

Aus dem Fachbereich der Orthopädie und der orthopädischen Chirurgie
Klinik für Orthopädie und chirurgische Orthopädie
der Medizinischen Fakultät
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Veränderung der proximalen Tibiaanatomie nach medial aufklappender
Osteotomie des Tibiakopfes (HTO):
Eine Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA)**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2013

vorgelegt von: Wambach Patrick

geb. am: 23. Januar 1984 in Luxembourg

Inhaltsverzeichnis:

1. Zusammenfassung / Abstract	
1.1. Zusammenfassung	Seite 3 bis 5
1.2. Abstract	Seite 6 bis 6
2. Einleitung und Zielsetzung der Studie	
2.1. Einleitung	Seite 7 bis 9
2.2. Zielsetzung der Studie	Seite 9 bis 9
3. Material und Methodik	
3.1. Tibiaentnahme	Seite 11 bis 11
3.2. Osteotomie	
3.2.1. Festlegung der Spreizposition	Seite 11 bis 12
3.2.2. Material	Seite 12 bis 12
3.2.3. Methodik	Seite 12 bis 14
3.3 Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA)	
3.3.1. Geschichte, Entwicklung, Anwendung der RSA	Seite 15 bis 16
3.3.2. Prinzip der RSA-Technik	Seite 16 bis 17
3.3.3. Arbeitsschritte der RSA	
3.3.3.1. RSA-Markierung	Seite 17 bis 19
3.3.3.2. RSA-Röntgen	Seite 20 bis 22
3.3.3.3. RSA-Bildverarbeitung	Seite 22 bis 25
3.3.3.4. RSA-Auswertung	Seite 25 bis 28
3.3.4. Zusammenfassung der Einzelmarker in Polygone	Seite 29 bis 30
3.3.5. Messgenauigkeit der RSA	Seite 31 bis 31
3.4. Slope Berechnung	Seite 31 bis 33
3.5. Statistische Auswertung	Seite 33 bis 33
4. Ergebnisse	
4.1. Ergebnisse der RSA-Auswertung	
4.1.1. Translation	Seite 34 bis 49
4.1.2. Rotation	Seite 50 bis 59
4.2. Ergebnisse der Slope-Auswertung	Seite 60 bis 65
5. Diskussion	Seite 66 bis 71
6. Schlussfolgerung	Seite 71 bis 71
7. Wertetabellen	Seite 72 bis 81
8. Abbildungen und Tabellen	Seite 82 bis 84
9. Literaturverzeichnis	Seite 85 bis 89
10. Danksagung	Seite 89 bis 89
11. Lebenslauf	Seite 90 bis 90

1. Zusammenfassung / Abstract

1.1. Zusammenfassung

Einleitung

Die Osteotomie des Tibiakopfes ist eine etablierte Methode zur Behandlung der medialen Gonarthrose. Verschiedene Osteotomietechniken stehen zur Verfügung, die sich in Bezug auf die Osteotomiehöhe (intra- versus extraligamentär), ihre Lokalisation (medial versus lateral) und den Osteotomieumfang (mit versus ohne Fibulaosteotomie) unterscheiden.

Aus der Literatur ist bekannt, dass es in 50% der Fälle zu einer Erhöhung des Slopes von durchschnittlich 2-4° nach aufklappenden HTO kommt. Etwaige Änderungen der Tibiaplateauneigung und der Rotationen und Translationen zwischen den Tibiasegmenten können das klinische Ergebnis erheblich beeinflussen (Ozalay, KSSTA 2008; Giffin, AJSM 2004).

Von den vielen verschiedenen anatomischen Änderungsmöglichkeiten nach einer Osteotomie, haben wir in der vorliegenden radiologischen Kadaverstudie zwei Fragestellungen untersucht:

1. Beeinflusst die Position des Osteotomiespreizers und das Ausmass des Korrekturwinkels die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus?
2. Findet gleichzeitig eine Änderung von Rotation und Translation zwischen den Tibiasegmenten statt?

Präparate und Methoden

Um den Einfluss der Spreizposition auf die Dorsalneigung des Tibiaplateaus untersuchen zu können, wurden 9 fixierte, humane Tibiapaare in drei Gruppen aufgeteilt. Alle Tibiae wurden einer hohen medial aufklappenden Osteotomie unterzogen, anschliessend wurden die Tibiae aufgespreizt. Die Tibiae aus der Gruppe 1 wurden bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz (anteriore, ventrale Spreizposition) gespreizt. Die Präparate der Gruppe 2 wurden bei 90° (mittlere Spreizposition) und die der Gruppe 3 bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz (dorsale, posteriore Spreizposition) gespreizt. Die Höhe der Keilbasis wurde pro Spreizerposition mit Hilfe dreier Plastikkeile der Größen 5, 10, und 15 mm variiert.

Um Messungen mit der Röntgen Stereometrie Analysemethode (RSA) durchführen zu können, wurden die Tibiae bei jedem Spreizvorgang in zwei Ebenen simultan in RSA-Technik geröntgt. Dabei kamen 2 konventionelle Röntgengeräte zur Anwendung. Die Röntgenbilder wurden dann mittels Präzisionsdurchlichtscanner digitalisiert und mit der RSA-Software bearbeitet. Gleichzeitig wurde auf den Röntgenbildern die Messung der Dorsalneigung des Tibiakopfes im streng seitlichen Strahlengang (Slope-Messung) vorgenommen.

Ergebnisse

- Ergebnisse der RSA-Auswertungen

Bei der Untersuchung der Translationsbewegungen zwischen proximalem und distalem Tibiasegment zeigte sich, dass unabhängig von der Spreizposition, die grössten Bewegungen entlang der Y-Achse (kraniokaudale Achse) beobachtet werden konnten. Die kleinsten

Bewegungen wurden entlang der X-Achse (mediolaterale Achse) gemessen. Eine Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz zeigte in den meisten Fällen, unabhängig von der Keilbasishöhe, die grössten Bewegungen in allen 3 Richtungen. Eine Spreizung bei 90° zeigte die kleinsten Bewegungen im Raum. Mittlere Werte wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen.

Bei der Untersuchung der Rotationsbewegungen zwischen den Tibiasegmenten zeigte sich, dass unabhängig von den Keilbasishöhen, die grössten Bewegungen entlang der Y-Achse gemessen wurden. Die kleinsten Rotationsbewegungen entstanden unabhängig von der Keilbasishöhe entlang der X-Achse.

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz wurden die grössten Rotationsbewegungen entlang der X-Achse gemessen. Die kleinsten Rotationsbewegungen entlang der X-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° gemessen.

Die grössten Rotationsbewegungen entlang der Y-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen. Die kleinsten Rotationsbewegungen entlang der Y-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° gemessen.

Die grössten Rotationsbewegungen entlang der Z-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° und 135° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen.

- **Ergebnisse der Slope-Messungen**

Die Untersuchung der Veränderungen der Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (tibial slope) bei den drei Spreizpositionen zeigte, dass sich der Slope abhängig von der verwendeten Keilbasishöhe signifikant verändert. Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz nimmt der Slope stärker zu, als bei einer Spreizung bei 90°. Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz nimmt der Slope signifikant ab, unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe.

Diskussion

Die Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) erlaubt es, kleinste Bewegungen in allen Raumrichtungen zwischen Knochensegmenten (sogenannte Migrationen) mit hoher Genauigkeit zu messen. Die hohe Genauigkeit (bis 0,05 mm) erlaubt präzise Messungen an kleinen Fallgruppen.

Die RSA-Untersuchungen zeigten, dass eine Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz in Bezug auf die Translation in den meisten Fällen unabhängig von der Keilbasishöhe die grössten Migrationen in allen drei Raumrichtungen verursacht (bei einer KBH von 10 mm, 6,47 mm, p-Wert: 0,065). Eine Spreizerposition bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz führte zu den kleinsten Migrationen (bei einer KBH von 10 mm, 0,87 mm).

In Bezug auf die Rotation wurden die grössten Bewegungen entlang der mediolateralen-Achse bei einer Spreizerposition von 45° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen (bei einer KBH von 10 mm, 3,27°). Die grössten Bewegungen entlang der kraniokaudalen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen (bei einer KBH von 10 mm, 5,86°). Die grössten Bewegungen entlang der dorsoventralen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° (bei einer KBH von 10 mm, 2,56°) und 135° (bei einer KBH von 10 mm, 2,95°) der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen.

Aus klinischen Studien ist bekannt, dass die Kreuzbänder die primären Stabilisatoren des Kniegelenkes in sagittaler Richtung sind, und dass durch eine Erhöhung des tibialen Slopes ein Rutschen der Tibia nach ventral verursacht wird. Inwiefern eine Veränderung des tibialen Slopes die Stabilität in einem Kniegelenk mit defektem Kreuzband verändert, muss in weiteren Studien untersucht werden. (J. R. Giffin, T. M. Vogrin, T. Zantop, S. L. Woo, and C. D. Harner 2004; Amendola, J. R. Giffin and F. J. Shannon 2007; (Hohmann Erik 2006; Amendola A. 2003).

Da die Tibia eine dreidimensionale Struktur ist, bewirkt eine Osteotomie mit einem triangulären Osteotomiespalt Änderungen sowohl in der sagittalen, als auch in der koronalen Ebene.

Die Methode der vorliegenden Studie hat ein idealisiertes in vitro Studiendesign ohne Einfluss von dynamischen und statischen Kräften, die auf das Knie wirken können. Unter Laborbedingungen kommt es daher bei dorsaler Spreizerposition zu einem negativen Slope. In der klinischen Praxis kann mit dieser Methode der Slope allenfalls neutral gehalten werden, da aktive (Muskeltonus) und passive (Bänder) Stabilisatoren dem Aufspreizen entgegen wirken.

Schlussfolgerung

Eine Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffirkumferenz (ventrale Spreizerposition im Osteotomiespalt) verursacht in den meisten Fällen, unabhängig von der Keilbasishöhe, die grössten Migrationen in allen drei Raumrichtungen. Diese ist, bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 5 mm, im Vergleich zu der 90° und 135° Position um 46,64% beziehungsweise 16,89% erhöht bezüglich des möglichen Maximalwertes. Eine Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopffirkumferenz führt zu den kleinsten Migrationen.

Betreffend die Rotationsbewegungen werden die grössten Bewegungen entlang der mediolateralen-Achse bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffirkumferenz gemessen. Die grössten Bewegungen entlang der kraniokaudalen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffirkumferenz (dorsale Spreizerposition im Osteotomiespalt) gemessen. Die grössten Bewegungen entlang der dorsoventralen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° und 135° der medialen Tibiakopffirkumferenz gemessen.

Die Neigung des Tibiaplateaus (Slope) wird beeinflusst durch die Spreizerposition (spreader position) und durch die Keilbasishöhe (Wedge). (Giffin, AJSM 2004; Marti, Arthroscopy 2004).

Absichtliche Slopeänderungen müssen sich nach der Grundpathologie richten und verbessern die Stabilität des Kniegelenkes in sagittaler Richtung. Die Geometrie des Osteotomiespalt ist dabei entscheidend: bei triangulärem Osteotomiespalt mit dorsaler Basis wird die Funktion des defekten vorderen Kreuzbandes kompensiert. Bei ventraler Basis des triangulären Osteotomiespalt wird die Funktion des hinteren Kreuzbandes kompensiert.

Als Fazit für die Praxis kann man festhalten, dass die Spreizung an der 135° Position am wenigsten die vorbestehende Dorsalneigung des Tibiaplateaus verändert. Intraoperativ korrespondiert dies mit einem triangulären Osteotomiespalt.

1.2. Abstract:

Effect of the open-wedge high tibial osteotomy on the anatomy of the proximal tibia: a radiostereometric study.

OBJECTIVES : The opening wedge high tibial osteotomy (HTO) is performed for degenerative changes and varus. Opening wedge osteotomies can induce translation and rotation of the proximal tibia and can change proximal tibial slope in the sagittal plane, possibly imparting stability in the ACL-deficient knee (Ozalay, KSSTA 2008; Giffin, AJSM 2004). The aim of the study was to study the variations on the proximal tibia after open-wedge high tibial osteotomy using three different plate positions and 3 different plate sizes.

METHODS : Nineteen cadaveric tibiae were distributed in three groups for the different plate positions (45°, 90° and 135° of the medial circumference of the tibial head) and underwent opening-wedge HTO using plates of three different sizes (5 mm, 10 mm, 15 mm). Lateral and profil radiographs were obtained and scanned. The scanned radiographs were used for the RSA-study and the slopes were measured on the lateral radiographs.

RESULTS : The micromovements were measured along the three directions of the room. The largest translation movements were measured along the Y-axis (craniokaudal axis); the smallest movements were measured along the X-axis (mediolateral axis). The plate position on 45° induced the largest movements independent from the plate size. The plate position on 90° induced the smallest movements independent from the plate size.

The greatest rotation movements along the X-axis were measured for the position on 45°. The smallest rotation movements along the X-axis were measured for the position on 135°. The greatest rotation movements along the Y-axis were measured for the position on 135°. The smallest rotation movements along the Y-axis were measured for the position on 45°. The greatest rotation movements along the Z-axis were measured for the position on 45° and 135°. Tibial slope was significantly affected by plate position and size. Anterior and central plates significantly increased tibial slope over all plate sizes. Posterior plates significantly decreased tibial slope over all sizes.

CONCLUSION : The largest translation movements were measured along the Y-axis (craniokaudal axis); the smallest movements were measured along the X-axis (mediolateral axis). The plate position on 45° induced the largest movements independent from the plate size. The plate position on 90° induced the smallest movements independent from the plate size.

The greatest rotation movements were measured along the Y-axis independent from the plate size. The smallest rotation movements were measured along the X-axis independent from the plate size. A plate position on 45° induced the greatest rotation movements along the X-axis. A plate position on 135° induced the greatest rotation movements along the Y-axis. Along the Z-axis the rotation movements were similar for the plate positions on 45° and 135°.

This study found that tibial slope increases with opening wedge high tibial osteotomy when the plates are positioned on an anterior or central position. Posterior plates decreased tibial slope. Larger sizes and anterior placement of the plate are associated with the largest increases in tibial slope.

2. Einleitung und Zielsetzung der Studie

2.1. Einleitung

Ungefähr 80% der orthopädischen Patienten über 60 Jahren zeigen im Röntgenbild grosser Gelenke deutliche Arthrosezeichen. Der Anteil der Kniegelenkarthrosen an diesen arthrotisch veränderten Gelenken, schwankt je nach Literatur zwischen 30% und 50% (Coventry et al., 1993).

Die hohe Invaliditäts- und Morbiditätsrate bei manifester Arthrose ist von sozialmedizinischer und volkswirtschaftlicher Bedeutung. In Deutschland liegt die Prävalenz der Arthrose bei 5 Millionen Menschen, die täglich unter den Beschwerden der Arthrose leiden. Mit der steten Zunahme der über 60jährigen ist ein stetiger Anstieg der Prävalenz symptomatischer Arthrosen zu erwarten.

Häufig ist die Kniegelenkarthrose mit einer Achsfehlstellung vergesellschaftet. In den meisten Fällen handelt es sich um eine varische Achsfehlstellung (Schultz, 1999).

Mehrere Faktoren kommen als Ursache für eine mediale Gonarthrose bei Varusfehlstellung in Betracht, wie z.B. eine verminderte mediale Gelenkspaltweite durch Knorpelabrieb oder Aufbrauchen des Meniskusgewebes und ein ungünstiger femorotibialer Winkel in der Frontalebene. Auch eine Erweiterung des lateralen Gelenkspaltes durch laxe Bänder (laterales Kollateralband, Ligamentum Iliotibiale, posterolaterale Kapsel und Popliteussehne) kann ursächlich für eine mediale Gonarthrose sein.

Allgemeine Risikofaktoren für die Entwicklung einer Gonarthrose sind Fehlbelastungen durch Achsenfehlstellungen, Übergewicht, Traumata und zu intensive sportliche Aktivitäten.

Die Therapie der Gonarthrose besteht auf der einen Seite aus konservativen Therapiemöglichkeiten wie Analgetika, Gewichtsreduktion, Krankengymnastik und Gehhilfen. Auf der anderen Seite gibt es operative Therapiemöglichkeiten wie die Arthroskopie, die hohe Tibiakopfumstellosteotomie, die Schlittenprothese oder Totalendoprothesen.

Abbildung 1: Ganzbeinübersicht mit eingezeichnetem Winkel der Achsabweichung eines Patienten mit Genu varum.

Eine weit verbreitete Operationsmethode zur Behandlung der medialen Gonarthrose bei Varusdeformität ist die valgisierende, hohe Osteotomie des Tibiakopfes (HTO). Sie kann von lateral in zuklappender oder von medial in aufklappender Technik durchgeführt werden. Durch die HTO wird die Belastungszone des Kniegelenks vom defekten medialen, hin zum intakten lateralen Kompartiment verschoben (Coventry, 1985). Allen Techniken ist gemeinsam, dass sie zu einer Veränderung der proximalen Tibiaanatomie führen. Diese Veränderungen umfassen die Position der Patella, die Dorsalneigung des Tibiaplateaus (Slope), die Rotation zwischen den Tibiasegmenten, die Position der Tuberositas sowie die Flächen und Volumina nach Osteotomie.



Solange die Überkorrektur vermieden wird, ist die korrigierende Osteotomie des Kniegelenks mit einer biologischen Verbesserung des geschädigten Gelenkknorpels verbunden, und der Gelenkknorpel des ungeschädigten Kompartiments bleibt erhalten (Brocklehurst R, Bayliss MT, Maroudas A, Coysh HL, Freeman MA, Revell PA, Ali SY (1984); Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S (1979); Keene JS, Dyreby JR Jr. (1983)).

Die Mehrheit der Autoren empfiehlt eine Korrektur des femorotibialen Winkels auf 8-10 Grad Valgus (Fujisawa et al., 1979; Coventry 1985; Aglietti et al., 1983) oder alternativ eine mechanische Achse (Mikulicz-Linie), welche lateral des Kniegelenkzentrums durch die 62,5%-Weite der Tibiaplateaubreite verläuft (Miniaci et al., 1989; Dugdale et al., 1992).

Früher wurde die HTO meistens in lateral zuklappender Technik durchgeführt. Durch die ständig verbesserten Ergebnisse in der endoprothetischen Versorgung beginnend in den 70er Jahren, verminderte sich zunächst der Stellenwert der HTO. Mit der Entwicklung neuer Fixations- und Osteotomietechniken in der jüngsten Vergangenheit ist das Interesse an der HTO jedoch wieder gewachsen (Wright JM, Crockett HC, Slawski DP, Madsen MW, Windsor RE (2005)). Besonders die aufklappende Osteotomie von medial wird in Kombination mit winkelstabilen Implantaten heute häufig und erfolgreich durchgeführt (Lobenhoffer et al., 2002; Koshino et al., 2003).

Sowohl bei der aufklappenden als auch bei der zuklappenden HTO ergeben sich Vor- und Nachteile. Bei der medial aufklappenden HTO bestehen die Vorteile, dass man keine Muskeln ablösen muss, das Risiko einer Läsion des Nervus peroneus geringer ist als bei der lateral zuklappenden HTO, ein leichter reproduzierbarer Knochenschnitt, Vermeidung einer Patella infera (Giffin et al., 2004; Naudie et al., 2004; Amendola A, Fowler PJ, Puddu G (1998)). Ein weiterer Vorteil der medial aufklappenden HTO ist, dass die Korrektur direkt am Ort der Deformität und in allen Ebenen stattfindet und gleichzeitig wird kapsuloligamentär rezentriert und stabilisiert. Bei der lateral zuklappenden HTO ist eine Ablösung der Extensoren Muskeln des Fusses von der Tibia erforderlich. Weiterhin bestehen die Risiken einer Parese der N. peroneus (Aydogdu et al., 1996). Ebenso macht die notwendige Entnahme eines lateralseitigen Knochenkeiles die Durchführung zweier Osteotomieschnitte durch die Tibia erforderlich. Bei grösseren Korrekturen führt dies häufig zu einer Versetzung der Tibiaschaftachse gegen den Tibiakopf, welche später die Implantation einer Prothesenkomponente erschweren kann. Weiter Komplikationen können in einer verzögerten Knochenheilung des Osteotomiespaltes und einem sekundären Korrekturverlust bestehen, sowie die Infektionen und Thrombosen.

Für den Erfolg einer kniegelenknahen Umstellungsosteotomie stellen die grundlegenden Kenntnisse der Biomechanik, die richtige Patientenauswahl, die exakte Planung, die intraoperative Umsetzung mit sicherer Osteosynthese sowie die frühfunktionelle Mobilisation, entscheidende Faktoren dar.

Die Langzeitergebnisse der Umstellungsosteotomien sind jedoch bis auf wenige Studien mit ausgewählten Patienten schlechter als die unikondylärer Prothesen. Mit entsprechender Planung, neuen biomechanischen Konzepten, und modernen Osteosyntheseverfahren können die Ergebnisse der Umstellungsosteotomien jedoch deutlich verbessert werden, wodurch beim jungen und aktiven älteren Patienten mit Monokompartimentarthrose, die kniegelenknahen Umstellungsosteotomien immer noch Mittel der Wahl sind (S. Hofmann, P. Lobenhoffer, A. Staubli, R. van Heerwaarden, 2009).

