfracturen. Inaugural-Dissertation. Friedrich-Wilhelms Universität Berlin
29. Dujardin FH, Roussignol X, Hossenbaccus M, Thomine JM (2002) Experimental study of the sacroiliac joint micromotion in pelvic disruption. J Orthop Trauma 16: 99-103
30. Ecke H, Burger H, Hofmann D, Nazan P, Meier K (1984) Stabilitätsprüfung verschiedener Osteosyntheseverfahren nach Symphysenruptur und Sprengung der Ileosacralfuge. Lang Arch Suppl: 195-199

31. Ecke H, Völkel W (1984) Operative Maßnahmen und Ergebnisse bei Verletzungen des knöchernen Beckenrings mit Ausnahme der Acetabulumfraktur. Hefte Unfallheilkd 164: 234-239
32. Egbers HJ, Draijer F, Havemann D, Zenker W (1992) Stabilizing the pelvic ring with the external fixator. Biomechanical studies and clinical experiences. Orthopade 21: 363-72
33. Fabek L, Descamps PY, Bourgois R, Dhem A (1994) Contribution to the study of pelvic stress during weight-bearing. Role of the pubic branch and trabecular bone. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 80: 181-7
34. Finsterer H (1911) Über Beckenluxationen. Dtsch Zeitschr Chir 110: 191-210
35. Fletcher RR, Johnston CE (1985) Greater trochanteric advancement for the treatment of coxa brevis associated with congenital dislocation of the hip. Orthopedics 8: 519-25
36. Garagida DM, Traver RD, Gibson L, Rogers RE, Wass JI (1989) Anatomic changes in the pelvis after uncomplicated vaginal delivery: A CT Study on 14 women. AM J Roentgenol 153: 1239-1241
37. Genda E, Iwasaki N, Li G, MacWilliams BA, Barrance PJ, Chao EY (2001) Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing. Effect of gender and anatomic parameters. J Biomech 34: 895-905
38. Gilliland M, Ward R, Barton R, al. e (1982) Factors affecting mortality in pelvic fractures. J Trauma 22: 691-693
39. Hall (1844) Fractured pelvis, with lacereation of the bladder. Am J Med Sci 8: 248
40. Harris N, Murray R (1974) Lesions of the symphysis in athletes. Br Med J 4: 211-214
41. Heetveld MJ, Poolman RW, Heldeweg EA, Ultee JM (2003) Spontaneous expulsion of a screw during urination: an unusual complication 9 years after internal fixation of pubic symphysis diastasis. Urology 61: 645
42. Hefzy MS, Ebraheim N, Mekhail A, Caruntu D, Lin H, Yeasting R (2003) Kinematics of the human pelvis following open book injury. Med Eng Phys 25: 259-74
43. Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Claes L, Haas NP, Duda GN (2001) Influence of the femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. Clin Biomech 16: 644-649
44. Hierholzer G, Gras U (1984) Verletzung des Beckens und seiner Bandverbindungen. Unfallheilkunde 164: 181
45. Huittinen VM, Slätis P (1972) Fractures of the pelvis. Trauma mechanism, types of injury and principles of treatment. Acta Chir Scand 138: 563-69
46. IEE (1999) FSR Standart 154. IEE

47. IEE (1999) FSR TM - Sensoren Daten, Eigenschaften und Hinweise zur Handhabung. Anleitung zum Umgang mit einem innovativen Produkt. IEE
48. Iglıc A, Antolic V, Srakar F (1993) Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts. Arch Orthop Trauma Surg 112: 124-6
49. Iglıc A, Antolic V, Srakar F, Kralj-Iglıc V, Macek-Lebar A, Brajnik D (1995) Biomechanical study of various greater trochanter positions. Arch Orthop Trauma Surg 114: 76-8
50. Jerosch J, Steinbeck J, Stechmann J, Guth V (1997) Influence of a high hip center on abductor muscle function. Arch Orthop Trauma Surg 116: 385-9
51. Kamin M, Ganel A, Salai M, Horoszowski H (1980) Rigid fixation in diastasis of symphysis pubis. J Trauma 20: 523-525
52. Karakurt L, Karaca I, Yilmaz E, Burma O, Serin E (2002) Corona mortis: incidence and location. Arch Orthop Trauma Surg 122: 163-164
53. Kellam JF, Browner BD (1992) Fractures of the pelvic ring. Skeletal trauma. Saunders Philadelphia
54. Kellam JF, McMurtry RY, Paley D, Tile M (1987) The unstable pelvic fracture - operative treatments. Orthop Clin North Am 18: 25
55. Klotz T, Derakhshani P, Vorreuther R, Engelmann (1998) Komplette Urethraruptur mit Symphysensprengung und vordere Beckenringfraktur unter Spontangeburt. Urologe, Springer Verlag 37: 79-82
56. Korkusuz F, Kaymak O, Citipitioglu E, Akkas N (1997) Biomechanics of the Gazi type pelvis external skeletal fixator. Proc Inst Mech Eng 211: 401-9
57. Kraus E, Schlickewei W, Cordey J, Wahl D, Kuner EH, Perren SM (1989) Method for measuring the comparative stability of osteosynthesis in the dorsal pelvic ring. Unfallchirurg 24: 25-31
58. Kumagai M, Shiba N, Higuchi F, Nishimura H, Inoue A (1997) Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging. J Orthop Res 15: 888-93
59. Kusmin W (1882) Ueber Beckenfrakturen – Experimentelle Untersuchungen. Wiener Med Jahrbücher Vol. 1
60. Lange R, Hansen S (1985) Pelvic ring disruptions with symphysis pubis diastasis. Indications, technique and limitations of anterior internal fixation. Clin Orthop 201: 130
61. Lehmann JC (1934) Luxation einer Beckenhälfte. Zbl Chir 37: 2149-2152
62. Letournel E (1978) Annotation to pelvic fractures. Injury 10: 145