In den letzten Jahren hat sich gezeigt, dass die Gelenkerhaltung, solange der zerstörende Prozess nicht zu weit fortgeschritten ist, gegenüber dem unikompartimentalen und dem totalen Gelenkersatz immer noch Vorteile aufweist weil die Lebenserwartung gestiegen und der sportliche Anspruch bis ins hohe Lebensalter gegeben sind.

Obwohl sich bei der lateral zuklappenden Osteotomie mehr Nachteile ergeben als bei der medial aufklappenden Osteotomie, wird die lateral schliessende HTO weiterhin bevorzugt wenn:

- Eine präoperative Patella baja besteht,
- Eine Beinverkürzung notwendig erscheint,
- Schlechte biologische Heilungsvoraussetzung vorliegen (Adipositas, Diabetes mellitus, Nikotinabusus)
- Nach lateral schliessender Osteotomie der Gegenseite

Die präoperative Planung der HTO ist für die Präzision der Korrektur von grosser Bedeutung. Zum Ausmessen der Beinachse und des Korrekturwinkels ist eine Ganzbeinaufnahme notwendig.

2.2. Zielsetzung der Studie

Die proximale Osteotomie der Tibia führt zu simultanen anatomischen Veränderungen in allen Raumebenen. Eine ungenaue Osteotomie kann das klinische Ergebnis negativ beeinflussen.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, die Veränderung der proximalen Tibiaanatomie nach medial aufklappender HTO zu quantifizieren.

Unsere Fragestellung lautete: Wie verändert sich die proximale Anatomie des Tibiaplateaus in Bezug auf die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (Slope) sowie auf die Rotation und die Translation zwischen den Tibiasegmenten im Vergleich zum Zeitpunkt vor der aufklappenden Osteotomie?

Diese anatomischen Veränderungen des Tibiakopfes wurden wie folgt untersucht:

Im ersten Teil der Studie sollte die Anatomie der proximalen Tibia vor und nach medial aufklappender HTO mittels einer Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) untersucht werden, um Aussagen über die Mikrobewegungen des Tibiakopfes im Raum treffen zu können. Dazu sollten die zu untersuchenden Tibiae in 3 Gruppen eingeteilt werden. Jede Gruppe sollte an einer anderen Position der medialen Tibiakopfizirkumferenz (45°, 90°, 135°) mit Hilfe von Keilen mit unterschiedlicher Keilbasishöhe (5mm, 10mm, 15mm) gespreizt werden.

Im zweiten Teil sollte, anhand der angefertigten Röntgenbilder, die Veränderung der Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (tibial slope) durch eine medial aufklappende Osteotomie untersucht werden.

Folgende Hypothesen sollten durch die Studie überprüft werden:

- vermehrte Translation und Rotation des Tibiaplateaus nach dorsal als Folge einer medial aufklappenden HTO
- eine Spreizposition im anterioren Teil der medialen Tibiakopfizirkumferenz erhöht den Slope, und eine Spreizposition im posterioren Teil der medialen Tibiakopfizirkumferenz vermindert den Slope
- Keile mit unterschiedlicher Keilbasishöhe verändern den Slope unterschiedlich
- Die Dorsalneigung und die Rotation des Tibiaplateaus werden nicht nur durch die Keilbasishöhe sondern auch durch die Position der Keile beeinflusst.

3. Material und Methodik

Im Rahmen der biomechanischen Untersuchung wurde nach valgusierender, medial aufklappender Umstellungsosteotomie an 19 fixierten humanen Tibiae, die Lateralisation des distal des Osteotomiespaltes gelegenen Tibiassegmentes zum proximal des Osteotomiespaltes gelegenen Tibiassegmentes gemessen.

Um die Auswirkung der Spreizposition zu untersuchen, wurden die 19 humanen Tibiae randomisiert in drei fast gleich grosse Gruppen eingeteilt. Jede Gruppe wurde an einer anderen Position der medialen Tibiakopfzirkumferenz gespreizt. Alle Tibiae einer Gruppe wurden jedoch an der gleichen Position der medialen Tibiakopfzirkumferenz gespreizt. Im Folgenden wurde jede einzelne Tibia mit drei verschiedenen Keilen unterschiedlicher Keilbasishöhe gespreizt. Die verwendeten Keile hatten eine Keilbasishöhe von 5 mm, 10 mm, und 15 mm.

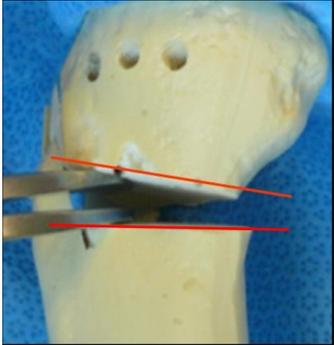
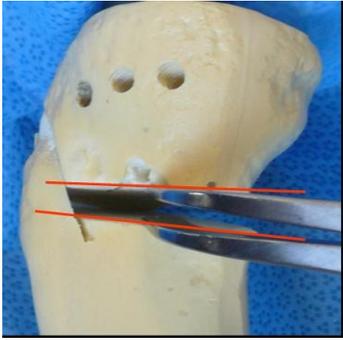
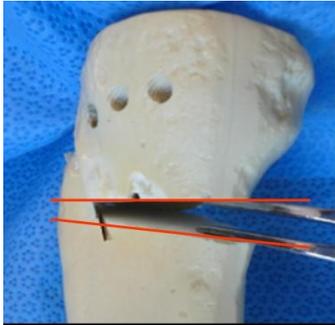
	Tibia	Spreizposition	Abbildung
Gruppe 1	Tibia 1 - 6	45°	
Gruppe 2	Tibia 7 - 12	90°	
Gruppe 3	Tibia 13 - 19	135°	

Abbildung 2: Gruppeneinteilung der Tibiae

Tibia	<i>Spreizposition</i>			<i>Keilbasishöhe</i>		
	45°	90°	135°	5 mm	10 mm	15 mm
1 bis 6	✓			✓	✓	✓
7 bis 12		✓		✓	✓	✓
13 bis 19			✓	✓	✓	✓

Abbildung 3: Übersicht über die Datenerhebung als Kombination aus Keilbasishöhe und Spreizposition

3.1. Tibiaentnahme

Die Untersuchungen wurden an fixierten, humanen Tibiae durchgeführt. Die Präparate stammten aus dem Institut für Anatomie und Zellbiologie der Universität des Saarlandes (Dr. med. Kurt Becker, Institut für Anatomie und Zellbiologie, Universität des Saarlandes). Die Leichname waren primär mit einer Lösung fixiert, welche folgende Stoffe beinhaltet:

- Formaldehyd 500ml
- Aqua dest. 6500ml
- Glycerol beziehungsweise Karion 2000ml
- Lysoformin 450ml
- Calciumchlorid 100g
- Natriumchlorid 400g
- Chloralhydrat 500g
- Thymol 2g

Die Tibiae wurden mit Messer und Skalpell entbeint und entfleischt, und anschliessend im Biomechaniklabor der orthopädischen Klinik der Universität des Saarlandes gelagert.

Die Tibiae wurden den einzelnen Gruppen zufällig zugeteilt, da nur die intra- und nicht die interindividuellen Werte miteinander verglichen werden sollten. Es bestanden keine offensichtlichen Voroperationen.

3.2. Osteotomie

3.2.1. Festlegung der Spreizpositionen

Um zu untersuchen, inwieweit die Spreizposition und somit die Keilposition einen Einfluss auf den Slope des medialen Tibiaplateaus hat, entschieden wir uns, die Tibiae an drei verschiedenen Positionen der medialen Tibiakopfkumferenz zu spreizen. Die drei Spreizpositionen wurden so ausgewählt, dass eine Position weit ventral der medialen Tibiakopfkumferenz, eine weit dorsal, und eine möglichst mittig zwischen den beiden anderen Positionen liegt.

Zur Festlegung der Spreizpositionen wurde das Facies articularis superior (Tibiaplateau) von apikal betrachtet, und die mediale Tibiacondyle als einen Kreis von 360° angesehen. Nach ventral lag der 0°-Punkt, der 180°-Punkt lag somit nach dorsal der Tibiacondyle. Anhand eines Goniometers wurden dann die verschiedenen Spreizpositionen festgelegt, welche bei 45°, 90° und 135° der medialen Tibiakopfkumferenz lagen. Die erste Spreizposition bei 45° liegt somit im vorderen Drittel der Tibiakopfkumferenz; die zweite Spreizposition bei

90° im mittleren Drittel, und die dritte Spreizposition bei 135° im hinteren Drittel der medialen Tibiakopfkumferenz.

Die Tibiae aus der Gruppe 1 wurden an der ersten Position (45°) gespreizt, die aus der Gruppe 2 bei 90°, und die aus der Gruppe 3 wurden bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz gespreizt.

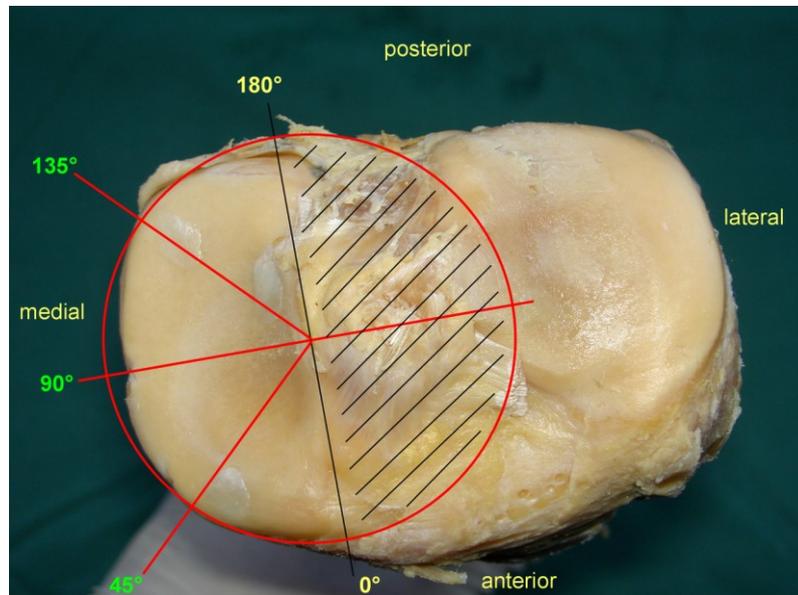


Abbildung 4: Schema der Festlegung der Spreizpositionen (1. Position bei 45°, 2. Position bei 90°, 3. Position bei 135°). Ansicht von apikal.

3.2.2. Material

- 19 RSA-markierte humane Tibiae
- 1 Tibia-Modell (Fa. Sawbones Europe AB; Krossverksgatan 3, S-216 16 Malmö/Schweden)
- Oszillierende Säge
- Kunststoffkeile (suki.international. GmbH; 1-8 mm) unterschiedlicher Keilbasishöhe
- Goniometer
- Lineal

3.2.3. Methodik

Zuerst wurden aus Kunststoffkeilen mit einer Keilbasishöhe (KBH) zwischen 1 und 8 mm die für die Arbeit benötigten Keile mit Keilbasishöhen von 5 mm, 10 mm und 15 mm hergestellt. Zur Herstellung des Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm wurden ein Keil mit einer KBH von 8 mm und ein Keil mit einer KBH von 2 mm mit Superglue aufeinander geklebt. Zur Herstellung des Keiles mit einer KBH von 15 mm wurden ein Keil mit einer KBH von 7 mm und ein Keil mit einer KBH von 8 mm aufeinander geklebt. Die Keile hatten alle eine Breite von 3 mm.

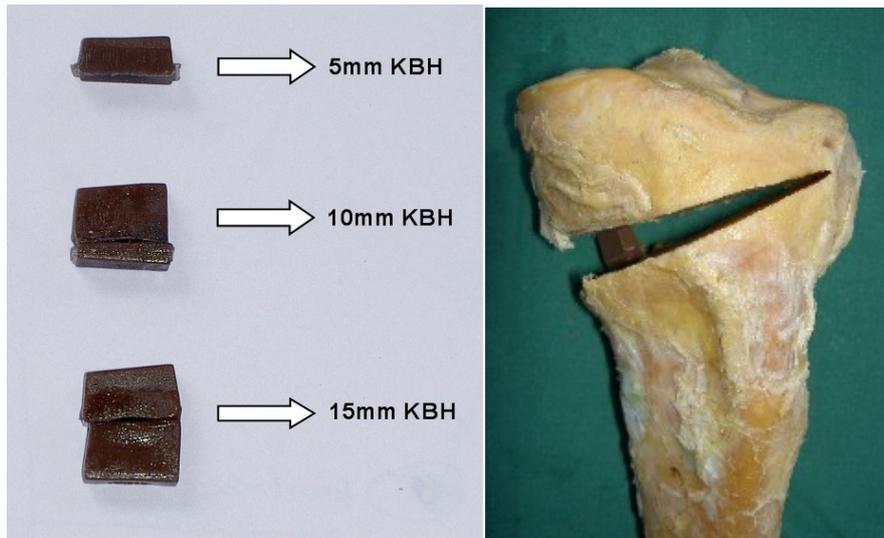


Abbildung 5: die verwendeten Keile

Die medial aufklappende Osteotomie wurde zuerst einmal am Modellknochen durchgeführt und danach an den fixierten Tibiae. Dafür wurde die genaue Schnitfführung auf den fixierten Knochen aufgezeichnet. Der Osteotomieschnitt verlief schräg von medial 3 cm unterhalb des oberen Randes des Condylus medialis nach lateral Richtung Facies articularis fibularis bis 1 cm unterhalb des oberen Randes des Condylus lateralis und endet 0,6 bis 1,0 cm vor dem lateralen Tibiaende.

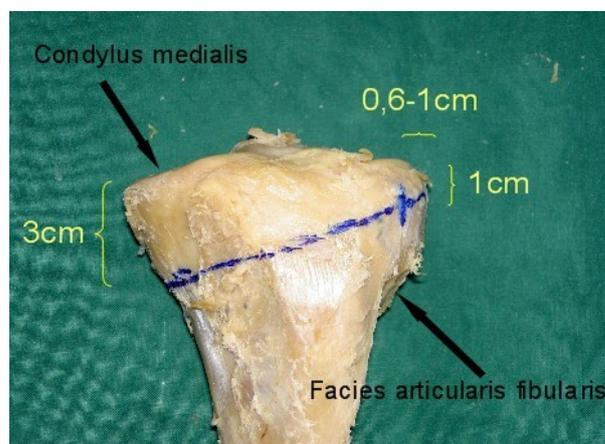


Abbildung 6: Schnitfführung für die mediale HTO (Ansicht von ventral)

Um die medial aufklappende Osteotomien durchzuführen, wurde eine oszillierende Säge benutzt, da es im Mechaniklabor kein Pressluft-Anschluss gab.

Die RSA-markierten, und präoperativ RSA-geröntgten Tibiae aus den drei Gruppen wurden entlang der vorher beschriebenen Osteotomieschnitfführung aufgesägt. Anschliessend wurde jede der sechs aufgeschnittenen Tibiae der Gruppe 1 anhand von Kunststoffkeilen mit einer KBH ab 1 mm, bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz (erste Spreizposition) langsam bis auf 5 mm KBH gespreizt. Dann wurde der Keil mit einer KBH von 5 mm eingesetzt und die Tibiae wurden RSA-geröntgt. Nach dem Röntgen wurden die Tibiae langsam bis auf 10 mm KBH weiterspreizt und erneut RSA-geröntgt. Abschliessend wurden die Tibiae bis auf 15 mm KBH weiterspreizt und ein letztes Mal RSA-geröntgt.

Die sechs RSA-markierten und präoperativ RSA-geröntgten Tibiae der Gruppe 2 wurden bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz (zweite Spreizposition) nach dem gleichen Schema

zuerst auf 5 mm KBH, dann auf 10 mm KBH und abschliessend auf 15 mm KBH gespreizt. Nach jedem Schritt wurden die Tibiae RSA-geröntgt. Die sieben Tibiae der Gruppe 3 wurden bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz (dritte Spreizposition) gespreizt und auf die Höhen 5 mm, 10 mm, und 15 mm gespreizt. Nach jedem Schritt wurden die Tibiae wie bei der Gruppe 1 und Gruppe 2 RSA-geröntgt.



Abbildung 7: Spreizposition 1 (bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz) mit den verschiedenen Keilen (5, 10, 15 mm KBH). Ansicht von ventral und lateral.



Abbildung 8: Spreizposition 2 (bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz) mit den verschiedenen Keilen (5, 10, 15 mm KBH). Ansicht von ventral und lateral.



Abbildung 9: Spreizposition 3 (bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz) mit den verschiedenen Keilen (5, 10, 15 mm KBH). Ansicht von ventral und lateral.

3.3 Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA)

Die Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) ist ein Röntgenverfahren, welches präzise dreidimensionelle Messungen an Nativröntgenbildern ermöglicht. Mit dieser Methode können zum Beispiel Relativbewegungen zwischen Implantaten und umgebendem Knochengewebe oder Relativbewegungen nach Osteotomien gemessen werden. Für das RSA-Röntgenverfahren müssen die Knochen jedoch zuerst mit kleinen röntgendichten Metallkügelchen aus Tantal markiert werden. Die Analyse dieser Bewegungen kann durch wiederholte Untersuchungen im zeitlichen Verlauf durchgeführt werden [Selvik, Alberius, et al. 1983].

Mittels standardisierten Röntgenbildern kann so eine 3D-Migrationsanalyse erfolgen. Selvik definierte die RSA als "Wissenschaft von der Anfertigung von dreidimensionalen Bildern aus zweidimensionalen Röntgenaufnahmen, um primär geographische Charakteristika eines Objektes zu bestimmen" [Johnsson, Selvik, et al. 1990].

Die RSA wird in der Orthopädie in vielen Bereichen angewandt, da sie durch ihre hohe Präzision genaue Messungen von Implantat- und Knochenbewegungen bei Frakturen, Spondylodesen, Osteosynthesen, Gelenken oder Endoprothesen ermöglicht [Pape, Adam, et al. 2000; Ryd, Lindstrand, et al. 1987].

Für die Quantifizierung der Tibiakopfbewegungen nach der HTO hat sich die radiostereometrische Messung als sehr geeignet herausgestellt. Die Bewegungen des Tibiakopfes im Raum als Resultat der HTO können durch die RSA zeitnah mit einer Präzision von bis zu 0,3 mm quantifiziert werden.

3.3.1. Geschichte, Entwicklung und Anwendung der RSA in der Orthopädie

Der deutsche Physiker Wilhelm Konrad Röntgen entdeckte 1895 bei einem Experiment mit einer Kathodenstrahlröhre noch nicht bekannte Strahlen. Bereits drei Jahre nach der Entdeckung gab es erste stereometrische Röntgenversuche. DAVIDSSON versuchte mit Hilfe von Seidenfäden einen dreidimensionalen Raum zu definieren und den Strahlengang der Röntgenröhren zu rekonstruieren (Nivbrant, Karrholm, et al. 1996). Die erste Publikation über die „analytische Stereophotogrammetrie“ wurde 1958 von HALLERT veröffentlicht. LYSELL setzte dieses Verfahren 1969 erstmals in der Orthopädie ein. 1969 entwickelte der deutsche Wissenschaftler Koehnle die für die stereometrischen Analysen notwendigen mathematischen Algorithmen.

Die „Röntgen-Stereometrie-Analyse“ selbst wurde 1974 vom Schweden Göran Selvik entwickelt. Sie ist ein etabliertes, dreidimensionales Röntgenverfahren, welches exakte Messungen an planaren Röntgenbildern ermöglicht (Karrholm et al., 2006). Die hohe Präzision der Messungen erlaubt eine kleine Patientenzahl in den verschiedenen zu testenden Gruppen. In der Vergangenheit wurde RSA vor allem zur Beurteilung von Prothesenstabilität benutzt. Jedoch auch Wirbelkörperbewegungen nach Fusionsoperationen, Skelettwachstum, Frakturstabilität, Gelenkstabilität und Gelenkinematik wurden mit Hilfe von RSA untersucht. Die Methode wurde zuerst besonders in den skandinavischen Ländern populär.

Die RSA Technik erlaubt es, funktionelle Stabilität von Knochensubstanz zu messen. Mit Hilfe wiederholter Messungen können auf diesem Weg Relativbewegungen im Verlauf beurteilt werden. Um die Messungen durchführen zu können, ist keine strukturelle, trabekuläre Durchbauung notwendig, wie es bei anderen bildgebenden Verfahren der Fall ist.

So kann mit Hilfe von RSA eine frühe Beurteilung von Primärstabilität und knöcherner Integration stattfinden.

Bei der hervorragenden Biokompatibilität der Tantalummarker ergeben sich keine ethischen Einwände gegen *in vivo*-Testungen von Knie- oder Hüftimplantaten.

In neueren Arbeiten wurden die Stabilität von Osteosynthesen, beispielsweise nach Tibiakopfumstellungen oder Spondylodesen der Lendenwirbelsäule, untersucht (Magyar et al., 1999; Pape et al., 2000; Pape et al., 2002; Pape et al., 2004; Pape et al., 2005; Tjornstrand et al., 1981). RSA wurde ebenfalls bei kinematischen Untersuchungen bei Bandlaxitäten bzw. Bandersatz eingesetzt (Adam et al., 2001). Auch die Stabilität von kniegelenksnahen Osteosynthesen wurde schon röntgenstereographisch untersucht (Pape et al., 2004).

Die Datenverarbeitung hat sich über die Jahre mit der Verbesserung der Computertechnik deutlich verändert. Sie ist inzwischen weniger zeitintensiv und genauer als zu Beginn der RSA. Seit 1984 existiert eine Software zur rechnergestützten Analyse der Röntgenbilder. In der Folge wurde die RSA-Methode durch Weiterentwicklung der Programme und die Verwendung von immer schnelleren Rechnern optimiert, was eine breite Anwendung der Methode ermöglichte. Seit 1997 existiert eine automatisierte Software (UmRSA®, Umea/Schweden), bei der die Röntgenbilder mit Durchlichtscannern in das Computersystem eingelesen werden können. Hierdurch entfällt das manuelle Digitalisieren der Röntgenfilme, was zuvor in zeitaufwendiger und fehlerträchtiger Technik an einem Durchleuchtungstisch erfolgte (Ryd et al., 2000). Mit der RSA können die Marker in den Röntgenbildern semiautomatisch und punktgenau zentriert eingelesen werden, wodurch sich die tatsächliche Genauigkeit der RSA weiter verbessert (Borlin et al., 2002; Biedermann et al., 2001).

In der Literatur findet sich gelegentlich eine andere Terminologie. Die Ausdrücke Radiostereometrie, radiostereometrische Analyse und Röntgen-Stereometrie-Analyse können synonym verwendet werden. Die Abkürzung „RSA“ vereint alle 3 Optionen.

3.3.2. Prinzip der Röntgen-Stereometrie-Analyse-Technik

Durch eine simultane Anfertigung von zwei stereometrischen Röntgenbildern, können durch komplexe Berechnungen dreidimensionale Bewegungen (Migrationen) eines Objektes im Strahlengang berechnet werden. Voraussetzung für die Berechnung ist, dass das Objekt in dem dafür vorgesehenen Kalibrierungskäfig positioniert ist. Die beiden Röntgenröhren stehen dabei in einem Winkel von 90° zueinander. Lageänderungen der Tantal-Marker untereinander können somit zwischen den einzelnen Untersuchungen bestimmt werden.

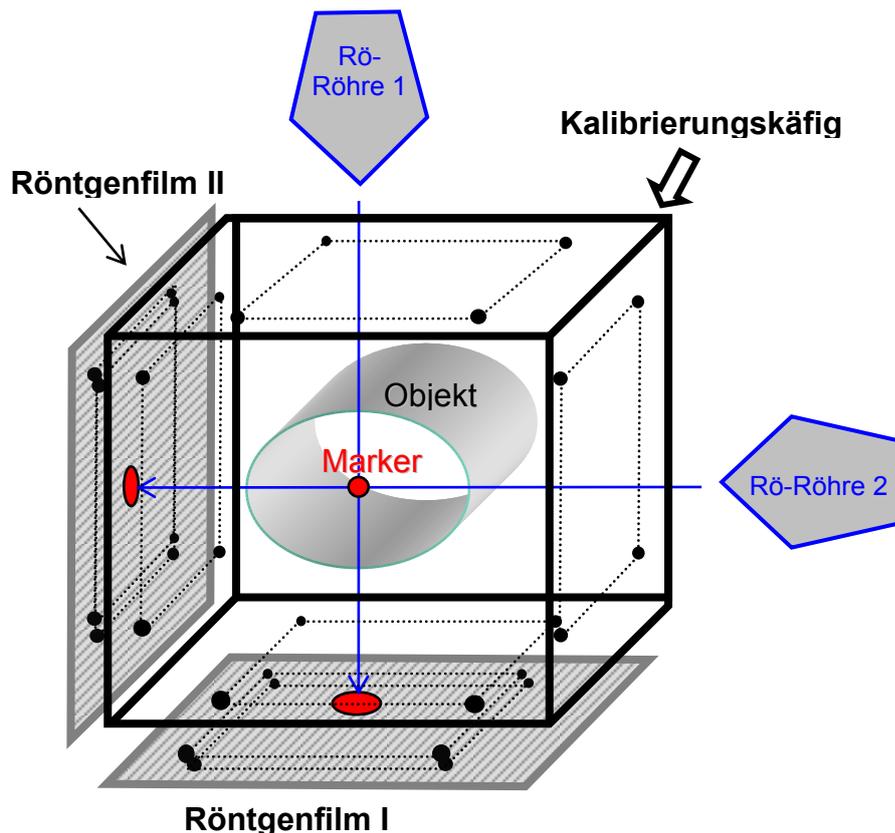


Abbildung 10: Schematische Darstellung der RSA-Technik. Das mit Tantalummarker markierte Objekt wird in die Mitte des Kalibrierungskäfigs gelegt. Dann erfolgen simultan zwei stereographische Röntgenaufnahmen mit zwei konventionellen, in einem Winkel von 90° zueinander montierten Röntgenröhren. Die Tantalummarker des Objektes und die des Kalibrierungskäfigs werden so auf den beiden Röntgenfilmen abgebildet.

3.3.3. Arbeitsschritte der Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA)

Die RSA-Untersuchungen bestehen aus vier Arbeitsschritten:

1. RSA-Markierung
2. RSA-Röntgen
3. RSA-Bildverarbeitung
4. RSA-Auswertung

3.3.3.1. RSA-Markierung

Um RSA-Messungen durchführen zu können, müssen die Knochen zuerst mit röntgendichten Tantalumkügelchen markiert werden. Tantal ist ein Metall aus der Vanadium-Gruppe (5. Nebengruppe im Periodensystem der Elemente) und hat durch seine Atomzahl von 73 und seiner grossen relativen Atommasse (180,95 Dalton) eine sehr hohe Röntgendichte. Somit ist dieses Metall besonders gut zur Visualisierung der Marker in Röntgenbildern geeignet. Dieses Metall wird seit 1940 in der Medizin verwendet und hat seine Biokompatibilität in Langzeitstudien als in keiner Weise den Patienten beeinträchtigend bewiesen (Nivbrant B., Karrholm, et al. 1996; Selvik 1989).

Zur Messung der Migrationsbewegungen durch die medial aufklappende Osteotomie der Tibiae wurden insgesamt 12 Tantal­k­ü­gel­chen mit einem Durchmesser von 1,0 mm pro Tibiakopf verwendet. Davon wurden sechs Tantal­k­ü­gel­chen (Markierungsstellen 1 bis 6) proximal des vorgesehenen Osteotomiespaltes, und sechs Tantal­k­ü­gel­chen (Markierungsstellen 7 bis 12) distal des vorgesehenen Osteotomiespaltes an vorher definierten Stellen in den Knochen implantiert .

Diese grosszügige Anzahl an Markern wurde gewählt, weil mit der Anzahl der Marker die Genauigkeit der Messungen erhöht wird.

Die Tantalummarker wurden mit dem dafür vorgesehenen Implantationswerkzeug der Firma RSA BioMedical Innovation AG eingesetzt. Das Implantationswerkzeug ermöglicht eine genaue Positionierung der Tantalmarker. Ein Federmechanismus beschleunigt dabei einen Bolzen, der die Tantal­k­ü­gel­chen präzise und fest in den kortiko-spongiosen Bereich des Knochens hineinschiesst.

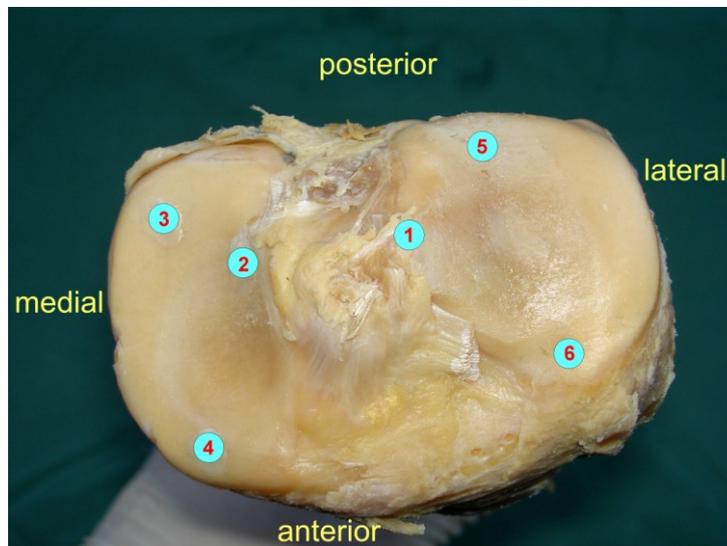


Abbildung 11 : RSA Markierungsstellen 1-6 proximal des Osteotomiespaltes (apikale Ansicht)

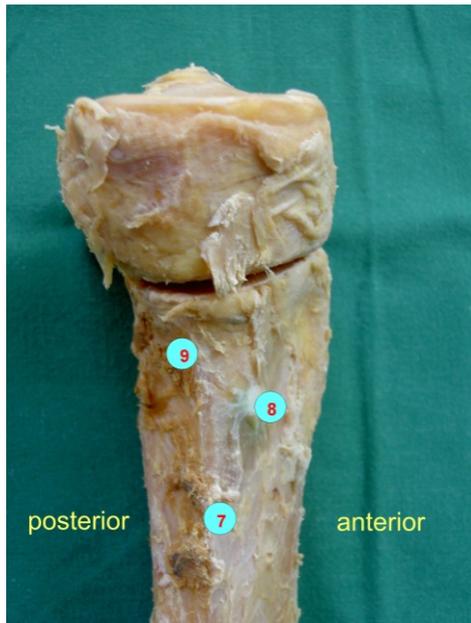


Abb. 12: RSA Markierungsstellen 7-9
(mediale Ansicht)

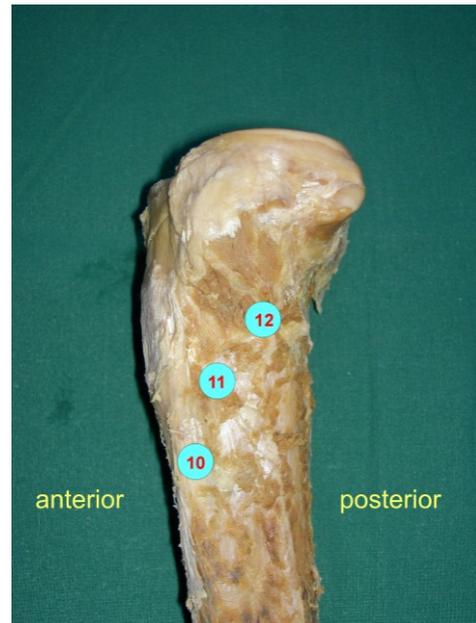


Abb. 13: RSA Markierungsstellen 10-12
(laterale Ansicht)

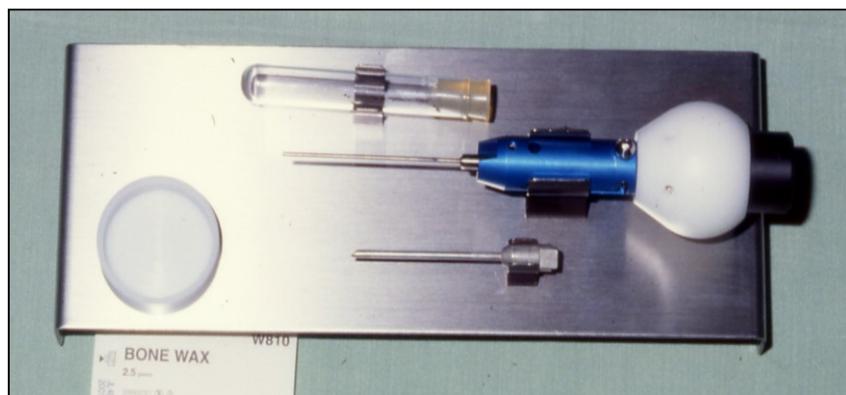


Abbildung 14: Implantationswerkzeug der Firma RSA BioMedical Innovations AB,
Umea/Schweden

3.3.3.2. RSA-Röntgen

In der vorliegenden Studie wurden simultane RSA-Aufnahmen anhand von zwei verschiedenen Röntgenröhren gemacht. Zum einen handelte es sich um eine festinstallierte Röhre (Philips Optimus Bucky Diagnost HT 04016658) und zum anderen um eine mobile Röhre (Siemens Mobilette E 04014694). Die verwendeten Röntgenfilme hatten ein Maß von 24 x 30 cm. Der Abstand betrug für beide Röhren 100 cm. Die Aufnahmen erfolgten in Hartstrahltechnik.

Ebenso wurde ein biplanarer RSA-Käfig verwendet. Der Kalibrierungskäfig (Modell biplanar, Käfigtyp 10) der Firma RSA BioMedical Innovations AB (Ulmea/Schweden) hat die Maße 33,5 cm (Länge) x 30 cm (Tiefe) x 29,5 cm (Höhe) und ist seitlich jeweils mit Röntgenkassettenhaltern der Firma AGFA, Typ Curix HC 500 G mit dem Filmformat 24 x 30 cm ausgestattet. Der aus Plexiglas bestehende Kalibrierungskäfig beinhaltet jeweils 19 Tantalmarker im Winkel von 90° zueinander, die als Referenz für die zu messenden Marker aus Tantal im Inneren des Käfigs (im Objekt) dienen. Vor den Röntgenkassetten befinden sich zwei Streustrahlenraster, welche zur Reduktion der Streustrahlen zur schärferen Abbildung des Objektes und der Röntgenmarker auf dem Röntgenbild führen.

Der Kalibrierungskäfig wurde auf dem Röntgentisch positioniert, und die zwei Röntgenröhren wurden in einem Winkel von 90° zueinander auf den Käfig ausgerichtet. Dabei wurde die festinstallierte Röntgenröhre (Philips Optimus Bucky Diagnost HT 04016658) von oben senkrecht auf den Käfig ausgerichtet und die mobile Röhre (Siemens Mobilette E 04014694) senkrecht zur ersten Röhre horizontal auf den Käfig ausgerichtet. Unter dem Käfig und in der vertikalen Seitenwand des Käfigs wurde jeweils eine Röntgenkassette mit dem Filmformat 24 x 30 cm (der Firma AGFA, Typ Curix HC 500 G) positioniert. Es wurde somit auf jedem Röntgenfilm ein Fokus abgebildet. Der Focus 1 wurde durch die festinstallierte Röntgenröhre im antero-posterioren (AP-) Strahlengang belichtet; Focus 2 durch die mobile seitlich gerichtete Röntgenröhre im streng seitlichen Strahlengang. Bei der Ausrichtung der Röhren muss man darauf achten, dass die durch die Lichtvisiere beider Röhren erzeugten Kreuze senkrecht zueinander ausgerichtet sind. Der Schnittpunkt der Strahlengänge sollte sich über dem Bereich des Osteotomiespaltes befinden um ein präzises Bild der zu untersuchenden Region der Tibia zu erhalten. Dem entsprechend wurden die Tibiae im Kalibrierungskäfig positioniert (siehe Abb. 17)

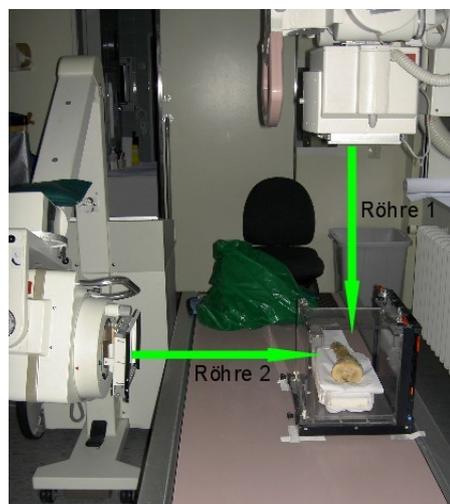


Abbildung 15: Ausrichten der beiden Röntgenröhren auf den RSA-Kalibrierungskäfig in einem Winkel von 90° zueinander.

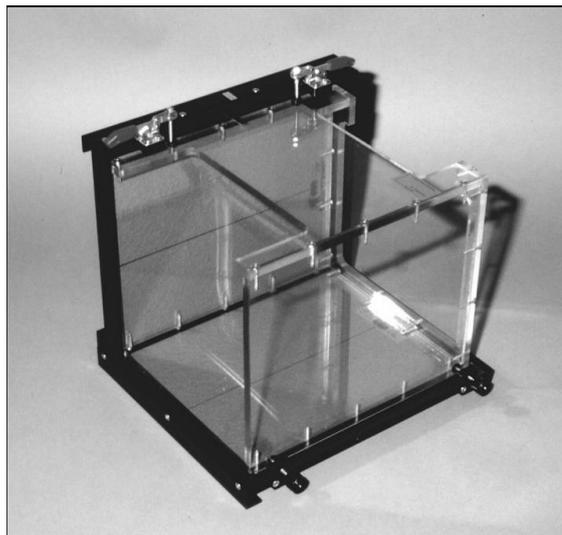


Abbildung 16: biplanarer RSA-Kalibrierungskäfig zur Untersuchung der Extremitäten (RSA BioMedical Innovations AB, Ulmea/Schweden)

Das Röntgen erfolgte simultan in zwei Ebenen mittels zweier in 90°-Stellung positionierter konventioneller Röntgenröhren. Dadurch entstehen jeweils zwei Foki, welche durch die Lage der Tantalmarker des Kalibrierungskäfigs zugeordnet werden können (Selvik, Alberius et al. 1983).

Die genaue Positionierung der Röhren, des Kalibrierungskäfigs, und der Tibiae ist für die spätere Rekonstruktion der Röhren-Positionen bei der RSA-Auswertung wichtig und entscheidend für die Genauigkeit der Untersuchung (Ryd, Yuan, et al. 2000). Aus diesem Grund gilt es, vor und während eines Röntgenzyklusses das Objekt im von den Kontrollmarkern vorgegebenen gedachten Rechteck zu belassen.



Abbildung 17: exakte Positionierung der Tibia im Kalibrierungskäfig

Da die Migrationen als Folge der medial aufklappenden Osteotomie untersucht werden soll, musste vor der Osteotomie zuerst ein Nativröntgenbild jeder Tibia erstellt werden. Anschliessend wurden die Tibiae zu drei festgelegten Zeitpunkten RSA-geröntgt.

Die 19 Tibiae wurden somit vor der Osteotomie, bei Spreizung mit einem Keil mit einer KBH von 5 mm, 10 mm und 15 mm RSA-geröntgt. Während der Untersuchung wurde jede Tibia somit vier Mal geröntgt.

Tibia	prä-operativ	Gespreizt mit Keil von 5 mm KBH	Gespreizt mit Keil von 10 mm KBH	Gespreizt mit Keil von 15 mm KBH
1 bis 6	✓	✓	✓	✓
7 bis 12	✓	✓	✓	✓
13 bis 19	✓	✓	✓	✓

Abbildung 18: Übersicht der Röntgenzeitpunkte

Zu jedem Röntgenzeitpunkt entstanden pro Tibia zwei Röntgenbilder, ein AP-Bild und ein seitliches Bild, auf denen neben den Kalibrierungsmarkern auch die zwölf Tantalmarker, welche in die Tibia eingesetzt worden waren, abgebildet wurden. Während der Untersuchung entstanden somit für jede Tibia vier Röntgenbildpaare. Insgesamt entstanden für die 19 verwendeten Tibiae während der Untersuchung 152 Röntgenfilme.

3.3.3.3. RSA-Bildverarbeitung

Die RSA-Röntgenbildpaare wurden entsprechend der Spreizposition und der Keilbasishöhe der verwendeten Keile beschriftet und geordnet. Um dreidimensionale Messungen mit der UmRSA-Software an den Röntgenbildern durchführen zu können, mussten die Bilder mittels eines handelsüblichen Personalcomputers weiterverarbeitet werden.

Zum Einlesen der Röntgenbilder in das Computersystem wurde ein Präzisionsdurchlichtscanner in Flachbettbauweise (Mirage II SCSI, UMAX GmbH, Deutschland) benutzt unter Verwendung des zugehörigen Scanprogrammes (MagicScan 32, Version 4.3, UMAX GmbH, Deutschland). Die Röntgenbilder wurden mit einer Auflösung von 300 dpi (dots-per-inch) eingelesen. Für die Verarbeitung der Röntgenbilder und die RSA-Berechnungen wurde ein handelsüblicher Personalcomputer (Dell-Desktop-PC, Pentium III, 128MB RAM, 12GB Festplattenspeicher, Dell Computer-Systems AG, Deutschland) verwendet. Die RSA-Bildverarbeitung erfolgte mit Hilfe der aktuellen RSA-Programme zur digitalen Bildanalyse (UmRSA Digital Scan 1.0 und UmRSA Digital Measure 1.0, RSA BioMedical Innovations AB, Umea/Schweden) welche aufeinander aufbauen. Die Verwaltung der RSA-Daten und die Berechnung der Bewegungsanalyse wurden mit dem weiterentwickelten RSA-Programm (UmRSA 4.0, RSA BioMedical Innovations AB, Umea/Schweden) des Entwicklers der RSA-Methode durchgeführt (Selvik, 1978; Selvik et al., 1983).