63. Letournel E, Judet R (1993) Fractures of the acetabulum. Springer
64. Lippert (2003) Lehrbuch Anatomie. Urban & Fischer bei Elsevier
65. Lovejoy CO (2005) The natural history of human gait and posture: Part 1. Spine and pelvis. *Gait and Posture* 21: 95-112
66. MacAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, Chien CR, Allen WA, van der Meulen MC (1997) Stability of open-book pelvic fractures using a new biomechanical model of single-limb stance. *J Orthop Trauma* 11: 590-593
67. Maquet P (1999) Biomechanics of hip dysplasia. *Acta Orthop Belg* 65: 302-14
68. McAvoy MC, McClellan RT, Goodman SB, Chien CR, Allen WA, van der Meulen MC (1997) Stability of open-book pelvic fractures using a new a new model of single - limb stand. *J Orthop Trauma* 11: 590-593
69. Mears DC, Rubash HE (1984) External and internal fixation of the pelvic ring. *Instr Course Lect* 33: 144-58
70. Mehrabi V, Grundmann G (1975) Zur Behandlung des vertikalen Beckenbruchs (Malgaignefraktur). *Chirurg* 46: 424-428
71. Meissner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmzadeh R (1996) Biomechanics of the pubic symphysis. Which forces lead to mobility of the symphysis in physiological conditions? *Unfallchirurg* 99: 415-21
72. Meissner A, Fell M, Wilk R, Boenick U, Rahmzadeh R (1998) Comparison of internal fixation methods for the symphysis in multi-directional dynamic gait simulation. *Unfallchirurg* 101: 18-25
73. Messerer O (1880) Über Elasticität und Festigkeit der menschlichen Knochen. Verlag der J.G. Cotta'schen Buchhandlung Stuttgart
74. Miller DL, Goswami T (2007) A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics* 22: 1049–1062
75. Minoda Y, Kadowaki T, Kim M (2006) Total hip arthroplasty of dysplastic hip after previous Chiari pelvic osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 126: 394-400
76. Möseneder H, Fink A, Lippert K (1975) Ergebnisse der konservativen Behandlung der Symphysenzerreißung. *Hft Unfallheilk* 124: 207-9
77. Müller MP (1996) The Comprehensive Classification of Fractures: Part 2. Pelvis and Acetabulum. Springer
78. Neumann DA, Hase AD (1994) An electromyographic analysis of the hip abductors during load carriage: implications for hip joint protection. *J Orthop Sports Phys Ther* 19: 296-304

79. Nivet (1837) Fracture du pubis. Bulletins de la Société Anatomique de Paris 12: 194
80. Olerud S, Walheim G (1984) Symphysiodesis with a new compression plate. Acta Orthop Scand 55: 315
81. Owens K, Pearson A, Mason G (2002) Symphysis pubis dysfunction – a cause of significant obstetric morbidity. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol 105: 143-146
82. Pannike A (1979) Pathophysiologie und Systematik der ligamentären der ligamentären Beckenverletzungen und der traumatischen Hüftverrenkung. Hefte Unfallheilkd 140: 205-220
83. Pennal G, Tile M, Waddel J, Garside H (1980) Pelvic disruption. Clin Orthop Relat Res 151 12-21
84. Perry DC, DeLong W (1997) Acetabular fractures. Orthop Clin North Am 28: 405-417
85. Petersen AC, Rasmussen KL, (1992) External skeletal fixation treatment for total puerperal rupture of the pubic symphysis. Gynecol Scand 71: 308-310
86. Pohlemann T (1998) Die Therapie der Sakrumfraktur. Hefte zu der Unfallchirurgie
87. Pohlemann T, Angst M, Schneider E, Ganz R, Tscherne H (1993) Fixation of transforaminal sacrum fractures: a biomechanical study. J Orthop Trauma 7: 107-117
88. Pohlemann T, Bosch U, Gänsslen A, Tscherne H (1994) The Hannover experience in management of pelvic fractures. Clin Orthop 305: 69
89. Pohlemann T, Culemann U, Tscherne H (1992) Comparative biomechanical studies of internal stabilization of trans-foraminal sacrum fractures. Orthopäde 21: 413-21
90. Pohlemann T, Gänsslen A, Stief CH (1998) Komplexe Beckenverletzungen des Beckens und Acetabulums. Der Orthopäde 27: 32-44
91. Pohlemann T, Kiessling B, Gansslen A, Bosch U, Tscherne H (1992) Standardized osteosynthesis techniques for the pelvic ring. Analysis of a patient sample and surgical technique. Orthopade 21: 373-84
92. Pohlemann T, Krettek C, Hoffmann R, Culemann U, Gansslen A (1994) Biomechanical comparison of various emergency stabilization measures of the pelvic ring. Unfallchirurg 97: 503-10
93. Pohlemann T, Tscherne H, Baumgartel F, Egbers HJ, Euler E, Maurer F, Fell M, Mayr E, Quirini WW, Schlickewei W, Weinberg A (1996) Pelvic fractures: epidemiology, therapy and long-term outcome. Overview of the multicenter study of the Pelvis Study Group. Unfallchirurg 99: 160-7
94. Poigenfurst J (1972) Beckenbrüche: Spezielle Frakturen- und Luxationslehre. Vol. Band I/II. Thieme Stuttgart

95. Poigenfürst J (1962) Symphysenzerreißungen. Hft. Unfallheilk 70: 46
96. Riedinger (1876) Ueber Beckenfrakturen. Vortrag der vierten Sitzung des V. Congresses der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie zu Berlin 22.4.1876. Arch Klin Chir 20: 446-53
97. Rothenberg DA, Fischer RP, Strate RG, Velasco R, Perry JF (1978) The mortality associated with pelvic fractures. Surgery 84: 356-359
98. Routt ML, Simonian PT, Swiontkowski MF (1997) Stabilization of pelvic ring disruptions. Orthop Clin North Am 28: 369-88
99. Sagi HC, Ordway NR, Dipasquale T (2004) Biomechanical analysis of fixation for vertically unstable sacroiliac dislocations with iliosacral screws and symphyseal plating. J Orthop trauma 18: 138-143
100. Schiebler TH, Schmidt W (2003) Anatomie. Springer- Verlag Berlin
101. Schmeiser G, Putz R (2001) Anatomie und Funktion des Beckenbodens. Der Gynäkologe 34: 2-9
102. Shaw JA, Mino DE, Werner FW, Murray DG (1985) Posterior stabilization of pelvic fractures by use of threaded compression rods. Case reports and mechanical testing. Clin Orthop Relat Res 192: 245-256
103. Shiba N, Tagawa Y, Nakashima Y, Matsuo S, Yamamoto K, Watanabe Y, Higuchi F, Inoue A (1998) Biomechanical effect and clinical application of the hip joint moment reduction brace. Clin Orthop Relat Res: 149-57
104. Simoes JA, Vaz MA, Blatcher S, Taylor M (2000) Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. Med Eng Phys 22: 453-9
105. Simonian PT, Routt ML, Harrington RM, Mayo KA, Tencer AF (1994) Biomechanical simulation of the anteroposterior compression injury of the pelvis. An understanding of instability and fixation. Clin Orthop Relat Res: 245-56
106. Stansfield BW, Nicol AC, Paul JP, Kelly IG, Graichen F, Bergmann G (2003) Direct comparison of calculated hip joint contact force with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. Journal of Biomechanics 36: 929-936
107. Stöckle U (2001) Schräg dorsaler Beckenfixateur - Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung Klinische und biomechanische Grundlagen, Entwicklung, Biomechanische Testung. Habilitation. Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin
108. Stöckle U, Going T, König B, Haase N, Duda G, Haas N (2000) Dorsal oblique pelvic fixator; development and biomechanical testing. Unfallschirurg 103(8): 618-625