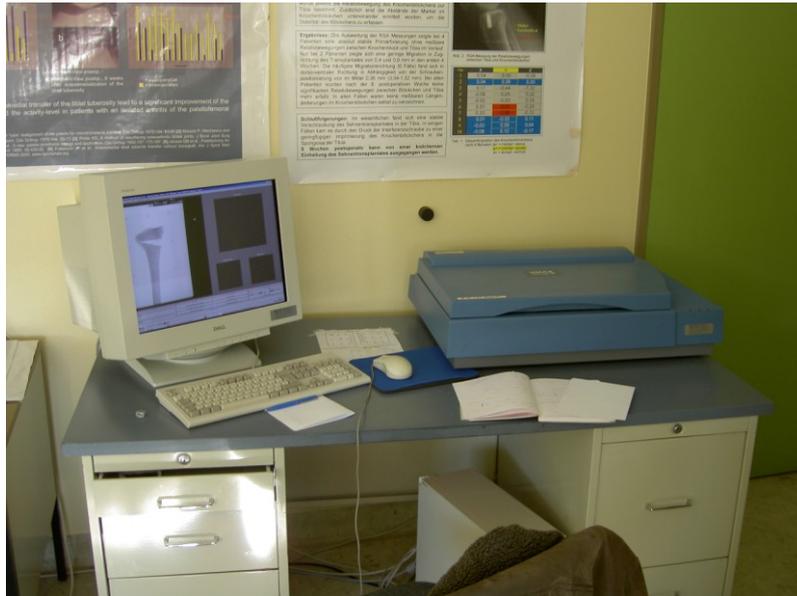


Abbildung 19: RSA-Arbeitsplatz mit Computer, DIN A3 Durchlichtscanner, und großem Bildschirm zur Bildverarbeitung.

Die Bildverarbeitung beginnt mit dem Einscannen der Röntgenbildpaare durch den Präzisionsflachbettscanner. Dann müssen alle auf den eingescannten Röntgenbildern abgebildeten Tantalmarker eindeutig identifiziert werden. Ein Teil der Markierungen entspricht den Tantalmarker in dem Kalibrierungskäfig welche besonders wichtig sind zu identifizieren. Diese Marker sind in einem Rechteck bestehend aus 9×2 Tantalmarkern angeordnet. Die Anzahl der Tantalmarker oben links dieses Rechtecks unterscheidet den Fokus 1 (anterior-posteriorer Strahlengang) vom Fokus 2 (seitlicher, lateraler Strahlengang). Beim Fokus 1 ist ein zusätzlicher Kalibrierungsmarker zu den üblichen 9×2 Käfigmarkern oben links des Rechtecks eingebracht. Diese Markierungen bestimmen die Bildkoordinaten, welche als Grundlage für die Berechnung der Relativbewegungen der Objektsegmente im Raum dienen.

Durch die Verwendung der digitalen RSA-Software ist es möglich, automatisch nach Angabe je zweier Käfigmarker in zwei verschiedenen Ebenen, die Käfigkoordinaten zu berechnen. Dem Programm wird angegeben, dass ein uniplanarer Kalibrierungskäfig benutzt wird. Die Geometrie und Anordnung der Käfigmarker sind dem Programm damit bekannt.

Neben den im Rechteck angeordneten Kalibrierungsmarkern werden die zwölf Objektmarker im kortiko-spongiösen Bereich der Tibiassegmente gescannt, und acht davon werden zur späteren Berechnung identifiziert werden. Zur korrekten Bildverarbeitung ist eine Mindestanzahl von drei Objekt-Markern erforderlich. Die einzelnen Objektmarker erhalten manuell eine Identifikationsnummer (ID-Nummer), welche eine eindeutige Zuordnung zu dem proximal bzw. distal der Osteotomie gelegenen Tibiassegment erlaubt. Diese Tibiassegmente oder auch Bewegungssegmente sind eine Gruppe von Markern, die sich im gleichen Segment befinden und sich untereinander nicht bewegen sollten. In der Untersuchung geht es nur um die Mikrobewegungen der Segmente untereinander. Wichtig ist, dass die Identifikationsnummern der verschiedenen Tantalmarker in den Folgeuntersuchungen immer exakt die gleiche bleiben, da sonst grosse Positionsänderungen einzelner Marker innerhalb eines Tibiassegmentes resultieren würden.

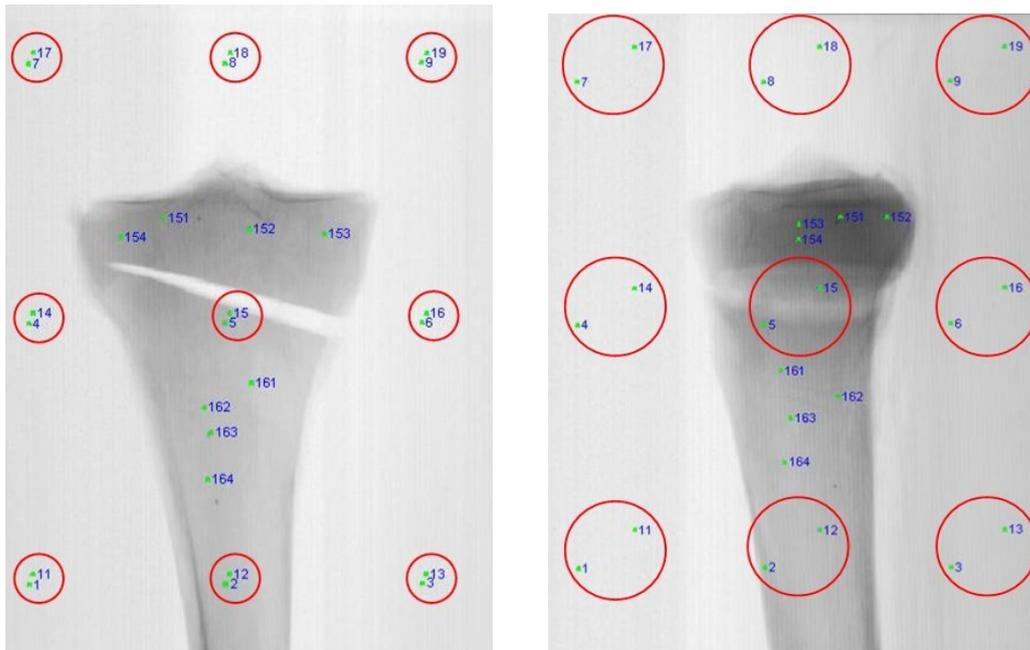


Abbildung 20 und 21: RSA-Röntgenbilder eines mit Tantalmarkern markierten Tibiakopfes im AP-Strahlengang (Fokus 1) und im seitlichen Strahlengang (Fokus 2). Die Kalibrierungsmarker des Käfigs sind mit roten Kreisen hervorgehoben.

Die Software nimmt automatisch die Marker aus der Berechnung heraus, deren exakte Zuweisung in den Folgeuntersuchungen nicht möglich ist. Die Nummerierung der Tantalmarker erfolgt mittels eines dreistelligen Nummersystems. Die Marker im proximal des Osteotomiespaltes gelegenen Segmentes erhalten die ID-Nummern 151, 152, 153, und 154. Die Marker im distal des Osteotomiespaltes gelegenen Segmentes erhalten die ID-Nummern 161, 162, 163, und 164. Diese sorgfältige manuelle Nummerierung ist Voraussetzung für die Berechnungen der Mikrobewegungen der Tibiassegmente untereinander.

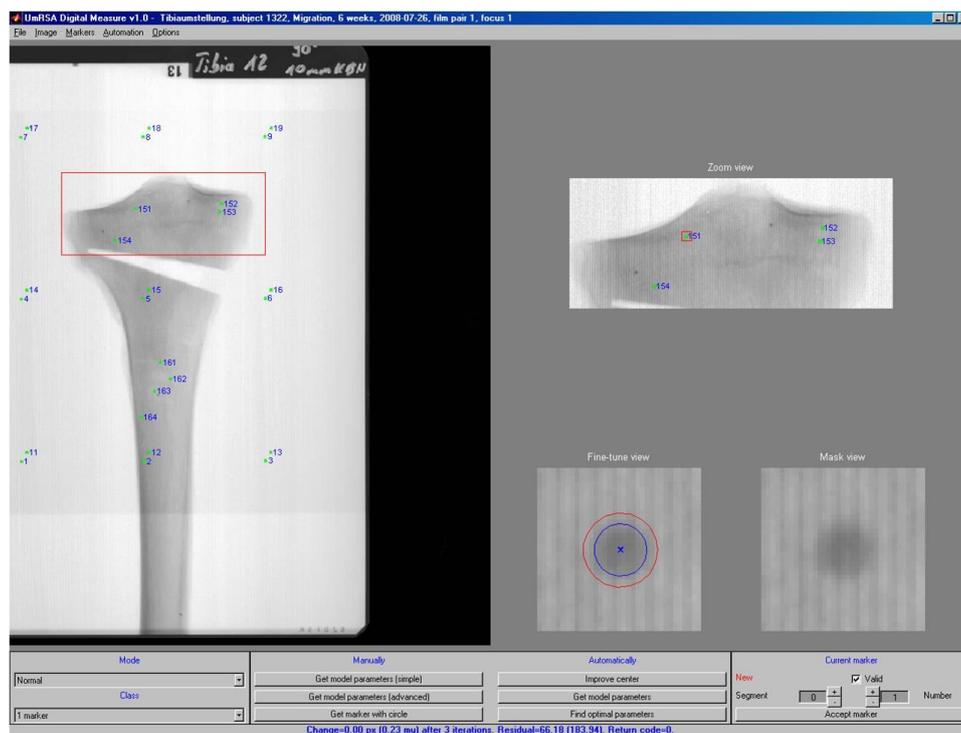


Abbildung 22: Benutzeroberfläche des UmRSA-Digital-Measure-Programms zur Digitalisierung der Röntgenbilder und Berechnung der Bildkoordinaten. Übersichtsbild mit

Nummerierung aller Käfig- und Objektmarker (linke Bildhälfte). Ausschnittsvergrößerung des Bildes (rechts oben) und Detailvergrößerung eines Einzelmarkers (rechts unten) zur Kontrolle der automatischen Markeridentifikation.

Die verwendeten Tantalmarker haben einen Durchmesser von 1 mm. Um präzise Messungen zu erhalten, ist es notwendig, dass der Punkt der Marker zusätzlich noch zentriert wird. Diese Zentrierung der Tantalmarker basiert auf der geringeren Dichte der Tantal kugeln im Randbereich. Durch aufwendige mathematische Berechnungen kann das Zentrum jedes einzelnen Tantalmarkers exakt bestimmt werden.

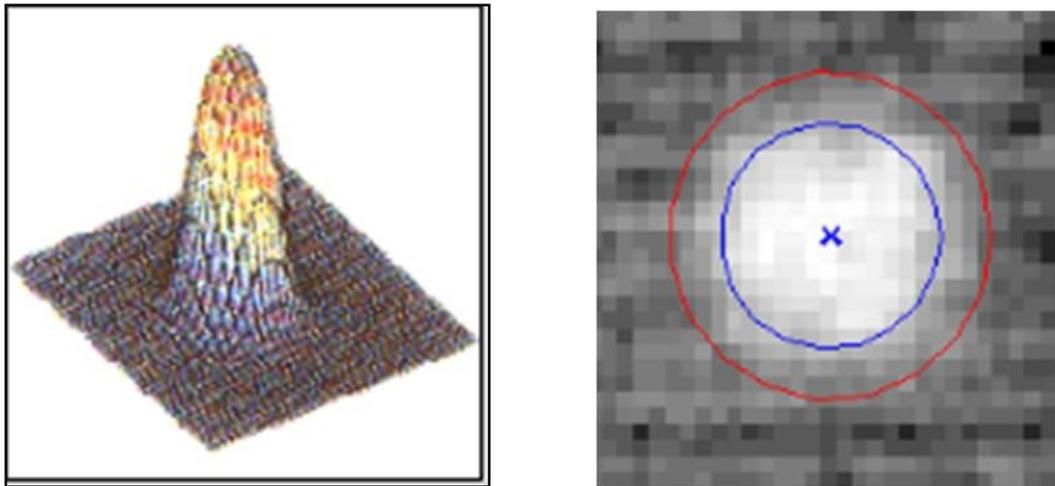


Abbildung 23: Mathematisches Modell der RSA-Software zur optimalen Ermittlung des Zentrums der Tantal kugeln.

3.3.3.4. RSA-Auswertung

Zur RSA-Auswertung der Röntgenbilder wurde folgende computertechnische Hardware benutzt: ein handelsüblicher Personalcomputer mit digitaler RSA-System Software (Digital UMRSA, BioMedical Innovations AB, Umea/Schweden), ein großformatiger Flachbettscanner (Modell Mirage 2, 300 dots per inch Auflösung, Umax, Deutschland), die Scan-Software Magic Scan 32 Version 4.3 (Umax, Deutschland) und UmRSA Digital Scan RSA Images for Measuring Version 1.0 (UmRSA BioMedical Innovations AB, Umea/Schweden, Version 1999). Die beiden Programme UmRSA Digital Scan und UmRSA 4.0 bauen aufeinander auf und greifen auf eine gemeinsame komplexe Datenbank zurück, in welcher alle benötigten RSA-Daten abgespeichert sind.

Nach dem Zuordnen der Segmente und Marker werden die Werte in die UmRSA Software exportiert und es erfolgt die Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten aller implantierten Tantalmarker (Objektmarker). Diese Berechnung ist die Voraussetzung für die Messung von Segmentbewegungen.

Zur Berechnung eines dreidimensionalen Raumes sind drei Berechnungsschritte notwendig:

1. Umwandlung von 2D-Bildkoordinaten der beiden Röntgenfilme in so genannte „Laborkoordinaten“
2. Bestimmung der Röhrenposition in Relation zum Kalibrierungskäfig
3. Berechnung der 3D-Positionen jedes implantierten Tantal-Markers im Raum

Die Käfigkoordinaten werden nach Angabe von 2 Kontrollmarkern durch die RSA-Software berechnet. Die eingescannten Bildkoordinaten der simultan angefertigten Röntgenbilder sind wegen der Vergrößerung und der divergierenden Strahlengänge der Röntgenröhre verzerrt. Diese Verzerrung gilt es zu berücksichtigen. Die vorhandene Software kann diese Verzerrung (Abweichung) der divergierenden Marker mathematisch berechnen (siehe Formel in Abbildung 24) und somit eine noch exaktere Positionierung der Marker im virtuellen Raum erreichen. Man spricht dann von einem „korrigierten Laborkoordinatensystem“ anhand dessen eine genaue Positionierung der Marker im dreidimensionalen Raum möglich ist.

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i^2}$$

n = Anzahl der virtuellen Marker
r_i = radialer Fehler (i = 1...n)

Abbildung 24: mathematische Formel zur Berechnung der Abweichung.

In einem zweiten Schritt kann auf Grundlage von diesem korrigierten Laborkoordinatensystem die genaue Position der beiden Röntgenröhren in Relation zum Kalibrierungskäfig ermittelt werden. Hierzu werden die auf den Röntgenbildern abgebildeten Kontrollpunkte des Kalibrierungskäfigs in das Laborkoordinatensystem übertragen und die jeweils gegenüberliegenden korrespondierenden Kontrollmarker des Käfigs werden virtuell mit einer Geraden verbunden. Unter der Annahme, dass sich bei idealer Digitalisierung die Geraden aller Kontrollpunkte in einem käfigfernen Punkt schneiden, der dem Fokus der Röntgenröhre entspricht, kann dieser Brennpunkt mit Hilfe einer Näherungsformel bestimmt werden.

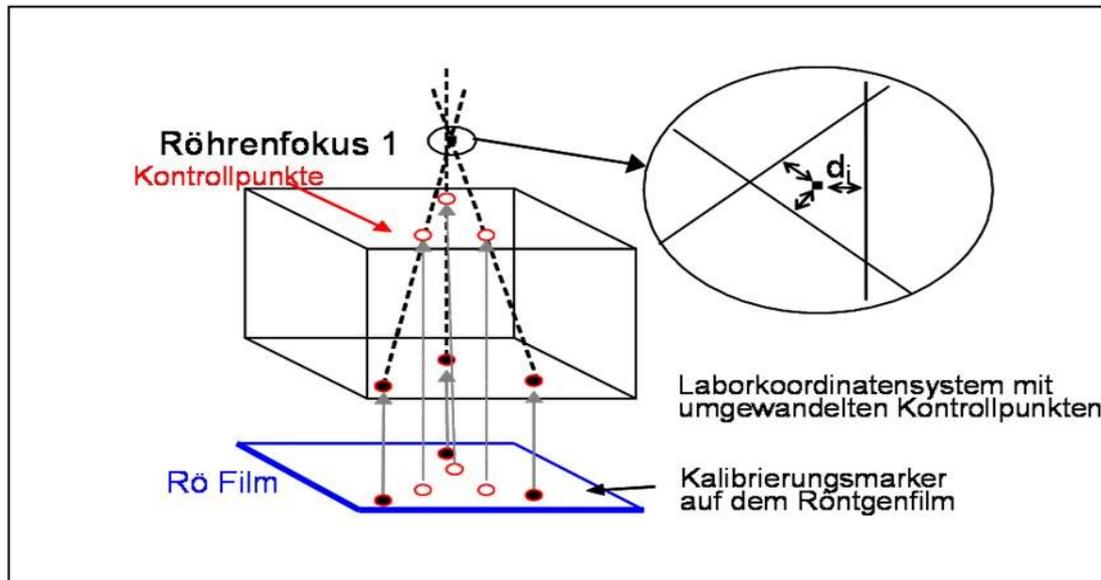


Abbildung 25: Ermittlung der Brennpunktkoordinaten beim RSA-Verfahren

Bei geringen Messfehlern kommt es zu geringen Abweichungen der Geraden vom idealen Schnittpunkt. In diesem Fall wird die genaue Lage des Röhrenbrennpunktes mit folgender Näherung bestimmt:

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i^2}$$

n = Anzahl der Kontrollpunkte
 d_i = Abstand zwischen den berechneten Geraden i und dem berechneten Fokus

Abbildung 26: Näherungsformel zur Berechnung des Röntgenröhrenbrennpunktes

Durch die Ermittlung der genauen Röntgenröhrenpositionen ist es möglich den Strahlengang des gesamten Aufbaus vollständig zu rekonstruieren.

Im letzten Berechnungsschritt wird jetzt die 3D-Position jedes implantierten Tantalmarkers im Raum berechnet. Hierzu werden zwei Geraden im Laborkoordinatensystem berechnet, welche die Filmposition der Tantalmarkers mit dem jeweiligen Röhrenbrennpunkt verbinden.

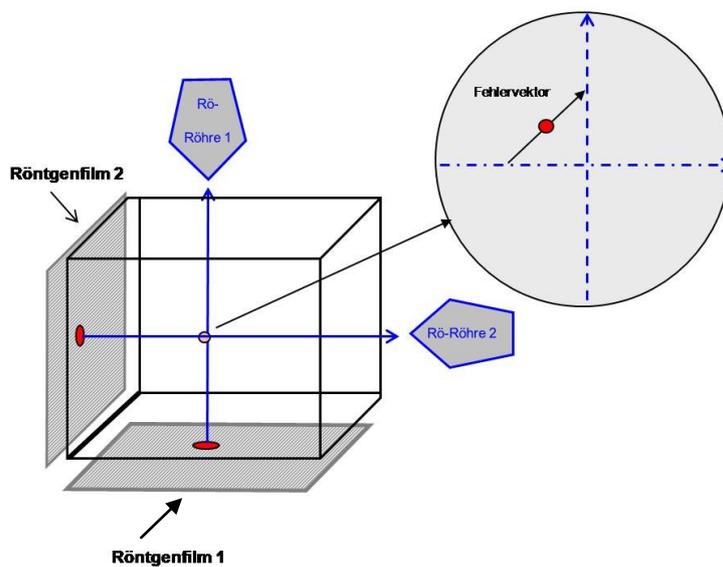


Abbildung 27: Ermittlung der 3D-Markerpositionen im Laborkoordinatensystem und Bestimmung des Fehlvektors der sich kreuzenden virtuellen Hilfslinien.

Idealerweise schneiden sich die beiden Geraden innerhalb des Kalibrierungskäfigs in einem Punkt, welcher der ursprünglichen Markerposition im Kalibrierungskäfig entspricht. Sind die beiden Röntgenröhrenbrennpunkte bekannt, werden zwei digitale Schnittlinien durch die Objektmarker gelegt, womit der Computer die 3D-Position der Marker über Strahlensätze im Raum errechnen kann.

Wegen geringfügigen Toleranzen schneiden sich die Geraden nicht immer in einem Punkt, dem Objektmarker. Der Schnittpunkt (= Objektmarkerposition im Koordinatensystem) ist deswegen nicht immer eindeutig. Aus diesem Grund wird er als Mittelpunkt der Linie definiert, die den kleinsten Abstand zur Geraden besitzt. Dieses Vorgehen gibt gleichzeitig einen Fehlvektor (siehe Abbildung 27) vor, der eine Kontrolle der Genauigkeit der Messung ermöglicht. Wird ein bestimmter, vom Computerprogramm vorgegebenen Grenzwert überschritten, wird dies vom System angezeigt.

Für jeden einzelnen Objektmarker wiederholt das Programm diesen letzten Schritt auf Basis der Ergebnisse der ersten beiden Berechnungen, und kontrolliert auf diese Weise jeden einzelnen Objektmarker. Die Basis für diese Kontrolle sind somit die Schnittlinien zwischen Röhrenbrennpunkt und virtueller Markerposition im 3D-Raum.

Sind die Marker in verschiedenen Untersuchungen sicher identisch bezeichnet, können so auf der Grundlage dieser Vorberechnungen Positionsveränderungen und somit Relativbewegungen der Segmente zueinander berechnet werden. Diese Relativbewegungen werden auch als Migrationen bezeichnet.

Durch die dargestellte Benutzeroberfläche werden die errechneten dreidimensionalen Markerpositionen systematisiert und veranschaulicht. Die Objektmarker werden verschiedenen Bewegungssegmenten (Tibia proximal (15) und Tibia distal (16) des Osteotomiespaltes) zugeordnet.

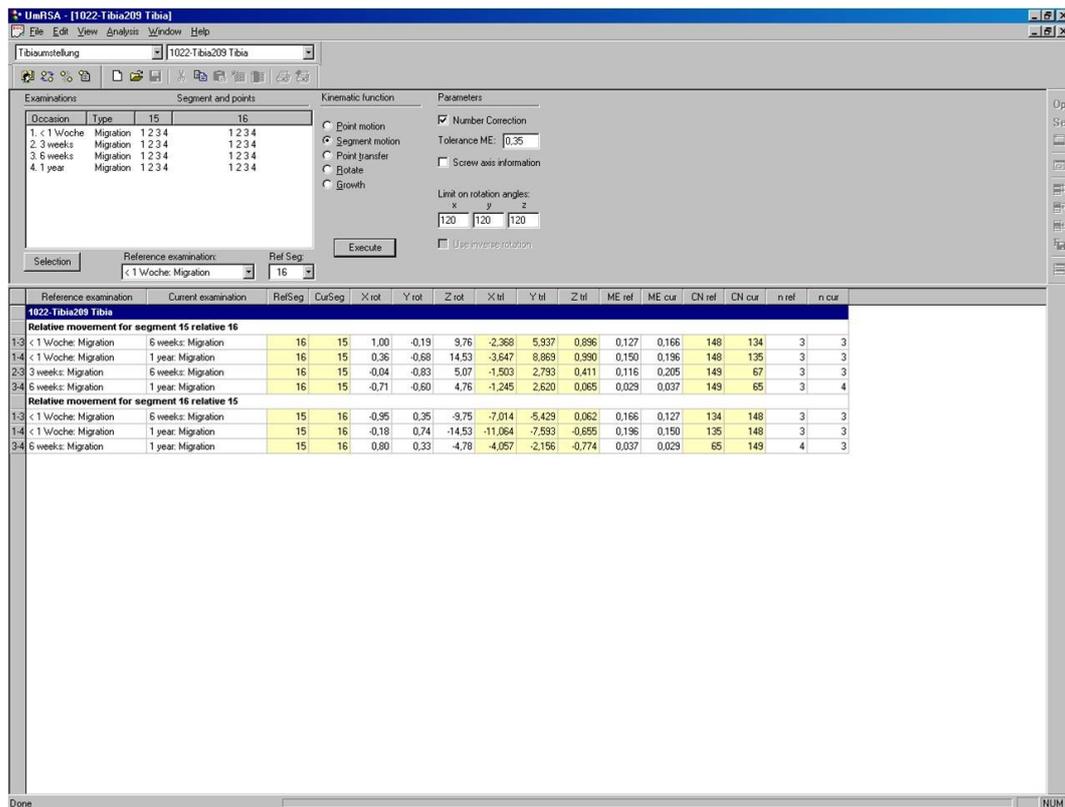


Abbildung 28: Benutzeroberfläche des UmRSA-Measure-Programms zur Berechnung der Translation (mm) und Rotation (°) zwischen den beiden Tibiasegmenten nach medial aufklappender Osteotomie.

In allen Versuchsreihen wurde die distale Tibia als stationäres Referenzsegment und die proximale Tibia als mobiles Segment definiert. Es wurde dabei der Tatsache Rechnung getragen, dass das distale Tibiasegment das besser fixierte Segment war. Gemessen wurden die Relativbewegungen der Segmente untereinander. Die Nomenklatur Segment 15 und Segment 16 können synonym für das proximale bzw. distale Tibiasegment verwendet werden.

3.3.4. Zusammenfassung der Einzelmarker in Polygone (Bewegungsanalyse)

Die Marker jedes Segmentes (proximales und distales Tibiassegment) werden als eigenständige Polygone zusammengefasst. Polygone sind räumliche Objekte, die durch die Verbindung aller Marker eines Bewegungssegmentes entstehen. Die Polygone sollten idealerweise (bei Stabilität der Marker im Segment) ihre Form im Laufe der Untersuchungen nicht ändern.

Segmentbewegungen sind Bewegungen der Polygone untereinander. Innerhalb dieses mathematischen Modells wird die Stabilität jedes einzelnen Markers zu dem Polygon berechnet. Weicht nun ein Marker des Polygons um mehr als 0,2 mm von der Voruntersuchung ab, bewegt er sich relativ zu den anderen Markern deutlich zuviel. Der Marker wird aus der Berechnung ausgeschlossen und ein neues Polygon wird berechnet. Der Computer berechnet das Ganze indem er präzise Winkel und Geraden der Polygone berechnet, und diese zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten vergleicht. Dieses Ausschlussverfahren einzelner zu weit abweichender Marker wird als „test of rigid body model“ bezeichnet (Selvik, 1989). Die Präzision der Berechnungen steigt mit der Anzahl der Objektmarker pro Segment.

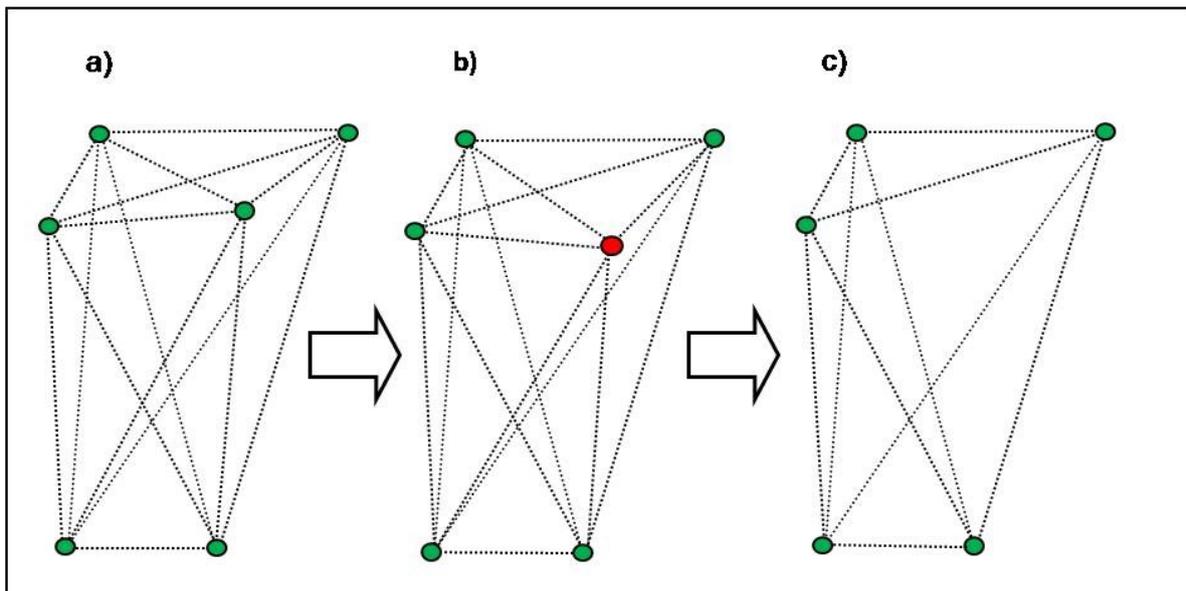


Abbildung 29: a) Darstellung eines Polygons
b) bei einer relativ zu deutlichen Bewegung eines Markers (rot) verformt sich das Polygon. Der betroffene Marker wird aus der Berechnung genommen.
c) ein neues Polygon wird berechnet

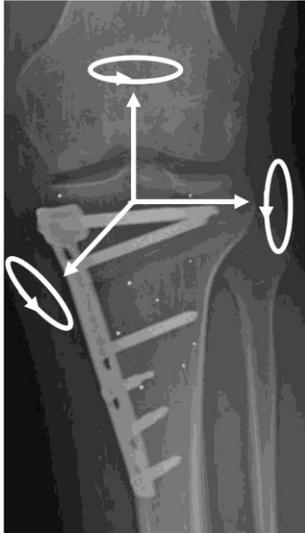
Die geometrische Qualität eines Polygons wird mit Hilfe der so genannten „condition number“ angegeben. Eine hohe condition number bedeutet eine Verformung des Polygons im Grenzgebiet, wodurch sich die Messgenauigkeit verringert.

Wenn dann die endgültigen Polygone berechnet sind, können die Migrationen zwischen den Segmenten ermittelt werden. Werden mehrere Untersuchungen einer Tibia zu unterschiedlichen Zeitpunkten auf diese Weise bearbeitet, können Relativbewegungen der Segmente zwischen den einzelnen Kontrollen angegeben werden. Voraussetzung dafür sind jedoch die konstanten Käfigmarker. Die Migrationszeitpunkte können frei gewählt werden.

Nach der Bestimmung eines stationären Referenzsegmentes erfolgt nun die Migrationsanalyse. Relativbewegungen eines anderen Segmentes zu diesem Referenzsegment können im Untersuchungsverlauf ermittelt werden.

Die Migrationsanalyse ist auf drei verschiedenen Arten möglich:

1. Positionsänderungen (*growth rate*): es werden Distanzänderungen der einzelnen Marker zwischen den einzelnen Untersuchungen festgestellt. Eine Bewegungsrichtung ist dabei nicht erkennbar.



2. Einzelmessung (*point motion*): hierbei wird die Lageänderung einzelner Marker relativ zu einem Bewegungssegment bestimmt. Diese Analyse hat gegenüber der Segmentanalyse (siehe unten) einen höheren Messfehler.
3. Segmentbewegungsanalyse (*segment motion*): dreidimensionale Bewegungsanalyse auf Segmentebene. Diese Bewegungsanalyse ist jedoch nur dann möglich, wenn mindestens drei valide Marker pro Segmentebene vorhanden sind. Diese Variante weist eine höhere Messgenauigkeit auf. Nur mit ihrer Hilfe ist eine vollständige Migrationsanalyse inklusive der Rotation möglich.

In der vorliegenden Studie wurde soweit möglich versucht die Segmentbewegungsanalyse durchzuführen, jedoch mussten wir meistens auf die Einzelmessung zurückgreifen.

Um die Migrationsrichtungen einheitlich angeben zu können, wird ein dreischenkliges Koordinatensystem über die zu untersuchende Region gelegt. Die x-Achse entspricht dabei immer der Transversalebene, die y-Achse der Longitudinalebene und die z-Achse der Sagittalebene.

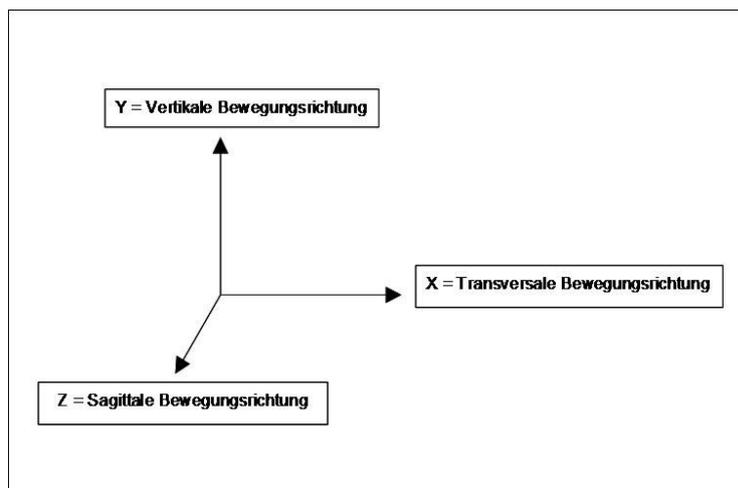


Abbildung 30 und 31: Schema der Migrationsrichtungen im Raum

3.3.5. Messgenauigkeit der RSA

Die Genauigkeit der Messungen wird an verschiedenen Stellen der Datenerfassung und Datenberechnung überprüft.

Zum einen kontrolliert das UmRSA digital measurment-Programm die digitalisierten Bildkoordinaten des Kalibrierungskäfigs im Vergleich zu den bekannten tatsächlichen Koordinaten des Kalibrierungskäfigs. Eine weitere Fehlerkontrolle erfolgt wie oben beschrieben durch Berechnung eines sogenannten Fehlvektors. In der RSA-Literatur spricht man vom „error of crossing lines“. Es wird dabei nach Berechnung der 3D-Positionen der Marker im Raum ein Fehlvektor berechnet, welcher durch festgelegte Grenzwerte Messfehler in der Migrationsbewertung verhindert.

Eine letzte Fehlerkontrolle ist der „test of rigid body model“ zwischen den verschiedenen Untersuchungen. Für alle drei Schritte der Fehleridentifizierung sind vom System Grenzwerte vorgegeben.

Die Messgenauigkeit der RSA-Methode wird dadurch bestimmt, dass die RSA-Messungen verglichen werden mit den Ergebnissen einer der RSA ebenbürtigen Konkurrenzmethode. Dies wird durch Messphantomkörper ermöglicht, und wird vor der Auslieferung der RSA-Ausrüstung durch den Hersteller vorgenommen (Valstar et al., 2005). Es wird hierbei untersucht, ob eine Messwiederholung unter identischen Bedingungen auch vergleichbare Messwerte liefern kann. Die Bestimmung der Präzision ist Grundlage der sogenannten „Poweranalyse“ mit derer Hilfe ermittelt werden kann, wieviele Prüfkörper benötigt werden, die höchstwahrscheinlich eine statistisch relevante Aussage zulassen. Die Präzision des jeweiligen RSA-Aufbaus wird durch Doppeluntersuchungen bestimmt. Die RSA-Auswertung zwischen den beiden nacheinander erfolgten Referenzmessungen sollte im besten Falle keinerlei Relativbewegungen der Marker untereinander zeigen. Anhand der Streubreite von zehn Doppeluntersuchungen an Prüfkörpern wurde die tatsächliche Messgenauigkeit der verwendeten RSA-Methode mit Hilfe der Dahlberg-Formel (Dahlberg, 1940) berechnet. Im Ergebnis ergibt sich somit eine theoretische Präzision der Untersuchungen von 1/100 mm (Borlin et al., 2002; Ryd et al., 2000). Die Genauigkeit der RSA wird negativ beeinflusst durch mangelhafte Visualisierung der Tantalmarker, durch Verunreinigungen der Röntgenbilder, und durch Knick- und Artefaktbildungen. Sie wird bei einem 99-prozentigem Signifikanzniveau mit 0,1 mm bis 0,8 mm für Longitudinalbewegungen und zwischen einem und zwei Grad für Rotationen angegeben (Borlin et al., 2002; Karrholm, 1989; Valstar et al., 2005). Die Standardabweichung des mittleren systemischen Fehlers kann auf 10 μ m und weniger als 0,05° reduziert werden, wenn die Qualität der Röntgenaufnahmen und der Messverfahren optimal sind (Selvik, 1989).

3.4. Slope Berechnung

Im zweiten Teil der Studie ging es darum, die Veränderung der proximalen Tibiaanatomie nach medial aufklappender Osteotomie, anhand der Berechnung des Slopes (Dorsalneigung des Tibiaplateaus in der Sagittalebene) zu quantifizieren.

Aus der Literatur ist bekannt, dass der Slope nach medial aufklappender Osteotomie erhöht wird, das heisst, dass die Dorsalneigung des Tibiaplateaus zunimmt (Rubino et al., 2008; Pape et al., 2007). Kleine posterior platzierte Keile sollen einen kleineren Effekt auf den Slope haben. Anterior und zentral platzierte Keile sollen den Slope erhöhen unabhängig von der Keilbasishöhe. Grössere Korrekturen und anterior platzierte Keile sollen den Slope am stärksten verändern (Rubino et al., 2008).

Eine andere Studie zeigte, dass die medial aufklappende Osteotomie den Slope erhöhen kann, was nur bei Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes vorteilhaft wäre. Umgedreht kann die lateral aufklappende Osteotomie den Slope erniedrigen, was bei Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes vorteilhaft wäre (Giffin, 2007, AJSM; Naudie, 2004, AJSM).

Der tibiale Slope hat bei gesunden, unoperierten Menschen Durchschnittswerte zwischen 7° und 10° mit jedoch starken Abweichungen. Es ist bekannt, dass Veränderungen des tibialen Slopes zu einer erhöhten Stabilität in Kniegelenken mit defizienten Ligamenten führen kann. Wenn der Slope zunimmt, kommt es zu einer Zunahme der anterioren Translation der Tibia, wobei das hintere Kreuzband entlastet wird. Bei einer Abnahme des Slopes kommt es zu einer Abnahme der anterioren Translation, was wiederum zu einer Entlastung des vorderen Kreuzbandes führt.

In der vorliegenden Studie wurde untersucht, wie der Slope sich verändert, je nachdem an welcher der drei vorher festgelegten Spreizpositionen (45° , 90° , 135°) gespreizt wird, und je nachdem welche Keilbasishöhe (0 mm KBH, 5 mm KBH, 10 mm KBH, 15 mm KBH) der für die Spreizung verwendete Keil hat. Insgesamt wurden demnach 76 Messungen an den 19 Tibiae durchgeführt. Unsere Hypothese war, dass bei einer anterioren Spreizposition der Slope zunehmen, und bei einer posterioren oder zentralen Spreizposition der Slope eher abnehmen würde.

Die dorsale Neigung des Tibiaplateaus wurde als Winkel zwischen der Senkrechten der seitlichen Längsachse der Tibia und einer Parallelen des medialen konkaven Tibiaplateaus, bestimmt.

Für die Durchführung der Slope-Messungen wurden die 19 Tibiae zu verschiedenen Zeitpunkten während der Spreizvorgänge im seitlichen Strahlengang geröntgt (siehe Abbildung 18 (Röntgenzeitpunkte)). Dadurch erhielten wir für jede Tibia vier fortlaufende Röntgenbilder im seitlichen Strahlengang (prä-operativ, auf 5 mm KBH gespreizt, auf 10 mm KBH gespreizt und auf 15 mm KBH gespreizt) anhand derer die Slopes vor und nach der Osteotomie sowie nach jeder Erhöhung der Keilbasishöhe ermittelt werden konnten. Die 76 Röntgenbilder wurden mit einem Flachbettscanner (Mirage II SCSI, UMAX GmbH, Deutschland) eingelesen und mittels eines handelsüblichen Personalcomputers (Dell-Desktop-PC, Pentium III, 128MB RAM, 12GB Festplattenspeicher, Dell Computer-Systems AG, Deutschland) und eines Druckers ausgedruckt. Auf den ausgedruckten Röntgenbildern wurden dann von Hand die zur Ermittlung des Slopes notwendigen Linien eingezeichnet. Die erste eingezeichnete Linie ist eine parallele Linie zur konkaven dorsalen Längsachse der Tibia. Zu dieser ersten Linie wurden dann in unterschiedlicher Höhe zwei senkrecht zu dieser Linie verlaufenden Linien eingezeichnet (anterior-posteriore Linien). Von diesen beiden Linien wurde der Mittelpunkt ermittelt. Die beiden Mittelpunkte wurden durch eine vierte Linie in der Längsachse der Tibia verbunden. Anschliessend wurde eine senkrechte Linie (Linie 5) zu dieser vierten Linie auf der Höhe des Tibiaplateaus gezogen. Als letzte Linie wurde eine parallele Linie zum medialen Tibiaplateau gezogen (Linie 6). Der Winkel (α) zwischen Linie 5 und Linie 6 ist der Winkel der Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus, dem Slope (siehe Abbildung 32).