109. Stör O (1942) Über die Behandlung der Schoßfugenverletzung. *Chirurg* 14: 357-361
110. Teague DC, Graney DO, Routt MLJ (1996) Retropubic vascular hazards of the ilioinguinal exposure: a cadaveric and clinical study. *J Orthop Trauma* 10: 156-159
111. Testut J, Latarjet A (1928) *Traite d'Anatomie Humaine*. Gaston Doin & C. Paris
112. Teubner E, Gerstenberger F (1992) Kinematics of the pelvis. Grading and pathomechanical classification of injuries of the pelvic joints and kinematic and clinical consequences of surgical management. *Unfallchirurg* 95: 50-7
113. Tile M (2003) *Fractures of the pelvis and acetabulum*. Lippincott Williams & Wilkins Baltimore
114. Tile M (1984) *Fracturs of the pelvis and acetabulum*. Williams&Williams Verlag Baltimore
115. Tile M, Burry C, Poigenfürst J (1991) *Manual of internal fixation. Pelvis*. Springer Berlin
116. Tornetta P, Dickson K, Matta JM (1996) Outcome of Rotationally Unstable Pelvic Ring Injuries Treated Operatively. *Clin Orthop Relat Res* 329
117. Tornetta P, Hochwald N, Levine R (1996) Corona mortis: incidence and location. *Clin Orthop Relat Res* 329: 97-101
118. Tscherne H, Pohlemann T (1998) *Tscherne Unfallchirurgie - Becken und Acetabulum*. Springer.
119. van Zwienen CM, van den Bosch EW, Hoek van Dijke GA, Snijders CJ, van Vugt AB (2005) Cyclic loading of scroiliac screws in Tile C pelvic fractures. *J Trauma* 58: 029-1034
120. Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M (1995) Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring. *Injury* 26: 75-80
121. Voigt GE (1965) *Untersuchung zur Mechanik der Beckenfrakturen- und Luxationen*. Hefte Unfallheilkd 85: 1-92
122. Vorschütz H (1937) Schraubzwingenbehandlung bei Symphysenspaltung. *Zbl Chir* 64: 2755-2756
123. Waikakul S, Soparat K, Harnroongroj T (1999) Anterior stabilization in the pubic symphysis separation: a mechanical testing. *J Med Assoc Thai* 82: 72-9
124. Wakeley CPG (1929) Fractures of the pelvis. An analysis of 100 cases. *Br J Surg* 17: 22-29
125. Waldeyer (2003) *Anatomie des Menschen*. Gruyter

126. Walheim GG, Selvik G (1984) Mobility of the pubic symphysis. In vivo measurements with an electromechanic method and a roentgen stereophotogrammetric method. *Clin Orthop Relat Res*: 129-35
127. Ward DA, Bircher MD (1996) The early management of pelvic and acetabular fractures. *Injury* 27: 24-28
128. Watson- Jones R (1938) Dislocations and fracture- dislocations of the pelvis. *Br J Surg* 25: 773-781
129. Webb LX, Gristina AG, Wilson JR, Rhyne AL, Meredith JH, Hansen ST, Jr. (1988) Two-hole plate fixation for traumatic symphysis pubis diastasis. *J Trauma* 28: 813-7
130. Weigert M, Klems H, Gronert HJ (1974) Operative Rekonstruktion nach Luxationen und Frakturen am Becken. *Zbl Chir* 99: 257-266
131. Willy C, Schmidt R, Gerngroß H, Friemert B (2004) Die Versorgung der transsymphysären Instabilität mittels Fixateur interne. *Der Unfallchirurg* 107: 706-708
132. Worland RL (1975) Displaced fractures of the major pelvis. *Clin Orthop* 112: 215-217
133. Young JWR, Burgess AR (1987) Radiological management of pelvic ring fractures. Urban and Schwarzenberg, Baltimore

11 Anhang

11.1 Abkürzungsverzeichnis

LCDCP	Low Contact Dynamic Compression Plate (Standardimplantat)
DCP	Dynamic Compression Plate (neue Platte im "Combi- Hole"- Prinzip)
WSP	Winkelstabile Platte (neue, rein winkelstabile Platte)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
PEEG	Pelvic Expert Group
ASIS	Anterior Superior Iliac Spine
FSR	Force Sensing Resistor
USB	Universal Serial Bus
PC	Personal Computer
Abb.	Abbildung
Tab.	Tabelle
N	Newton
kΩ	Kilo- Ohm
mm	Millimeter
cm ²	Quadratzentimeter
min	Minute
sec	Sekunde

11.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Schematische Darstellung der alternierenden Osteosynthesebesetzung der Becken 1- 6.....	57
Tab. 2	Darstellung der alternierenden Osteosynthesebesetzung der Kunststoffbecken 1- 10.....	60
Tab. 3	Beckenmaße der verwendeten Kunststoffmodelle Synbone Modell 4060	62
Tab. 4	Geschlechts-, Alters-, Gewichts- und Größenangaben der Beckenpräparate.	63
Tab. 5	Auszugskräfte unterschieden nach Schraubenposition und Präparaten.	63

11.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Frontalschnitt durch die Schambeinfuge	16
Abb. 2	Standard- Röntgenaufnahmen bei Beckenringverletzungen in der Übersicht.....	19
Abb. 3	ABC- Klassifikation nach Müller.....	21
Abb. 4	AO Klassifikation Beckenverletzungen Typ B.....	22
Abb. 5	Verletzungsregionen nach Letournel	23
Abb. 6	Plattenfixation aus Meissner et al.	24
Abb. 7	Drahtcerclage nach Ecke aus Meissner et al.	24