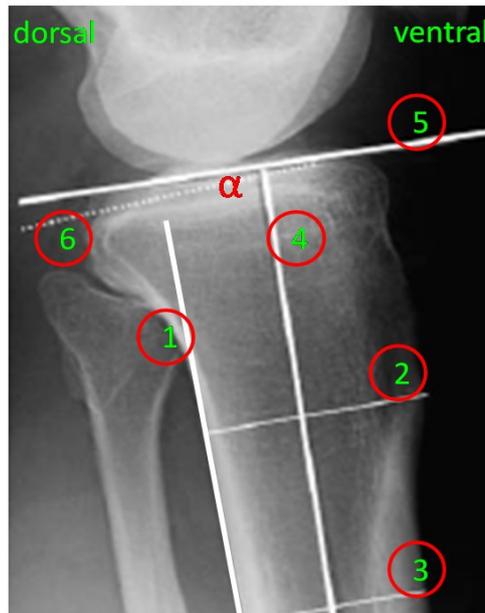


Abbildung 32: Rechte Tibia seitlich: die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (physiologisch 6-10°) ist der Winkel (α) zwischen der Senkrechten der sagittalen Tibialängsachse (Linie 5) und einer Parallelen des medialen konkaven Tibiaplateaus (gestrichelte Linie, Linie 6).

3.5. Statistische Auswertung

Zuerst muss darauf hingewiesen werden, dass der Stichprobenumfang von 19 Tibiae relativ klein war, was dadurch zu erklären ist, dass es schwierig ist, Leichenknochen für eine experimentelle Studie zu bekommen. Das Institut für Anatomie und Zellbiologie der Universität des Saarlandes (Dr. med. Kurt Becker, Institut für Anatomie und Zellbiologie, Universität des Saarlandes) stellte uns 20 Tibiae von fixierten Leichnamen zur Verfügung. Eine Tibia fiel aus der Wertung, da sie wegen einer Knieprothese unbrauchbar für die Studie war.

Für die Auswertung wurden die Rohwerte in Excel eingetragen und später nach SPSS transferiert. Die eigentliche statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 11.5.

Für die Translation und die Rotation wurden zusätzlich zu den drei Achsen (x-, y-, z-Achse) ein resultierender Wert der Gesamtmigration im Raum mittels der Formel $r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ berechnet.

Als deskriptive Statistik wurden für die Translation, die Rotation und den Slope (Differenz zum prä-OP-Wert) die Mittelwerte, Mediane, Standardabweichung, Minima und Maxima für jede Spreizposition berechnet, da es sich um stetige Merkmale handelt.

Für die analytische Statistik kam eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit dem Faktor ‚Spreizposition‘ zum Einsatz. Bei Ablehnung der entsprechenden Nullhypothese ($\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$) wurden je drei paarweise Post-hoc-Tests nach Scheffé ($\mu_{45} = \mu_{90}$; $\mu_{45} = \mu_{135}$; $\mu_{90} = \mu_{135}$) durchgeführt, um herauszufinden, zwischen welchen Spreizpositionen tatsächlich signifikante Unterschiede bestehen. (Sachs, L (2003) Angewandte Statistik. Anwendung statistischer Methoden).

Als statistische Signifikanz wurde ein p-Wert $\leq 0,05$ betrachtet.

4. Ergebnisse

4.1. Ergebnisse der RSA-Auswertung

4.1.1. Translations-Ergebnisse:

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert entlang der X-Achse (Transversale, mediolaterale Bewegungsrichtung) ein Mittelwert von -0,84 mm mit einer Standardabweichung von 0,22 mm. Es wird ein Minimum von -0,47 mm, ein Median von -0,89 mm und ein Maximum von -1,02 mm gemessen. Entlang der Y-Achse (Vertikale, kraniokaudale Bewegungsrichtung) resultiert ein Mittelwert von 2,56 mm mit einer Standardabweichung von 3,07 mm. Es wird ein Minimum von 0,21 mm, ein Median von 1,66 mm und ein Maximum von 6,70 mm gemessen. Entlang der Z-Achse (Sagittale, dorsoventrale Bewegungsrichtung) resultiert ein Mittelwert von 1,60 mm mit einer Standardabweichung von 1,30 mm. Es wird ein Minimum von 0,26 mm, ein Median von 2,08 mm und ein Maximum von 3,27 mm gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von -1,22 mm mit einer Standardabweichung von 0,55 mm. Es wird ein Minimum von -0,321 mm, ein Median von -1,23 mm und ein Maximum von -1,72 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 5,31 mm mit einer Standardabweichung von 1,91 mm. Es wird ein Minimum von 2,75 mm, ein Median von 5,63 mm und ein Maximum von 7,231 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,21 mm mit einer Standardabweichung von 2,01 mm. Es wird ein Minimum von 0,11 mm, ein Median von 2,89 mm und ein Maximum von 4,65 mm gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von -1,68 mm mit einer Standardabweichung von 0,57 mm. Es wird ein Minimum von -1,08 mm, ein Median von -1,40 mm und ein Maximum von -2,504 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 9,14 mm mit einer Standardabweichung von 0,70 mm. Es wird ein Minimum von 8,15 mm, ein Median von 9,34 mm und ein Maximum von 9,507 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 3,73 mm mit einer Standardabweichung von 3,57 mm. Es wird ein Minimum von 0,15 mm, ein Median von 4,02 mm und ein Maximum von 8,23 mm gemessen.

Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 0,23 mm mit einer Standardabweichung von 0,51 mm. Es wird ein Minimum von -0,335 mm, ein Median von -0,62 mm und ein Maximum von 0,85 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 1,82 mm mit einer Standardabweichung von 0,38 mm. Es wird ein Minimum von 1,39 mm, ein Median von 1,85 mm und ein Maximum von 2,37 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 0,54 mm mit einer Standardabweichung von 0,21 mm. Es wird ein Minimum von 0,21 mm, ein Median von 0,59 mm und ein Maximum von 0,77 mm gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 0,87 mm mit einer Standardabweichung von 1,82 mm. Es wird ein Minimum von -2,32 mm, ein Median von 1,32 mm und ein Maximum von 2,13 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 5,36 mm mit einer Standardabweichung von 1,35 mm. Es wird ein Minimum von 3,48 mm, ein Median von 5,23 mm und ein Maximum von 7,23 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 1,38 mm mit einer Standardabweichung von 0,80 mm. Es wird ein Minimum von 0,30 mm, ein Median von 1,14 mm und ein Maximum von 2,21 mm gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 1,11 mm mit einer Standardabweichung von 2,95 mm. Es wird ein Minimum von -3,57 mm, ein

Median von 0,98 mm und ein Maximum von 4,20 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 8,35 mm mit einer Standardabweichung von 1,14 mm. Es wird ein Minimum von 6,84 mm, ein Median von 8,14 mm und ein Maximum von 9,78 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,18 mm mit einer Standardabweichung von 1,08 mm. Es wird ein Minimum von 0,33 mm, ein Median von 2,54 mm und ein Maximum von 3,13 mm gemessen.

Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 1,02 mm mit einer Standardabweichung von 0,66 mm. Es wird ein Minimum von 0,23 mm, ein Median von 0,98 mm und ein Maximum von 2,07 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 1,22 mm mit einer Standardabweichung von 2,20 mm. Es wird ein Minimum von -2,35 mm, ein Median von 2,12 mm und ein Maximum von 3,02 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 1,59 mm mit einer Standardabweichung von 0,59 mm. Es wird ein Minimum von 0,98 mm, ein Median von 1,35 mm und ein Maximum von 2,64 mm gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 0,94 mm mit einer Standardabweichung von 1,09 mm. Es wird ein Minimum von -1,09 mm, ein Median von 1,27 mm und ein Maximum von 2,25 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 7,30 mm mit einer Standardabweichung von 1,31 mm. Es wird ein Minimum von 5,64 mm, ein Median von 7,21 mm und ein Maximum von 9,13 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 1,92 mm mit einer Standardabweichung von 1,04 mm. Es wird ein Minimum von 0,34 mm, ein Median von 2,24 mm und ein Maximum von 2,98 mm gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 1,15 mm mit einer Standardabweichung von 1,40 mm. Es wird ein Minimum von -1,88 mm, ein Median von 1,52 mm und ein Maximum von 2,58 mm gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 12,25 mm mit einer Standardabweichung von 1,67 mm. Es wird ein Minimum von 9,34 mm, ein Median von 12,54 mm und ein Maximum von 13,67 mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,58 mm mit einer Standardabweichung von 1,08 mm. Es wird ein Minimum von 1,21 mm, ein Median von 2,58 mm und ein Maximum von 4,466 mm gemessen.

Statistisch signifikante Unterschiede entlang der X-Achse erkennt man bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 5 mm zwischen den Spreizpositionen 45° und 90° ($p = 0,021$) und zwischen den Spreizpositionen 45° und 135° ($p < 0,001$). Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, beobachtet man statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Spreizpositionen 45° und 135° ($p = 0,034$).

Entlang der Y-Achse erkennt man statistisch signifikante Unterschiede bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm zwischen den Spreizpositionen 45° und 135° ($p = 0,009$) und zwischen den Spreizpositionen 90° und 135° ($p = 0,001$).

Entlang der Z-Achse konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede beobachtet werden.

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 3,73 mm und einer Standardabweichung von 2,66 mm. Es wird ein Minimum von 0,60 mm, ein Median von 3,61 mm und ein Maximum von 7,09 mm gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 6,47 mm und einer Standardabweichung von 1,17 mm. Es wird ein Minimum von 5,36 mm, ein Median von 6,32 mm und ein Maximum von 7,88 mm gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem

Mittelwert von 10,70 mm und einer Standardabweichung von 1,77 mm. Es wird ein Minimum von 8,27 mm, ein Median von 11,06 mm und ein Maximum von 12,40 mm gemessen.

Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfumfänger und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 1,99 mm und einer Standardabweichung von 0,31 mm. Es wird ein Minimum von 1,57 mm, ein Median von 1,98 mm und ein Maximum von 2,46 mm gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 5,93 mm und einer Standardabweichung von 1,02 mm. Es wird ein Minimum von 4,64 mm, ein Median von 6,01 mm und ein Maximum von 7,44 mm gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 9,18 mm und einer Standardabweichung von 0,70 mm. Es wird ein Minimum von 8,58 mm, ein Median von 8,90 mm und ein Maximum von 10,19 mm gemessen.

Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfumfänger und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 3,10 mm und einer Standardabweichung von 0,57 mm. Es wird ein Minimum von 2,21 mm, ein Median von 3,33 mm und ein Maximum von 3,77 mm gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 7,72 mm und einer Standardabweichung von 1,36 mm. Es wird ein Minimum von 6,32 mm, ein Median von 7,80 mm und ein Maximum von 9,49 mm gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von 12,67 mm und einer Standardabweichung von 1,71 mm. Es wird ein Minimum von 9,56 mm, ein Median von 12,98 mm und ein Maximum von 14,39 mm gemessen.

Vergleicht man bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm die beiden Spreizpositionen 90° und 135° der medialen Tibiakopfumfänger, so werden statistisch signifikante Unterschiede gemessen (p-Wert = 0,005). Zwischen den Spreizpositionen 45° und 90° entstanden keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Für die Keile mit einer Keilbasishöhe von 5 und 10 mm konnten auch Unterschiede beobachtet werden, jedoch waren diese nicht statistisch signifikant.

Siehe Wertetabellen 1-4 im Anhang `Wertetabellen`.

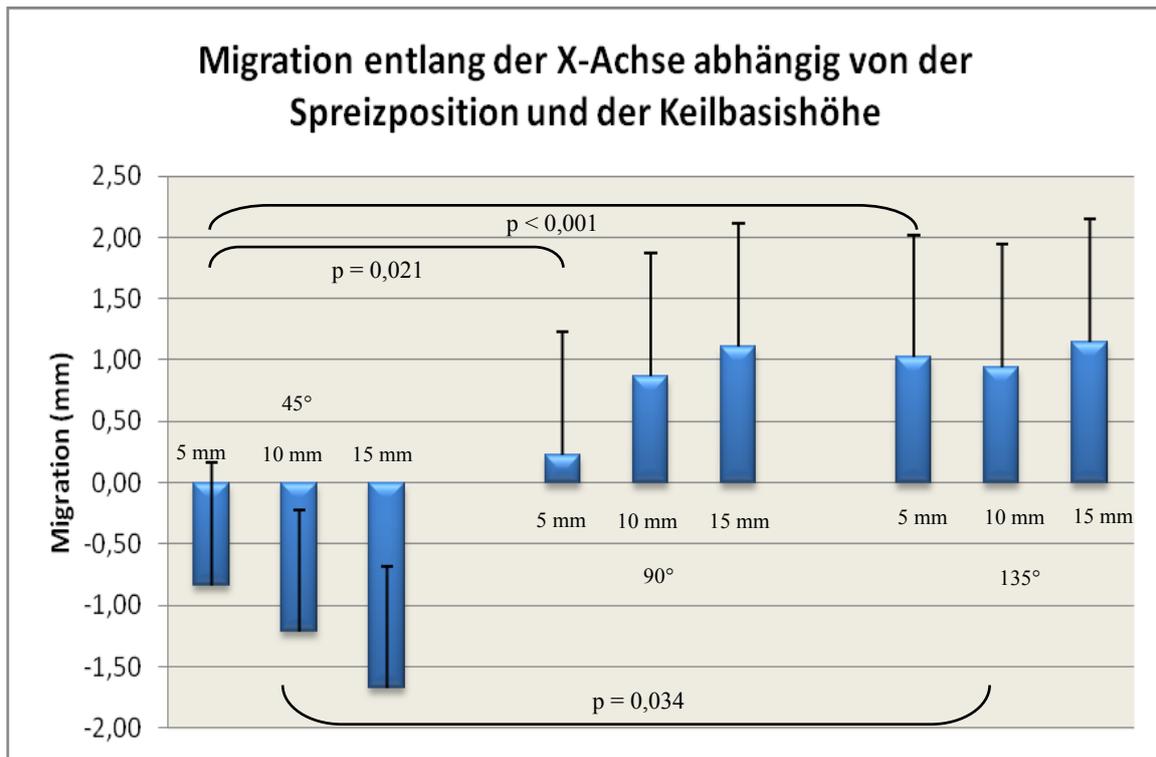


Abbildung 33: Diagramm: Migration entlang der X-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Mittelwerte; Standardabweichung)

Erläuterung: Wird die Migration entlang der X-Achse (Transversale Bewegungsrichtung) in Abhängigkeit von der Spreizposition und der verwendeten Keilbasishöhe untersucht, beobachtet man bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz, die stärkste Migration unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe. Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz, beobachtet man die schwächste Migration entlang der X-Achse. Die mittlere Migration entlang der X-Achse findet man bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz.

Betreffend die Standardabweichung kann man sagen, dass die kleinsten Standardabweichungen bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz beobachtet werden.

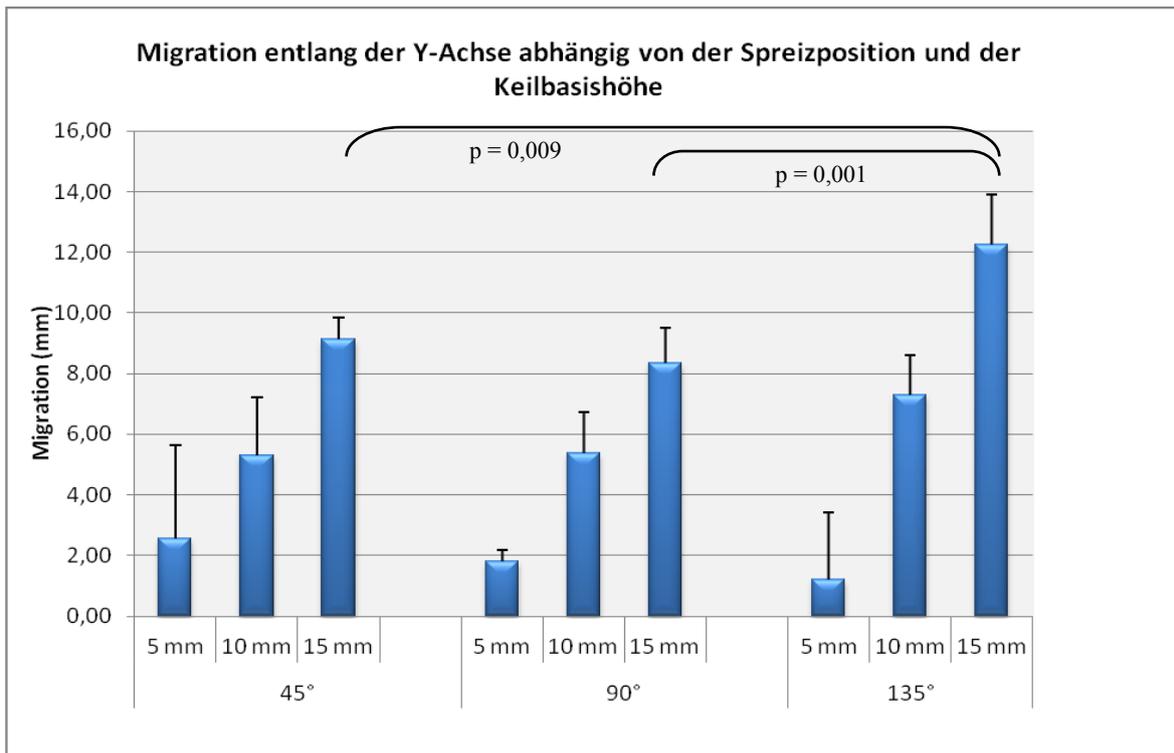


Abbildung 34: Diagramm: Migration entlang der Y-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Mittelwerte; Standardabweichung)

Erläuterung: Wird die Migration entlang der Y-Achse (Vertikale Bewegungsrichtung) in Abhängigkeit von der Spreizposition und der verwendeten Keilbasishöhe untersucht, beobachtet man bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz die stärkste Migration für eine Keilbasishöhe von 5 mm. Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz, beobachtet man die stärkste Migration entlang der Y-Achse für eine Keilbasishöhe von 10 mm sowie von 15 mm. Die mittleren Migrationen entlang der Y-Achse findet man bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz.

Betreffend die Standardabweichung kann man sagen, dass die kleinsten Standardabweichungen bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz beobachtet werden.

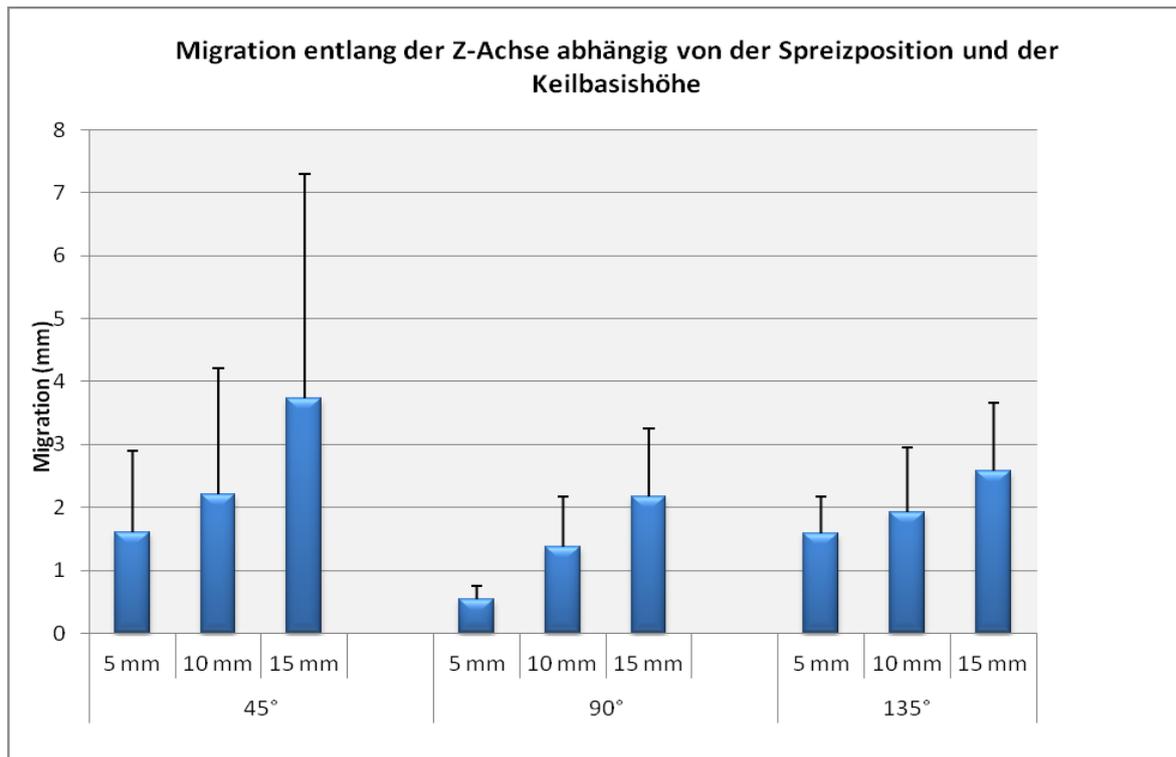


Abbildung 35: Diagramm: Migration entlang der Z-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Mittelwerte; Standardabweichung)

Erläuterung: Wird die Migration entlang der Z-Achse (Sagittale Bewegungsrichtung) in Abhängigkeit von der Spreizposition und der verwendeten Keilbasishöhe untersucht, beobachtet man bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz, die stärkste Migration unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe. Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz, beobachtet man die schwächste Migration entlang der Z-Achse. Die mittlere Migration entlang der Z-Achse findet man bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz.

Betreffend die Standardabweichung kann man sagen, dass die kleinsten Standardabweichungen bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz beobachtet werden.

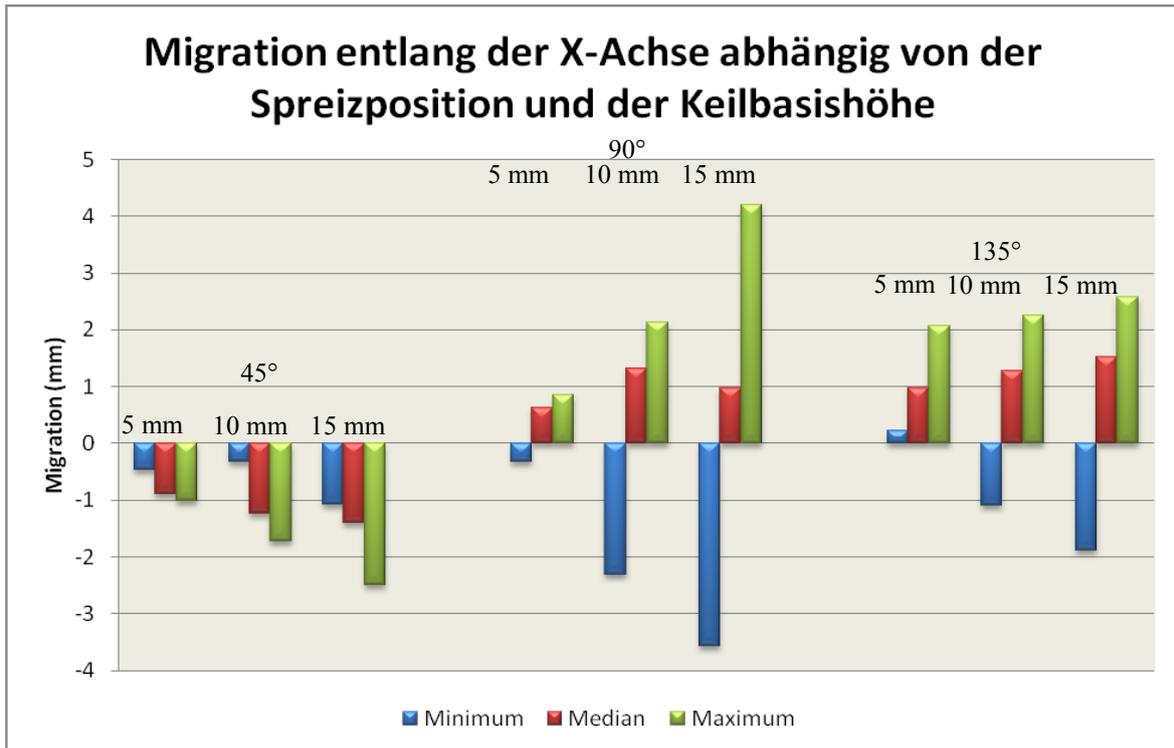


Abbildung 36: Diagramm: Migration entlang der X-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Median, Minimum, Maximum)

Erläuterung: Wird die Migration entlang der X-Achse anhand der Minima, Maxima und Mediane für die unterschiedlichen Spreizpositionen und Keilbasishöhen untersucht, bekommt man für die Minima und Maxima die grössten Werte bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz. Die kleinsten Werte für die Minima und Maxima werden bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz beobachtet.

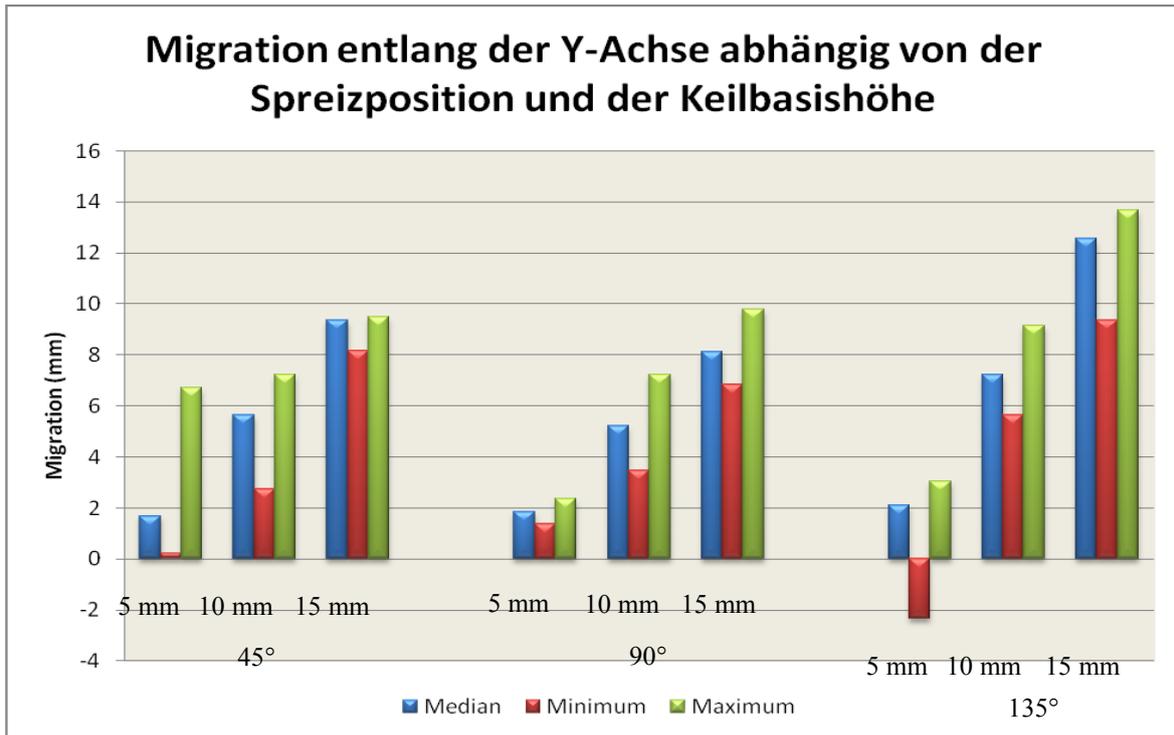


Abbildung 37: Diagramm: Migration entlang der Y-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Median, Minimum, Maximum)

Erläuterung: Wird die Migration entlang der Y-Achse anhand der Minima, Maxima und Mediane für die unterschiedlichen Spreizpositionen und Keilbasishöhen untersucht, erreicht man für die Minima, Mediane und Maxima die grössten Werte bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfizirkumferenz unter Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm.

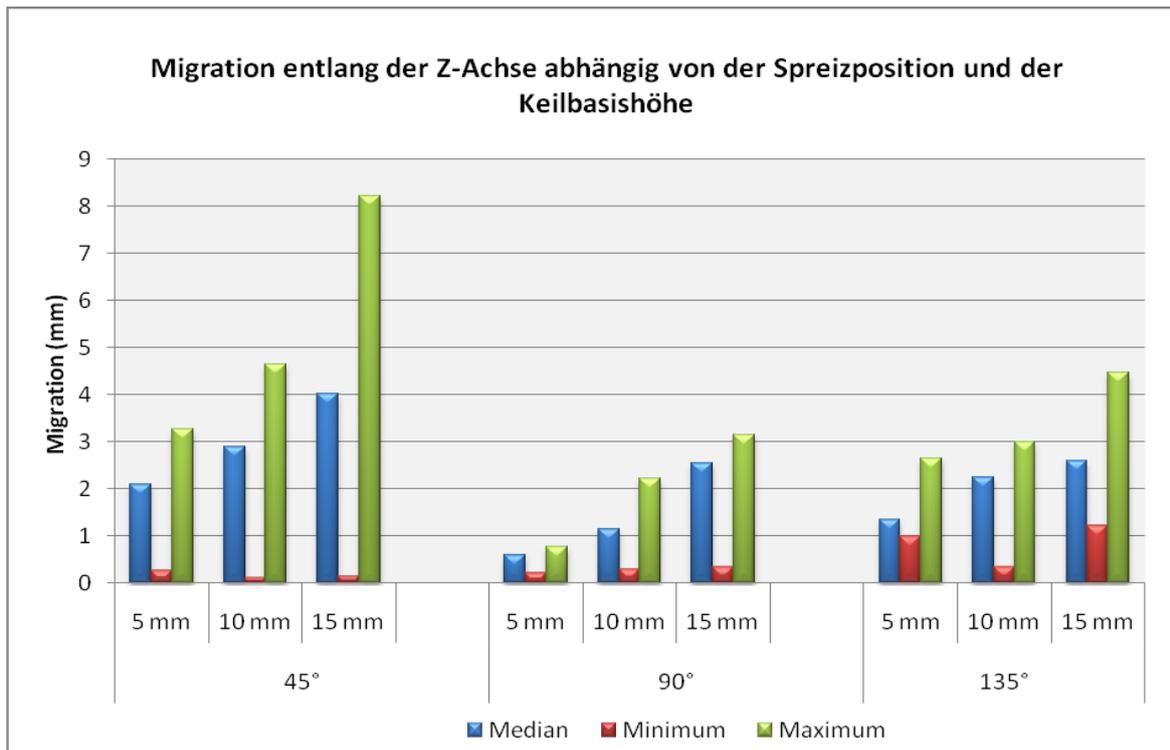


Abbildung 38: Diagramm: Migration entlang der Z-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Median, Minimum, Maximum)

Erläuterung: Wird die Migration entlang der Z-Achse anhand der Minima, Maxima und Mediane für die unterschiedlichen Spreizpositionen und Keilbasishöhen untersucht, bekommt man für die Minima, Mediane und Maxima die grössten Werte bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfbzirkumferenz. Die kleinsten Werte für Minima, Mediane und Maxima werden bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfbzirkumferenz erreicht.

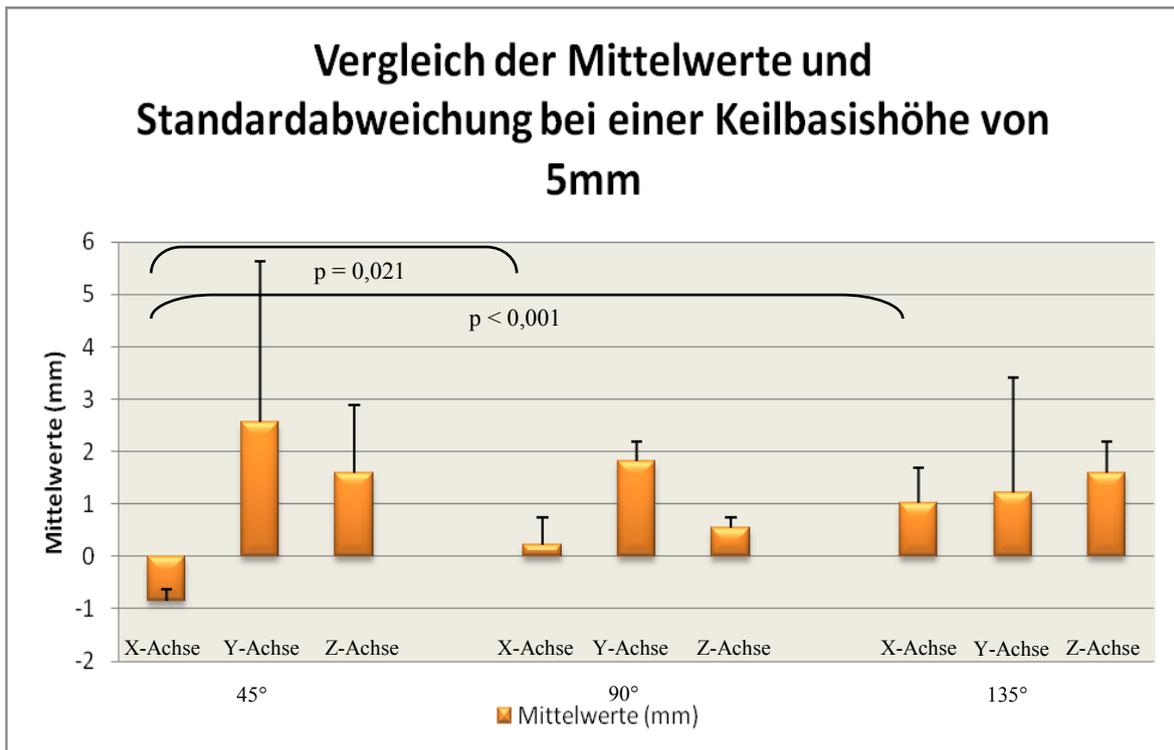


Abbildung 39: Diagramm: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichung bei einer Keilbasishöhe von 5 mm.

Erläuterung: Wird die Migration anhand der Mittelwerte und der Standardabweichungen entlang der drei Achsen (X-, Y-, Z-Achse) bei einer Keilbasishöhe von 5 mm in Abhängigkeit von der Spreizposition untersucht, beobachtet man, dass die stärksten Migrationen bei einer Spreizung bei 45° und 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz entlang der Y-Achse entstehen. Die schwächsten Migrationen entstehen bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz entlang der X- und Z-Achse.

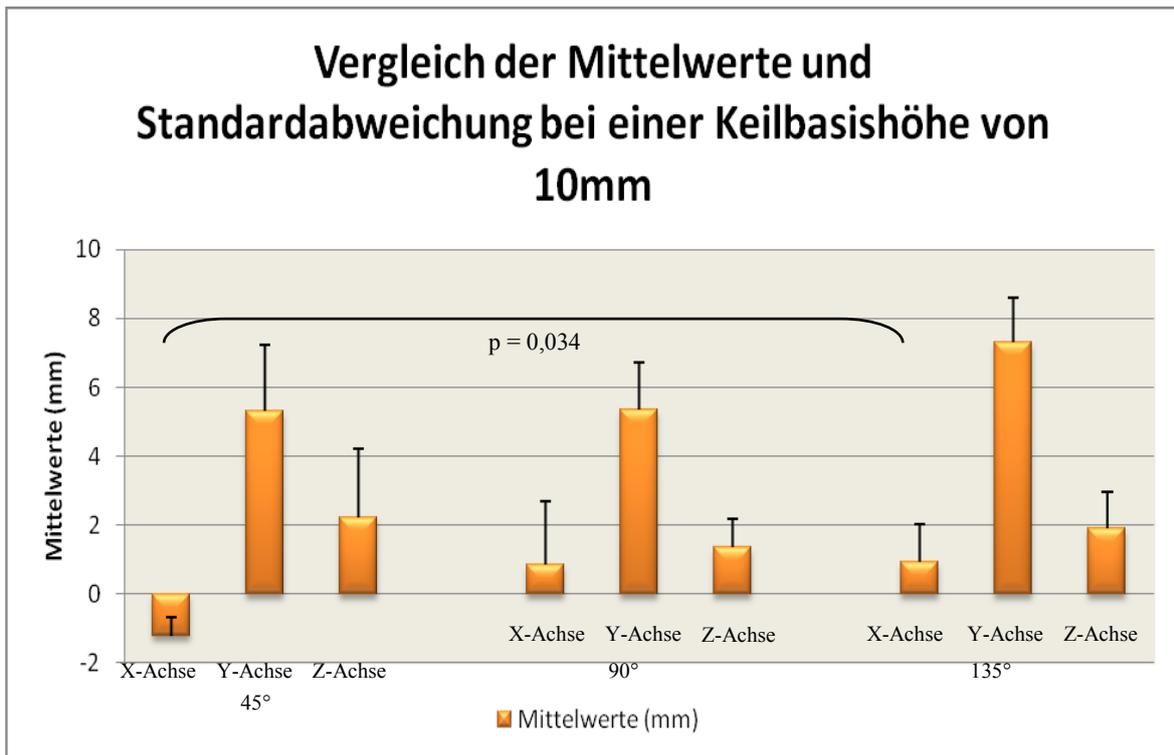


Abbildung 40: Diagramm: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichung bei einer Keilbasishöhe von 10 mm.

Erläuterung: Wird die Migration anhand der Mittelwerte und der Standardabweichungen entlang der drei Achsen (X-, Y-, Z-Achse) bei einer Keilbasishöhe von 10 mm in Abhängigkeit von der Spreizposition untersucht, beobachtet man, dass die stärksten Migrationen bei einer Spreizung bei 45°, 90° und 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz entlang der Y-Achse entstehen. Die schwächsten Migrationen entstehen bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz entlang der X- und Z-Achse.

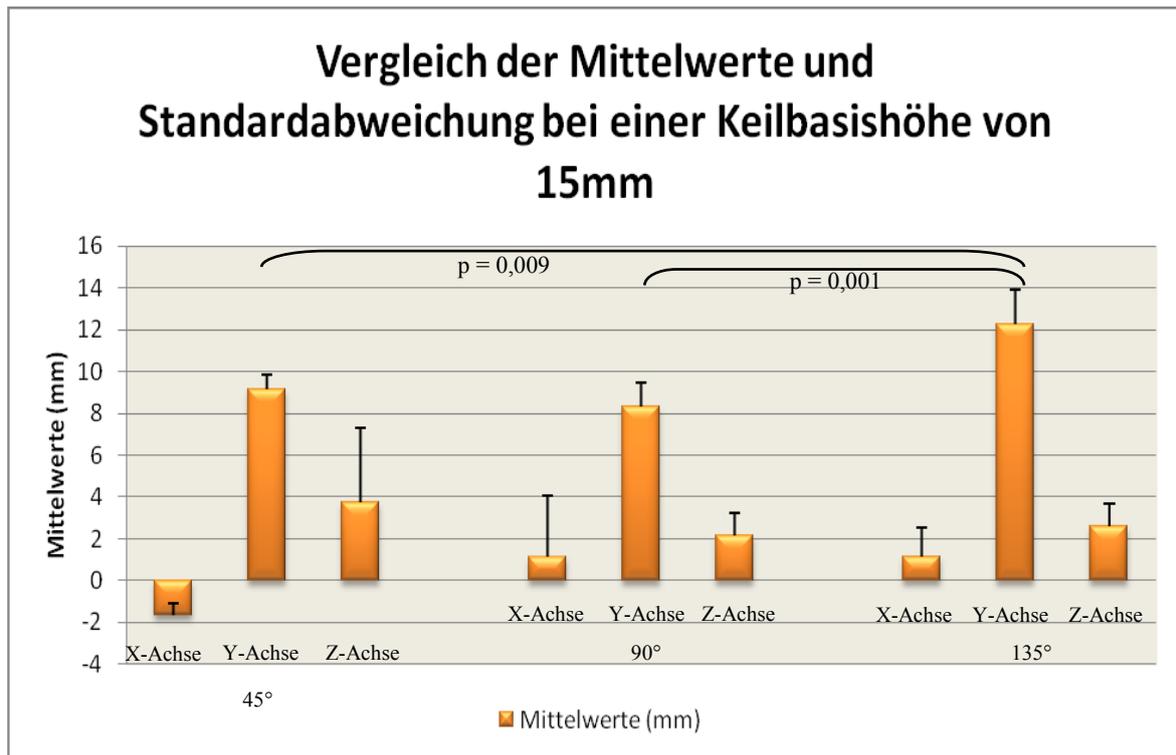


Abbildung 41: Diagramm: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichung bei einer Keilbasishöhe von 15 mm.

Erläuterung: Wird die Migration anhand der Mittelwerte und der Standardabweichungen entlang der drei Achsen (X-, Y-, Z-Achse) bei einer Keilbasishöhe von 15 mm in Abhängigkeit von der Spreizposition untersucht, beobachtet man, dass die stärksten Migrationen bei einer Spreizung bei 45°, 90° und 135° der medialen Tibiakopfkumferenz entlang der Y-Achse entstehen. Die schwächsten Migrationen entstehen bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz entlang der X- und Z-Achse.