Abb. 8	PDS- Banding nach Ecke aus Meissner et al.	24
Abb. 9	Halbschematische Darstellung der Bogenkonstruktion des Beckens	26
Abb. 10	Konstruktionsschema des Hüftbeins (Seitansicht)	27
Abb. 11	Mechanismen die zu einer Typ B- Verletzung führen können	28
Abb. 12	Fixierung des Beckens.....	30
Abb. 13	Versuchsanordnung zur Messung der Auszugskraft.....	31
Abb. 14	Frakturmodell - durchtrennte Symphyse.....	32
Abb. 15	LCDCP: Standard- 4,5 mm 4- Loch LCDC- Platte in Stahlausführung	33
Abb. 16	Neu konzipierte, 3,5 mm 6- Lochplatte in Stahlausführung.....	33
Abb. 17	Neu konzipierte, 3,5 mm 6- Lochplatte in Stahlausführung.....	33
Abb. 18	Neu konzipierte 3,5 mm rein winkelstabile 6- Lochplatte in Stahlausführung	34
Abb. 19	Verwendetes Einbeinstandmodell.....	35
Abb. 20	Kräfteverhältnis beim Einbeinstand	36
Abb. 21	Universalmaterialprüfmaschine mit eingespanntem Becken.....	39
Abb. 22	Bildschirmansicht der Software testXpert V8.1.....	40
Abb. 23	Messsystem mit einem Sensorpaar.....	40
Abb. 24	Bildschirmausschnitt des ultraschallbasierten Messsystems	41
Abb. 25	Koordinatensystem- Schematische Ansicht von lateral.....	42
Abb. 26	Koordinatensystem	42
Abb. 27	Holzgestell zum Einlesen des Koordinatensystems	43
Abb. 28	Messpunkte auf der Symphyse.....	43
Abb. 29	Schichten des FSR – Sensors	44
Abb. 30	FSR- Sensor zwischen den Platten und Symphysenstümpfen zur Erstellung der Kennlinie .	45
Abb. 31	Programm „RealView“ Darstellung der Werte in Kilo- Ohm	46
Abb. 32	Kennkurve in Excel	46
Abb. 33	Graphische Darstellung der gemessen Werte in Newton des FSR- Sensors in Excel	48
Abb. 34	Ansicht des Sensors im Symphysenspalt von craniolateral rechts	48
Abb. 35	Becken in Schraubzwinde eingespannt.....	49
Abb. 36	Reposition.....	50
Abb. 37	DC- Schrauben medial angezogen	50
Abb. 38	Entfernung der Repositionszange.....	51
Abb. 39	Laterale Schrauben gelockert	51
Abb. 40	Beckenansicht mit eingebrachten Kraftsensor in der Symphyse.	53
Abb. 41	Ansicht der Abduktorensimulation mit Nylonschnüren und eingebauten Kraftsensor.....	54
Abb. 42	Vergleichende graphische Darstellung der Abduktorenkraft (blau)	55
Abb. 43	Arbeitsplatz- gesamter Versuchsaufbau bei der Belastung durch die Universalprüfmaschine.....	56
Abb. 44	Versuchsschema- Kunststoffpräparate.....	58
Abb. 45	Versuchsschema- anatomische Präparate.....	59
Abb. 46	Graphische Darstellungen der Auszugskräfte	64
Abb. 47	Bruchfragmente des Beckens.....	65

Abb. 48	Beispiel: Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse.....	66
Abb. 49	Beispiel des gleichen Last- Weg- Diagramms wie oben, in dreidimensionaler Ansicht	67
Abb. 50	Last- Weg- Diagramm eines intakten Kunststoffbeckens in X- Achsenrichtung	68
Abb. 51	Last- Weg- Diagramm eines intakten Kunststoffbeckens in Y- Achsenrichtung	69
Abb. 52	Last- Weg- Diagramm eines intakten Kunststoffbeckens in Z- Achsenrichtung.....	69
Abb. 53	Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse in X- Achsenrichtung	70
Abb. 54	Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse in Y- Achsenrichtung	70
Abb. 55	Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit durchtrennter Symphyse in Z- Achsenrichtung	71
Abb. 56	Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit LCDC- Platte in X- Achsenrichtung	72
Abb. 57	Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit LCDC- Platte in Y- Achsenrichtung	72
Abb. 58	Last- Weg- Diagramm eines Kunststoffbeckens mit LCDC- Platte in Z- Achsenrichtung	73
Abb. 59	Last- Weg- Diagramm eines anat. Präparats mit durchtrennter Symphyse (X- Achse)	74
Abb. 60	Last- Weg- Diagramm eines anat. Präparats mit durchtrennter Symphyse (Y- Achse)	74
Abb. 61	Last- Weg- Diagramm eines anat. Präparats mit durchtrennter Symphyse (Z- Achse)	75
Abb. 62	Koordinatensystem mit Haupttranslationsrichtung Dxyz	76
Abb. 63	Caudale Bewegung des linken Schambeinastes am besten zu sehen	77
Abb. 64	Koordinatensystem mit angezeigter Hauptrotation (roter Pfeil) um die Y- Achse als Winkel β	77
Abb. 65	Ventrocaudale Rotation des linken Schambeinasts	78
Abb. 66	Bei maximaler axialer Belastung mit 375N	78
Abb. 67	Translation der Kunststoffpräparate auf allen drei Achsen.....	80
Abb. 68	Translation der anatomischen Präparate auf allen drei Achsen	80
Abb. 69	Rotation der Kunststoffpräparate auf allen drei Achsen	81
Abb. 70	Rotation der anatomischen Präparate auf allen drei Achsen	81
Abb. 71	Haupttranslationsrichtung Kunststoffpräparate.....	82
Abb. 72	Haupttranslationsrichtung anatomische Präparate.....	82
Abb. 73	Kunststoffpräparate- reponierende Anfangskompression	84
Abb. 74	Anatomische Präparate- reponierende Anfangskompression	85
Abb. 75	Kunststoffpräparate- maximal mögliche Anfangskompression.....	87
Abb. 76	Beispiel einer vergleichende graphischen Darstellung von den Kraftwerten der Prüfmaschine	88
Abb. 77	typische Kurvenform neue WSP	90
Abb. 78	typische Kurvenform LCDCP	90
Abb. 79	typische Kurvenform neue DCP.....	90
Abb. 80	Kunststoffpräparate: Kräfte auf die Abduktorensimulation	92
Abb. 81	Anatomische Präparate: Kräfte auf die Abduktorensimulation	92
Abb. 82	Relation der Hebelarme D und L	100

11.4 Statistik

Translation

Oneway Beckentyp = Synbone

ONEWAY deskriptive Statistiken

DX

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Intakt	6	-5,0167	,85888	,35063	-5,9180	-4,1153	-6,50	-4,10
Offen	6	-2,8500	,66858	,27295	-3,5516	-2,1484	-4,00	-2,20
WS	6	-4,3500	,74229	,30304	-5,1290	-3,5710	-5,60	-3,60
DC	6	-4,3667	,72572	,29627	-5,1283	-3,6051	-5,40	-3,50
4L LCDCP	6	-4,2833	,80602	,32906	-5,1292	-3,4375	-5,70	-3,50
Gesamt	30	-4,1733	1,01402	,18513	-4,5520	-3,7947	-6,50	-2,20

a. Beckentyp = Synbone

ONEWAY ANOVA

DX

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	15,259	4	3,815	6,550	,001
Innerhalb der Gruppen	14,560	25	,582		
Gesamt	29,819	29			

a. Beckentyp = Synbone

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche^a

Abhängige Variable: DX

Scheffé-Prozedur

(I) GOS	(J) GOS	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Intakt	Offen	-2,1667*	,44061	,002	-3,6303	-,7030
	WS	-,6667	,44061	,685	-2,1303	,7970
	DC	-,6500	,44061	,705	-2,1136	,8136
	4L LCDCP	-,7333	,44061	,604	-2,1970	,7303
Offen	Intakt	2,1667*	,44061	,002	,7030	3,6303
	WS	1,5000*	,44061	,042	,0364	2,9636
	DC	1,5167*	,44061	,039	,0530	2,9803
	4L LCDCP	1,4333	,44061	,057	-,0303	2,8970
WS	Intakt	,6667	,44061	,685	-,7970	2,1303
	Offen	-1,5000*	,44061	,042	-2,9636	-,0364
	DC	,0167	,44061	1,000	-1,4470	1,4803
	4L LCDCP	-,0667	,44061	1,000	-1,5303	1,3970
DC	Intakt	,6500	,44061	,705	-,8136	2,1136
	Offen	-1,5167*	,44061	,039	-2,9803	-,0530
	WS	-,0167	,44061	1,000	-1,4803	1,4470
	4L LCDCP	-,0833	,44061	1,000	-1,5470	1,3803
4L LCDCP	Intakt	,7333	,44061	,604	-,7303	2,1970
	Offen	-1,4333	,44061	,057	-2,8970	,0303
	WS	,0667	,44061	1,000	-1,3970	1,5303
	DC	,0833	,44061	1,000	-1,3803	1,5470

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

a. Beckentyp = Synbone

**Oneway
Beckentyp = Synbone**

ONEWAY deskriptive Statistiken^a

DY

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Intakt	6	-,8833	,17224	,07032	-1,0641	-,7026	-1,10	-,60
Offen	6	-,2500	,16432	,06708	-,4224	-,0776	-,50	,00
WS	6	-,4333	,29439	,12019	-,7423	-,1244	-,80	,00
DC	6	-,6333	,41793	,17062	-1,0719	-,1947	-1,30	-,20
4L LCDCP	6	-,4833	,27869	,11377	-,7758	-,1909	-,80	-,10
Gesamt	30	-,5367	,33885	,06186	-,6632	-,4101	-1,30	,00

a. Beckentyp = Synbone

ONEWAY ANOVA^a

DY

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	1,351	4	,338	4,269	,009
Innerhalb der Gruppen	1,978	25	,079		
Gesamt	3,330	29			

a. Beckentyp = Synbone

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche^a

Abhängige Variable: DY

Scheffé-Prozedur

(I) GOS	(J) GOS	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Intakt	Offen	-,6333*	,16241	,015	-1,1728	-,0938
	WS	-,4500	,16241	,138	-,9895	,0895
	DC	-,2500	,16241	,671	-,7895	,2895
	4L LCDCP	-,4000	,16241	,228	-,9395	,1395
Offen	Intakt	,6333*	,16241	,015	,0938	1,1728
	WS	,1833	,16241	,863	-,3562	,7228
	DC	,3833	,16241	,265	-,1562	,9228
	4L LCDCP	,2333	,16241	,725	-,3062	,7728
WS	Intakt	,4500	,16241	,138	-,0895	,9895
	Offen	-,1833	,16241	,863	-,7228	,3562
	DC	,2000	,16241	,821	-,3395	,7395
	4L LCDCP	,0500	,16241	,999	-,4895	,5895
DC	Intakt	,2500	,16241	,671	-,2895	,7895
	Offen	-,3833	,16241	,265	-,9228	,1562
	WS	-,2000	,16241	,821	-,7395	,3395
	4L LCDCP	-,1500	,16241	,929	-,6895	,3895
4L LCDCP	Intakt	,4000	,16241	,228	-,1395	,9395
	Offen	-,2333	,16241	,725	-,7728	,3062
	WS	-,0500	,16241	,999	-,5895	,4895
	DC	,1500	,16241	,929	-,3895	,6895

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

a. Beckentyp = Synbone

**Oneway
Beckentyp = Synbone**

ONEWAY deskriptive Statistiken^a

DZ

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Intakt	6	-3,2333	,57504	,23476	-3,8368	-2,6299	-4,00	-2,50
Offen	6	-7,3000	1,90263	,77675	-9,2967	-5,3033	-10,20	-4,50
WS	6	-1,7667	,35024	,14298	-2,1342	-1,3991	-2,20	-1,30
DC	6	-1,8500	,29496	,12042	-2,1595	-1,5405	-2,20	-1,40
4L LCDCP	6	-1,9333	,33862	,13824	-2,2887	-1,5780	-2,30	-1,50
Gesamt	30	-3,2167	2,31280	,42226	-4,0803	-2,3531	-10,20	-1,30

a. Beckentyp = Synbone

ONEWAY ANOVA^a

DZ

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	133,747	4	33,437	39,107	,000
Innerhalb der Gruppen	21,375	25	,855		
Gesamt	155,122	29			

a. Beckentyp = Synbone

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche^a

Abhängige Variable: DZ

Scheffé-Prozedur

(I) GOS	(J) GOS	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Intakt	Offen	4,0667*	,53385	,000	2,2933	5,8401
	WS	-1,4667	,53385	,144	-3,2401	,3067
	DC	-1,3833	,53385	,186	-3,1567	,3901
	4L LCDCP	-1,3000	,53385	,237	-3,0734	,4734
Offen	Intakt	-4,0667*	,53385	,000	-5,8401	-2,2933
	WS	-5,5333*	,53385	,000	-7,3067	-3,7599
	DC	-5,4500*	,53385	,000	-7,2234	-3,6766
	4L LCDCP	-5,3667*	,53385	,000	-7,1401	-3,5933
WS	Intakt	1,4667	,53385	,144	-,3067	3,2401
	Offen	5,5333*	,53385	,000	3,7599	7,3067
	DC	,0833	,53385	1,000	-1,6901	1,8567
	4L LCDCP	,1667	,53385	,999	-1,6067	1,9401
DC	Intakt	1,3833	,53385	,186	-,3901	3,1567
	Offen	5,4500*	,53385	,000	3,6766	7,2234
	WS	-,0833	,53385	1,000	-1,8567	1,6901
	4L LCDCP	,0833	,53385	1,000	-1,6901	1,8567
4L LCDCP	Intakt	1,3000	,53385	,237	-,4734	3,0734
	Offen	5,3667*	,53385	,000	3,5933	7,1401
	WS	-,1667	,53385	,999	-1,9401	1,6067
	DC	-,0833	,53385	1,000	-1,8567	1,6901

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

a. Beckentyp = Synbone

**Oneway
Beckentyp = Synbone**

ONEWAY deskriptive Statistiken^a

DXYZ

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Intakt	6	6,0418	,98798	,40334	5,0050	7,0786	5,03	7,69
Offen	6	7,8553	1,95371	,79760	5,8050	9,9056	5,20	10,96
WS	6	4,7269	,79095	,32290	3,8969	5,5570	3,87	6,02
DC	6	4,8066	,73066	,29829	4,0398	5,5734	3,85	5,77
4L LCDCP	6	4,7397	,81633	,33327	3,8830	5,5964	3,88	6,18
Gesamt	30	5,6341	1,63518	,29854	5,0235	6,2446	3,85	10,96

a. Beckentyp = Synbone

ONEWAY ANOVA^a

DXYZ

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	44,446	4	11,112	8,394	,000
Innerhalb der Gruppen	33,095	25	1,324		
Gesamt	77,541	29			

a. Beckentyp = Synbone

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche^a

Abhängige Variable: DXYZ

Scheffé-Prozedur

(I) GOS	(J) GOS	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Intakt	Offen	-1,8135	,66428	,148	-4,0202	,3931
	WS	1,3149	,66428	,436	-,8918	3,5215
	DC	1,2352	,66428	,499	-,9715	3,4418
	4L LCDCP	1,3021	,66428	,446	-,9045	3,5087
Offen	Intakt	1,8135	,66428	,148	-,3931	4,0202
	WS	3,1284*	,66428	,002	,9218	5,3350
	DC	3,0487*	,66428	,003	,8421	5,2553
	4L LCDCP	3,1156*	,66428	,003	,9090	5,3223
WS	Intakt	-1,3149	,66428	,436	-3,5215	,8918
	Offen	-3,1284*	,66428	,002	-5,3350	-,9218
	DC	-,0797	,66428	1,000	-2,2863	2,1269
	4L LCDCP	-,0128	,66428	1,000	-2,2194	2,1939
DC	Intakt	-1,2352	,66428	,499	-3,4418	,9715
	Offen	-3,0487*	,66428	,003	-5,2553	-,8421
	WS	,0797	,66428	1,000	-2,1269	2,2863
	4L LCDCP	,0669	,66428	1,000	-2,1397	2,2736
4L LCDCP	Intakt	-1,3021	,66428	,446	-3,5087	,9045
	Offen	-3,1156*	,66428	,003	-5,3223	-,9090
	WS	,0128	,66428	1,000	-2,1939	2,2194
	DC	-,0669	,66428	1,000	-2,2736	2,1397

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

a. Beckentyp = Synbone

Rotation

Oneway Beckentyp = Synbone

ONEWAY deskriptive Statistiken^a

DRX

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Intakt	6	1,2500	,25884	,10567	,9784	1,5216	,90	1,60
Offen	6	,4833	,14720	,06009	,3289	,6378	,30	,70
WS	6	1,1000	,24495	,10000	,8429	1,3571	,80	1,50
DC	6	1,0833	,30605	,12494	,7622	1,4045	,70	1,60
4L LCDCP	6	1,1500	,30166	,12315	,8334	1,4666	,80	1,70
Gesamt	30	1,0133	,36553	,06674	,8768	1,1498	,30	1,70

a. Beckentyp = Synbone

ONEWAY ANOVA^a

DRX

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	2,208	4	,552	8,280	,000
Innerhalb der Gruppen	1,667	25	,067		
Gesamt	3,875	29			

a. Beckentyp = Synbone

Post-Hoc-Test

Mehrfachvergleiche^a

Abhängige Variable: DRX

Scheffé-Prozedur

(I) GOS	(J) GOS	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Intakt	Offen	,7667*	,14907	,001	,2715	1,2619
	WS	,1500	,14907	,905	-,3452	,6452
	DC	,1667	,14907	,867	-,3285	,6619
	4L LCDCP	,1000	,14907	,977	-,3952	,5952
Offen	Intakt	-,7667*	,14907	,001	-1,2619	-,2715
	WS	-,6167*	,14907	,009	-1,1119	-,1215
	DC	-,6000*	,14907	,011	-1,0952	-,1048
	4L LCDCP	-,6667*	,14907	,004	-1,1619	-,1715
WS	Intakt	-,1500	,14907	,905	-,6452	,3452
	Offen	,6167*	,14907	,009	,1215	1,1119
	DC	,0167	,14907	1,000	-,4785	,5119
	4L LCDCP	-,0500	,14907	,998	-,5452	,4452
DC	Intakt	-,1667	,14907	,867	-,6619	,3285
	Offen	,6000*	,14907	,011	,1048	1,0952
	WS	-,0167	,14907	1,000	-,5119	,4785
	4L LCDCP	-,0667	,14907	,995	-,5619	,4285
4L LCDCP	Intakt	-,1000	,14907	,977	-,5952	,3952
	Offen	,6667*	,14907	,004	,1715	1,1619
	WS	,0500	,14907	,998	-,4452	,5452
	DC	,0667	,14907	,995	-,4285	,5619

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

a. Beckentyp = Synbone

**Oneway
Beckentyp = Synbone**

ONEWAY deskriptive Statistiken^a

DRY

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Intakt	6	2,1167	,33714	,13764	1,7629	2,4705	1,70	2,50
Offen	6	3,5000	,62929	,25690	2,8396	4,1604	2,80	4,60
WS	6	1,3333	,37238	,15202	,9425	1,7241	,90	1,70
DC	6	1,3833	,38687	,15794	,9773	1,7893	1,00	1,90
4L LCDCP	6	1,3167	,27142	,11081	1,0318	1,6015	1,10	1,70
Gesamt	30	1,9300	,93851	,17135	1,5796	2,2804	,90	4,60

a. Beckentyp = Synbone

ONEWAY ANOVA^a

DRY

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	21,185	4	5,296	30,380	,000
Innerhalb der Gruppen	4,358	25	,174		
Gesamt	25,543	29			

a. Beckentyp = Synbone

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche^a

Abhängige Variable: DRY

Scheffé-Prozedur

(I) GOS	(J) GOS	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Intakt	Offen	-1,3833*	,24106	,000	-2,1841	-,5826
	WS	,7833	,24106	,058	-,0174	1,5841
	DC	,7333	,24106	,085	-,0674	1,5341
	4L LCDCP	,8000	,24106	,050	-,0008	1,6008
Offen	Intakt	1,3833*	,24106	,000	,5826	2,1841
	WS	2,1667*	,24106	,000	1,3659	2,9674
	DC	2,1167*	,24106	,000	1,3159	2,9174
	4L LCDCP	2,1833*	,24106	,000	1,3826	2,9841
WS	Intakt	-,7833	,24106	,058	-1,5841	,0174
	Offen	-2,1667*	,24106	,000	-2,9674	-1,3659
	DC	-,0500	,24106	1,000	-,8508	,7508
	4L LCDCP	,0167	,24106	1,000	-,7841	,8174
DC	Intakt	-,7333	,24106	,085	-1,5341	,0674
	Offen	-2,1167*	,24106	,000	-2,9174	-1,3159
	WS	,0500	,24106	1,000	-,7508	,8508
	4L LCDCP	,0667	,24106	,999	-,7341	,8674
4L LCDCP	Intakt	-,8000	,24106	,050	-1,6008	,0008
	Offen	-2,1833*	,24106	,000	-2,9841	-1,3826
	WS	-,0167	,24106	1,000	-,8174	,7841
	DC	-,0667	,24106	,999	-,8674	,7341

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

a. Beckentyp = Synbone

Abduktorenkraftmessungen

Oneway Beckentyp = Synbone

ONEWAY deskriptive Statistiken^a

ADF

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Intakt	6	212,3333	59,05139	24,10763	150,3627	274,3040	130,00	283,00
Offen	6	80,6667	30,13083	12,30086	49,0463	112,2870	39,00	116,00
WS	6	186,6667	51,74424	21,12450	132,3644	240,9689	119,00	255,00
DC	6	195,5000	43,24697	17,65550	150,1151	240,8849	157,00	260,00
4L LCDCP	6	189,6667	56,96900	23,25750	129,8814	249,4520	135,00	265,00
Gesamt	30	172,9667	66,22870	12,09165	148,2365	197,6969	39,00	283,00

a. Beckentyp = Synbone

ONEWAY ANOVA^a

ADF

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	66260,133	4	16565,033	6,796	,001
Innerhalb der Gruppen	60940,833	25	2437,633		
Gesamt	127201,0	29			

a. Beckentyp = Synbone

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche^a

Abhängige Variable: ADF

Scheffé-Prozedur

(I) GOS	(J) GOS	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Intakt	Offen	131,6667*	28,50517	,003	36,9761	226,3572
	WS	25,6667	28,50517	,935	-69,0239	120,3572
	DC	16,8333	28,50517	,986	-77,8572	111,5239
	4L LCDCP	22,6667	28,50517	,957	-72,0239	117,3572
Offen	Intakt	-131,6667*	28,50517	,003	-226,3572	-36,9761
	WS	-106,0000*	28,50517	,022	-200,6905	-11,3095
	DC	-114,8333*	28,50517	,011	-209,5239	-20,1428
	4L LCDCP	-109,0000*	28,50517	,018	-203,6905	-14,3095
WS	Intakt	-25,6667	28,50517	,935	-120,3572	69,0239
	Offen	106,0000*	28,50517	,022	11,3095	200,6905
	DC	-8,8333	28,50517	,999	-103,5239	85,8572
	4L LCDCP	-3,0000	28,50517	1,000	-97,6905	91,6905
DC	Intakt	-16,8333	28,50517	,986	-111,5239	77,8572
	Offen	114,8333*	28,50517	,011	20,1428	209,5239
	WS	8,8333	28,50517	,999	-85,8572	103,5239
	4L LCDCP	5,8333	28,50517	1,000	-88,8572	100,5239
4L LCDCP	Intakt	-22,6667	28,50517	,957	-117,3572	72,0239
	Offen	109,0000*	28,50517	,018	14,3095	203,6905
	WS	3,0000	28,50517	1,000	-91,6905	97,6905
	DC	-5,8333	28,50517	1,000	-100,5239	88,8572

*. Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

a. Beckentyp = Synbone

Ergebnisse der Kompressionskraftmessungen in der Symphyse beim Einbau der Osteosynthesen:

Geringe Anfangskompression

Test bei gepaarten Stichproben

Beckentyp	GOS	Gepaarte Differenzen							T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz						
					Untere	Obere					
Synbone	WS	Paaren 1	CASA_MZ - CASA_OZ	201,2667	187,59495	76,58532	4,3978	398,1355	2,628	5	,047
		Paaren 2	C2SA_MZ - CASA_MZ	318,0000	517,24733	211,16534	-224,8178	860,8178	1,506	5	,192
	DC	Paaren 1	CASA_MZ - CASA_OZ	299,8333	276,22412	112,76803	9,9539	589,7128	2,659	5	,045
		Paaren 2	C2SA_MZ - CASA_MZ	567,1667	56,75708	23,17098	507,6038	626,7296	24,477	5	,004
	4L LCDCP	Paaren 1	CASA_MZ - CASA_OZ	184,5000	90,62616	36,99797	89,3937	279,6063	4,987	5	,000
		Paaren 2	C2SA_MZ - CASA_MZ	80,0000	62,54279	25,53299	14,3654	145,6346	3,133	5	,026
Anatomisch	WS	Paaren 1	CASA_MZ - CASA_OZ	61,5000	74,83515	30,55132	-17,0347	140,0347	2,013	5	,100
		Paaren 2	C2SA_MZ - CASA_MZ	60,8333	79,69295	32,53451	-22,7993	144,4660	1,870	5	,120
	DC	Paaren 1	CASA_MZ - CASA_OZ	38,8333	35,28975	14,40698	1,7990	75,8677	2,695	5	,043
		Paaren 2	C2SA_MZ - CASA_MZ	53,6667	84,02539	34,30322	-34,5126	141,8459	1,564	5	,178

a. Es werden keine Statistiken für eine oder mehrere Teildateien berechnet

Ergebnisse der Kompressionskraftmessungen in der Symphyse beim Einbau der Osteosynthesen:

Maximaler Anfangskompression >450N

Test bei unabhängigen Stichproben

		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
CZ	Varianzen sind gleich	,131	,721	,738	18	,470	37,3000	50,56878	-68,94106	143,54106
	Varianzen sind nicht gleich			,738	17,742	,470	37,3000	50,56878	-69,05209	143,65209
CASA_MZ	Varianzen sind gleich	11,108	,004	-1,593	18	,129	-20,5000	12,87137	-47,54175	6,54175
	Varianzen sind nicht gleich			-1,593	9,000	,146	-20,5000	12,87137	-49,61707	8,61707
CASA_OZ	Varianzen sind gleich	20,172	,000	-7,680	18	,000	-347,9000	45,29750	-443,067	-252,733
	Varianzen sind nicht gleich			-7,680	12,463	,000	-347,9000	45,29750	-446,189	-249,611
CASADFMZ	Varianzen sind gleich	,853	,368	-1,244	18	,229	-57,8000	46,44933	-155,386	39,78642
	Varianzen sind nicht gleich			-1,244	16,249	,231	-57,8000	46,44933	-156,146	40,54575
CASADFOM	Varianzen sind gleich	15,406	,001	-7,334	18	,000	-338,9000	46,21035	-435,984	-241,816
	Varianzen sind nicht gleich			-7,334	13,220	,000	-338,9000	46,21035	-438,563	-239,237

T-Test

Statistik bei gepaarten Stichproben

GOS		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	
ws	Paaren 1	CASA_MZ	579,5000	10	40,70285	12,87137
		CASA_OZ	140,8000	10	58,49368	18,49733
dc	Paaren 1	CASA_MZ	600,0000	10	,00000	,00000
		CASA_OZ	488,7000	10	130,75596	41,34867

Test bei gepaarten Stichproben

GOS	Gepaarte Differenzen						T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz					
				Untere	Obere				
ws Paaren 1 CASA_MZ - CASA_OZ	438,7000	45,36286	14,34500	406,2494	471,1506	30,582	9	,000	
dc Paaren 1 CASA_MZ - CASA_OZ	111,3000	130,75596	41,34867	17,7628	204,8372	2,692	9	,025	

Statistik bei gepaarten Stichproben

GOS	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
ws Paaren 1 C2SA_MZ	,	0 ^a	,	,
CASA_MZ	,	0 ^a	,	,
dc Paaren 1 C2SA_MZ	587,1000	10	28,16006	8,90499
CASA_MZ	600,0000	10	,00000	,00000

a. Korrelation und T können nicht berechnet werden, da keine gültigen Paare vorhanden sind.

Test bei gepaarten Stichproben

GOS	Gepaarte Differenzen						T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz					
				Untere	Obere				
dc Paaren 1 C2SA_MZ - CASA_MZ	-12,9000	28,16006	8,90499	-33,0445	7,2445	-1,449	9	,181	

a. Es werden keine Statistiken für eine oder mehrere Teildateien berechnet

11.5 Publikationen und Vorträge

Vortrag: DGU 2006

Bringen winkelstabile Osteosynthesen Vorteile bei der internen Stabilisierung der Symphyse – eine vergleichende biomechanische Analyse
Culemann U., Janku D., Tosounidis G., Burkhardt M., Pohlemann T.
Abstrakt Referenz Nr.: A-003-0026-01490

11.6 Dank

Ich möchte mich als erstes bei Herrn Professor Dr. med. T. Pohlemann für die Möglichkeit zur Promotion in der von ihm geleiteten Klinik herzlich bedanken. Auch meinem Doktorvater und Betreuer, Herrn P.D. Dr. med. U. Culemann, möchte ich herzlichst für seine Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung der Experimente sowie für die Einführung in das wissenschaftliche Arbeiten bedanken. Mein Dank gilt auch meiner Familie und Freunden für ihre Unterstützung während des Studiums und in der Promotionszeit.

Ohne die aufmunternden Vorschläge und liebevolle Unterstützung von Dr. Mike Sadler und Anne-Sophie Laser wäre all dies nicht möglich gewesen. Ihnen gebührt mein aus tiefstem Herzen kommender Dank.

11.7 Lebenslauf

PERSÖNLICHE ANGABEN

Name: Dirk Horst Janku
Geburtsdatum: 05.10.1979
Geburtsort: Ludwigsburg
Familienstand: ledig
Nationalität: deutsch

SCHULISCHE LAUFBAHN

1986 - 1999 Grundschule Schwabschule, Stuttgart
 Albertus- Magnus Gymnasium, Stuttgart
 Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

GRUNDWEHRDIENST

1999 - 2000 2/7. Gebirgssanitätsregiment - Kempten

UNIVERSITÄRE LAUFBAHN UND ARBEITSSTÄTTEN

- 10/2000 Aufnahme des Medizinstudiums (Homburg/Saar)
- 09/2002 Physikum
- 09/2003 1. Staatsexamen
- 09/2005 2. Staatsexamen
- 01/2006 – 01/2007 Praktisches Jahr in Paris
- 04/2007 3. Staatsexamen
- 05/2007 Approbation als Arzt
- 01/2008 – 09/2008 Traumatologie und Sportchirurgie/
 Sportklinik Stuttgart
- 11/2008 – 11/2010 Abteilung für Traumatologische, Orthopädische und
 Rekonstruktive/Plastische Chirurgie, sowie
 Handchirurgie (mit Kooperation der maxillo- facialen
 chirurgischen Abteilung) des Hôpital Européen
 Georges Pompidou (HEGP)/ Paris
- 11/2011 – heute Plastische, Rekonstruktive und Ästhetische
 Chirurgie/ Paris und Assistenz in anderen Plastisch-
 chirurgischen Kliniken in Paris