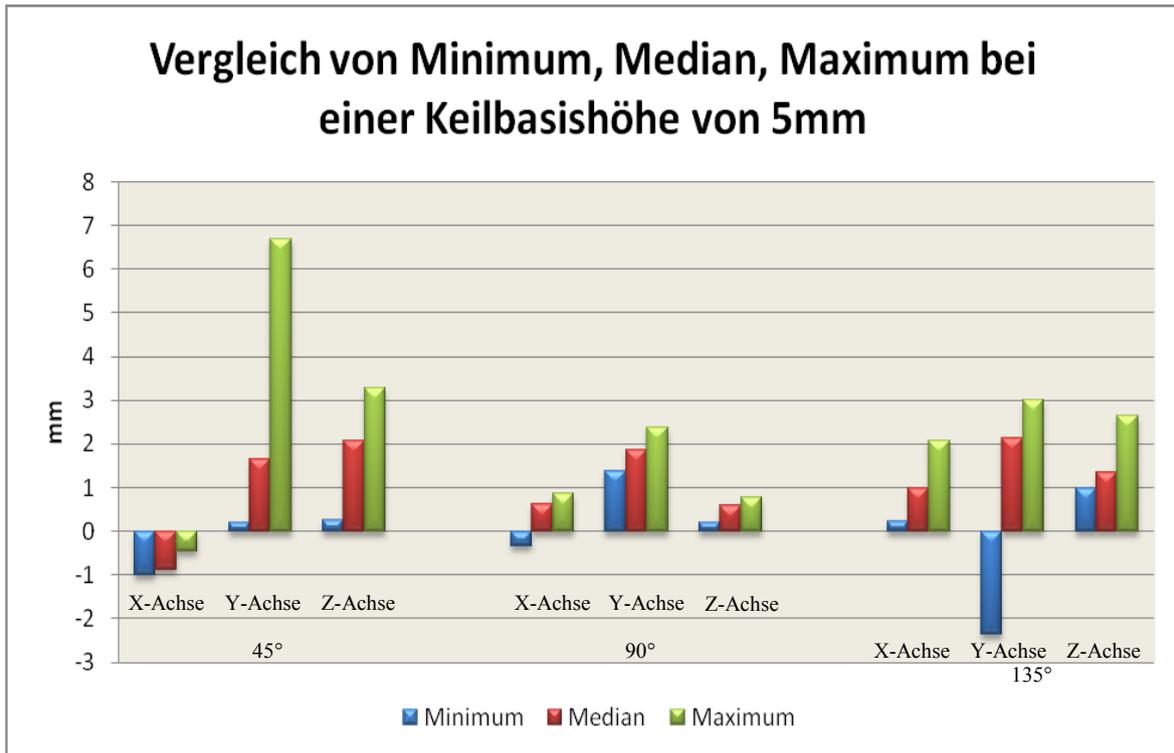


Abbildung 42: Diagramm: Vergleich von Minimum, Median, Maximum bei einer Keilbasishöhe von 5 mm.

Erläuterung: Untersucht man die Bewegungen im Raum entlang der X-, Y-, und Z-Achse anhand der Werte für Minima, Median und Maxima für die drei untersuchten Spreizpositionen bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 5 mm, beobachtet man, dass die grössten Bewegungen entlang der drei Achsen entstehen, wenn bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz gespreizt wird. Die kleinsten Bewegungen werden bei Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen.

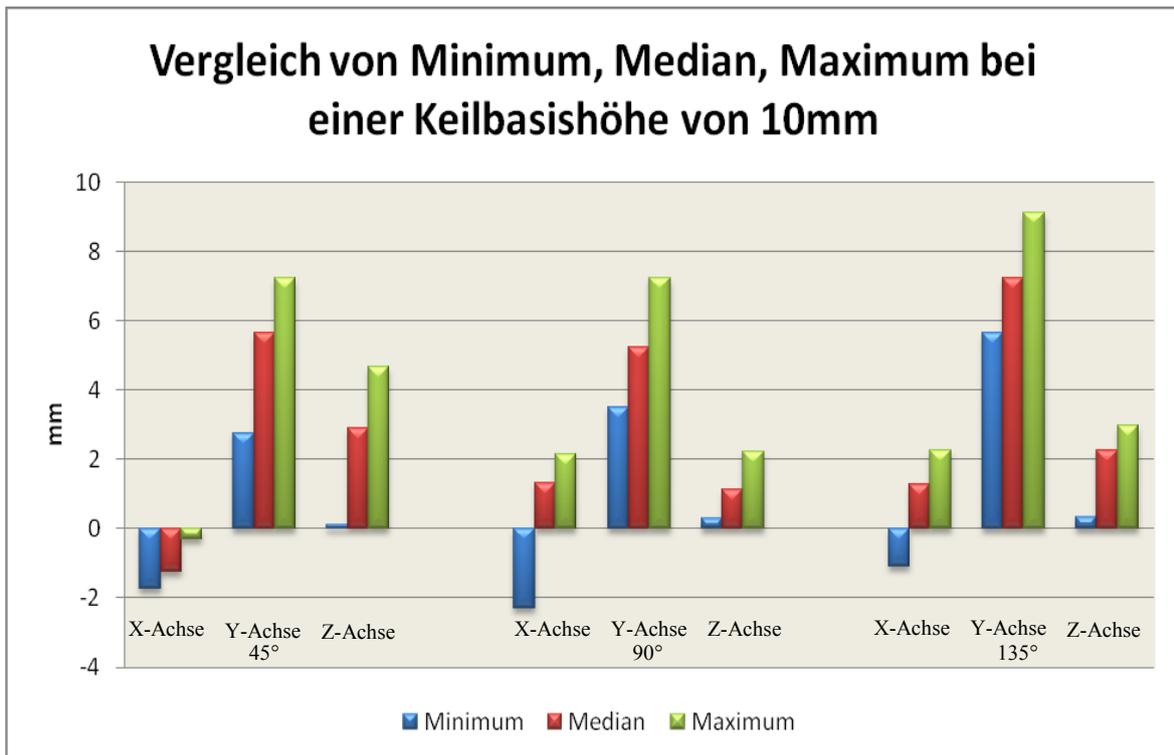


Abbildung 43: Diagramm: Vergleich von Minimum, Median, Maximum bei einer Keilbasishöhe von 10 mm.

Erläuterung: Untersucht man die Bewegungen im Raum entlang der X-, Y-, und Z-Achse anhand der Werte für Minima, Median und Maxima für die drei untersuchten Spreizpositionen bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, beobachtet man, dass die kleinsten Bewegungen entlang der drei Achsen entstehen, wenn bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz gespreizt wird.

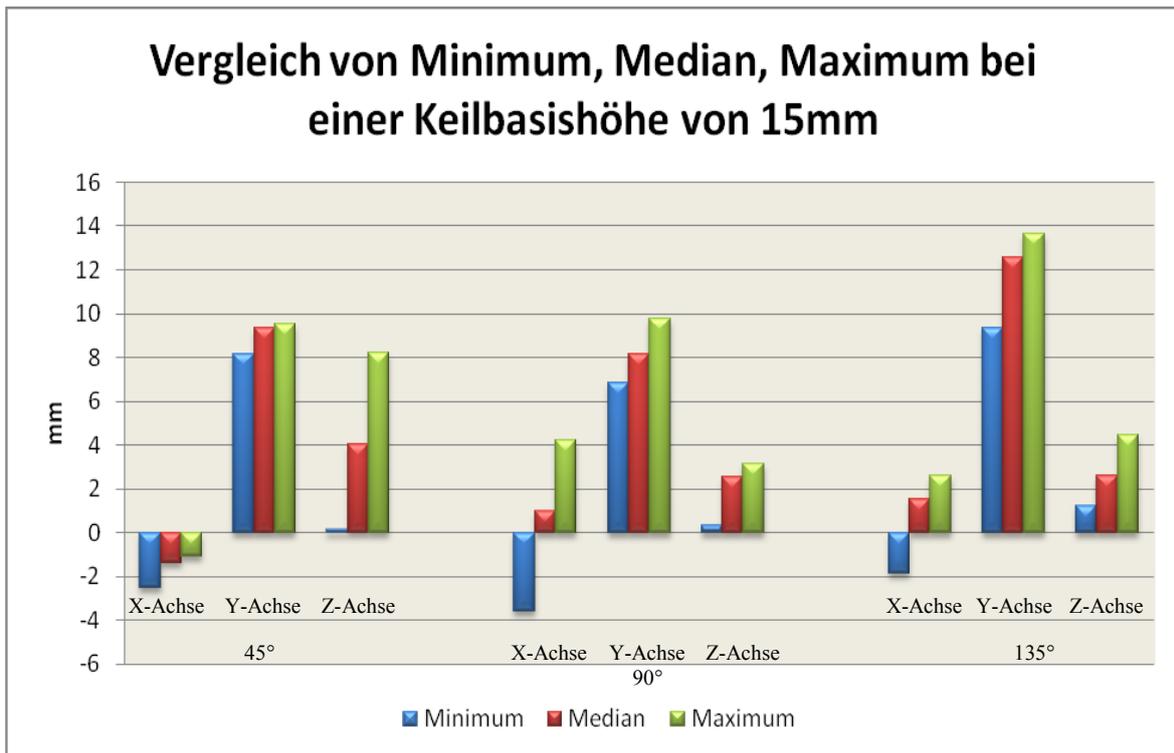


Abbildung 44: Diagramm: Vergleich von Minimum, Median, Maximum bei einer Keilbasishöhe von 15 mm.

Erläuterung: Untersucht man die Bewegungen im Raum entlang der X-, Y-, und Z-Achse anhand der Werte für Minima, Median und Maxima für die drei untersuchten Spreizpositionen bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, beobachtet man, dass die grössten Bewegungen entlang der X-Achse entstehen, wenn bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz gespreizt wird. Die grössten Bewegungen entlang der Y-Achse misst man bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz. Die grössten Bewegungen entlang der Z-Achse werden bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz gemessen.

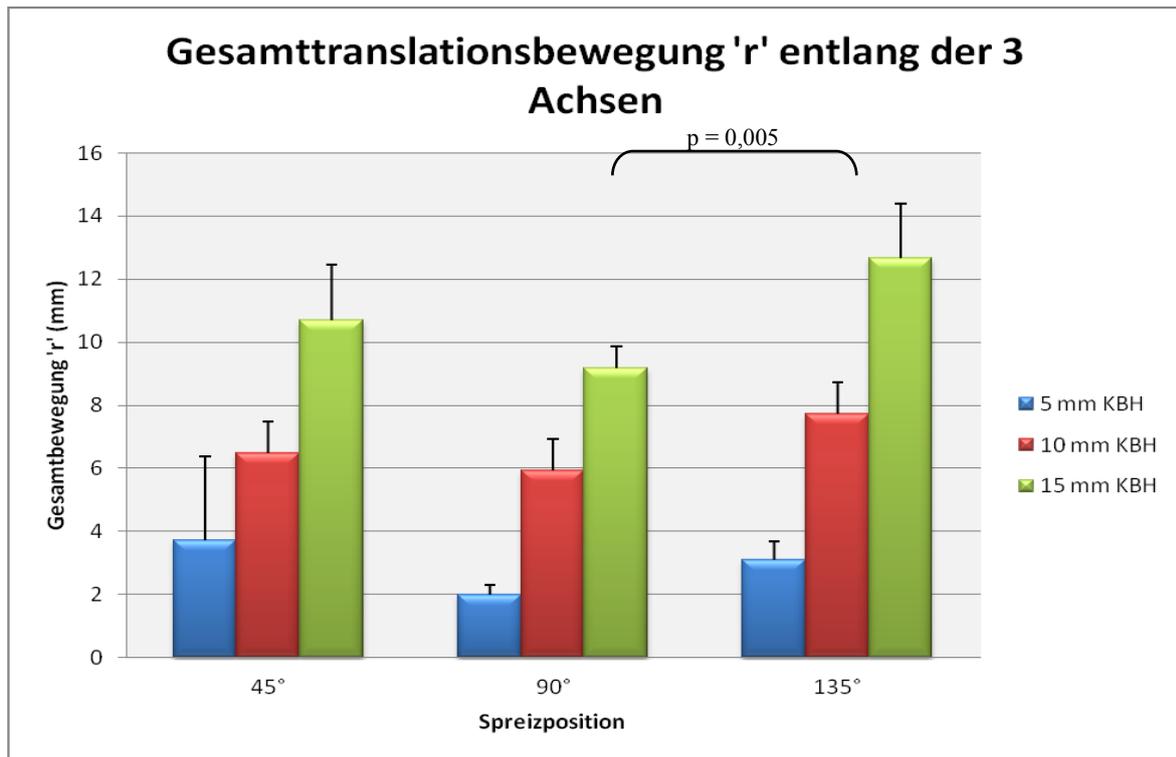


Abbildung 45: Diagramm: Gesamttranslationsbewegung entlang der drei Achsen (Mittelwerte, Standardabweichung)

Erläuterung: Wird für die Translation die Gesamtbewegung im Raum untersucht, beobachtet man, unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe, die kleinsten Bewegungen bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz. Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz werden grössere Bewegungen gemessen als bei einer Spreizung bei 90°. Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz werden bei einer Keilbasishöhe von 10 und 15 mm noch grössere Bewegungen im Raum beobachtet als bei einer Spreizung bei 45°. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 5 mm bemerkt man jedoch wiederum kleinere Gesamtbewegungen bei einer Spreizung bei 135° als bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz.

4.1.2. Rotations-Ergebnisse

Um die Rotationsbewegungen messen zu können, müssen Segment-motions gemessen werden. Da dieses Verfahren nicht bei allen Tibiae der Studie zu Ergebnissen führte, wurden für die Berechnungen nur die Tibiae in Betracht gezogen, wo eine Segment-Analyse durchgeführt werden konnte. Für die Berechnungen wurden somit nur 9 Tibiae in Betracht gezogen.

Für die Rotationsbewegungen wurde die Statistik vollständigshalber durchgeführt, jedoch muss berücksichtigt werden, dass es sehr wenige Werte für die Rotation gab, so dass die statistische Aussage eingeschränkt ist.

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert entlang der X-Achse (Transversale, mediolaterale Bewegungsrichtung) ein Mittelwert von 1,69° mit einer Standardabweichung von 0,60°. Es wird ein Minimum von 1,32°, ein Median von 1,36° und ein Maximum von 2,39° gemessen. Entlang der Y-Achse (Vertikale, kraniokaudale Bewegungsrichtung) resultiert ein Mittelwert von 0,66° mit einer Standardabweichung von 0,56°. Es wird ein Minimum von 0,26°, ein Median von 0,66° und ein Maximum von 1,05° gemessen. Entlang der Z-Achse (Sagittale, dorsoventrale Bewegungsrichtung) resultiert ein Mittelwert von 2,30° mit einer Standardabweichung von 1,04°. Es wird ein Minimum von 1,26°, ein Median von 2,31° und ein Maximum von 3,34° gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 3,27° mit einer Standardabweichung von 1,08°. Es wird ein Minimum von 2,10°, ein Median von 3,48° und ein Maximum von 4,23° gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,12° mit einer Standardabweichung von 0,01°. Es wird ein Minimum von 2,11°, ein Median von 2,12° und ein Maximum von 2,12° mm gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,56° mit einer Standardabweichung von 1,27°. Es wird ein Minimum von 1,11°, ein Median von 3,13° und ein Maximum von 3,45° gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 4,28° mit einer Standardabweichung von 2,23°. Es wird ein Minimum von 2,84°, ein Median von 3,15° und ein Maximum von 6,85° gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,66° mit einer Standardabweichung von 0,69°. Es wird ein Minimum von 2,18°, ein Median von 2,66° und ein Maximum von 3,15° gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,94° mit einer Standardabweichung von 1,42°. Es wird ein Minimum von 1,34°, ein Median von 3,45° und ein Maximum von 4,03° gemessen.

Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 0,99° mit einer Standardabweichung von 0,49°. Es wird ein Minimum von 0,43°, ein Median von 1,23° und ein Maximum von 1,32° gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 2,59° mit einer Standardabweichung von 0,40°. Es wird ein Minimum von 2,31°, ein Median von 2,59° und ein Maximum von 2,87° gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von 1,50° mit einer Standardabweichung von 0,15°. Es wird ein Minimum von 1,37°, ein Median von 1,45° und ein Maximum von 1,67° gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von 0,81° mit einer Standardabweichung von 0,55° mm. Es wird ein Minimum von 0,23°, ein Median von 0,88° und ein Maximum von 1,32° gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von 4,12° mit einer Standardabweichung von 0,29°. Es wird ein Minimum von 3,91°, ein Median von 4,12° und ein Maximum von 4,32° gemessen. Entlang der Z-Achse

resultiert ein Mittelwert von $1,51^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,52^\circ$. Es wird ein Minimum von $1,09^\circ$, ein Median von $1,34^\circ$ und ein Maximum von $2,09^\circ$ gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von $2,35^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,07^\circ$. Es wird ein Minimum von $1,21^\circ$, ein Median von $2,52^\circ$ und ein Maximum von $3,33^\circ$ gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von $4,83^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,86^\circ$. Es wird ein Minimum von $4,22^\circ$, ein Median von $4,83^\circ$ und ein Maximum von $5,43^\circ$ gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von $2,54^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,59^\circ$. Es wird ein Minimum von $2,20^\circ$, ein Median von $2,21^\circ$ und ein Maximum von $3,22^\circ$ gemessen.

Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von $0,99^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,49^\circ$. Es wird ein Minimum von $0,43^\circ$, ein Median von $1,23^\circ$ und ein Maximum von $1,32^\circ$ gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von $2,18^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,08^\circ$. Es wird ein Minimum von $2,12^\circ$, ein Median von $2,18^\circ$ und ein Maximum von $2,23^\circ$ gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von $2,61^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,43^\circ$. Es wird ein Minimum von $2,12^\circ$, ein Median von $2,83^\circ$ und ein Maximum von $2,89^\circ$ gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von $0,84^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,59^\circ$. Es wird ein Minimum von $0,23^\circ$, ein Median von $0,88^\circ$ und ein Maximum von $1,40^\circ$ gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von $5,86^\circ$ mit einer Standardabweichung von $2,09^\circ$. Es wird ein Minimum von $4,38^\circ$, ein Median von $5,86^\circ$ und ein Maximum von $7,33^\circ$ gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von $2,95^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,52^\circ$. Es wird ein Minimum von $2,89^\circ$, ein Median von $2,98^\circ$ und ein Maximum von $2,98^\circ$ gemessen.

Bei einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert entlang der X-Achse ein Mittelwert von $1,37^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,16^\circ$. Es wird ein Minimum von $1,21^\circ$, ein Median von $1,39^\circ$ und ein Maximum von $1,52^\circ$ gemessen. Entlang der Y-Achse resultiert ein Mittelwert von $7,18^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,70^\circ$. Es wird ein Minimum von $5,98^\circ$, ein Median von $7,18^\circ$ und ein Maximum von $8,38^\circ$ gemessen. Entlang der Z-Achse resultiert ein Mittelwert von $3,23^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,13^\circ$. Es wird ein Minimum von $3,11^\circ$, ein Median von $3,20^\circ$ und ein Maximum von $3,37^\circ$ gemessen.

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $2,67^\circ$ und einer Standardabweichung von $1,16^\circ$. Es wird ein Minimum von $1,84^\circ$, ein Median von $2,67^\circ$ und ein Maximum von $3,49^\circ$ gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $4,16^\circ$ und einer Standardabweichung von $1,39^\circ$. Es wird ein Minimum von $3,18^\circ$, ein Median von $4,16^\circ$ und ein Maximum von $5,14^\circ$ gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $4,81^\circ$ und einer Standardabweichung von $0,23^\circ$. Es wird ein Minimum von $4,65^\circ$, ein Median von $4,81^\circ$ und ein Maximum von $4,97^\circ$ gemessen.

Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $3,18^\circ$ und einer Standardabweichung von $0,05^\circ$. Es wird ein Minimum von $3,14^\circ$, ein Median von $3,18^\circ$ und ein Maximum von $3,21^\circ$ gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $4,58^\circ$ und einer Standardabweichung von $0,07^\circ$. Es wird ein Minimum von $4,53^\circ$, ein Median von $4,58^\circ$ und ein Maximum von $4,63^\circ$ gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe

von 15 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $6,13^\circ$ und einer Standardabweichung von $0,20^\circ$. Es wird ein Minimum von $5,99^\circ$, ein Median von $6,13^\circ$ und ein Maximum von $6,27^\circ$ gemessen.

Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $3,46^\circ$ und einer Standardabweichung von $0,50^\circ$. Es wird ein Minimum von $3,11^\circ$, ein Median von $3,46^\circ$ und ein Maximum von $3,82^\circ$ gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $6,65^\circ$ und einer Standardabweichung von $1,91^\circ$. Es wird ein Minimum von $5,30^\circ$, ein Median von $6,65^\circ$ und ein Maximum von $8,00^\circ$ gemessen. Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, resultiert eine Gesamtbewegung mit einem Mittelwert von $7,97^\circ$ und einer Standardabweichung von $1,52^\circ$. Es wird ein Minimum von $6,89^\circ$, ein Median von $7,97^\circ$ und ein Maximum von $9,05^\circ$ gemessen.

Bei der Rotation entlang der X-Achse, beobachtet man bei Verwendung eines Keiles mit einer KBH von 10 mm statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Spreizpositionen 45° und 90° ($p = 0,023$) sowie den Spreizpositionen 45° und 135° ($p = 0,024$).

Bei der Rotation entlang der Y-Achse, beobachtet man bei Verwendung eines Keiles mit einer KBH von 5 mm statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Spreizpositionen 45° und 90° ($p = 0,038$).

Zur statistischen Signifikanz der Rotationsbewegungen im Raum kann man sagen, dass es wohl Unterschiede zwischen den verschiedenen Spreizpositionen gibt, jedoch sind diese Unterschiede nicht statistisch signifikant. Diese Erkenntnis liegt möglicherweise daran, dass es nur wenige Werte für die Rotation gab.

Siehe Wertetabellen 5-8 im Anhang `Wertetabellen`.

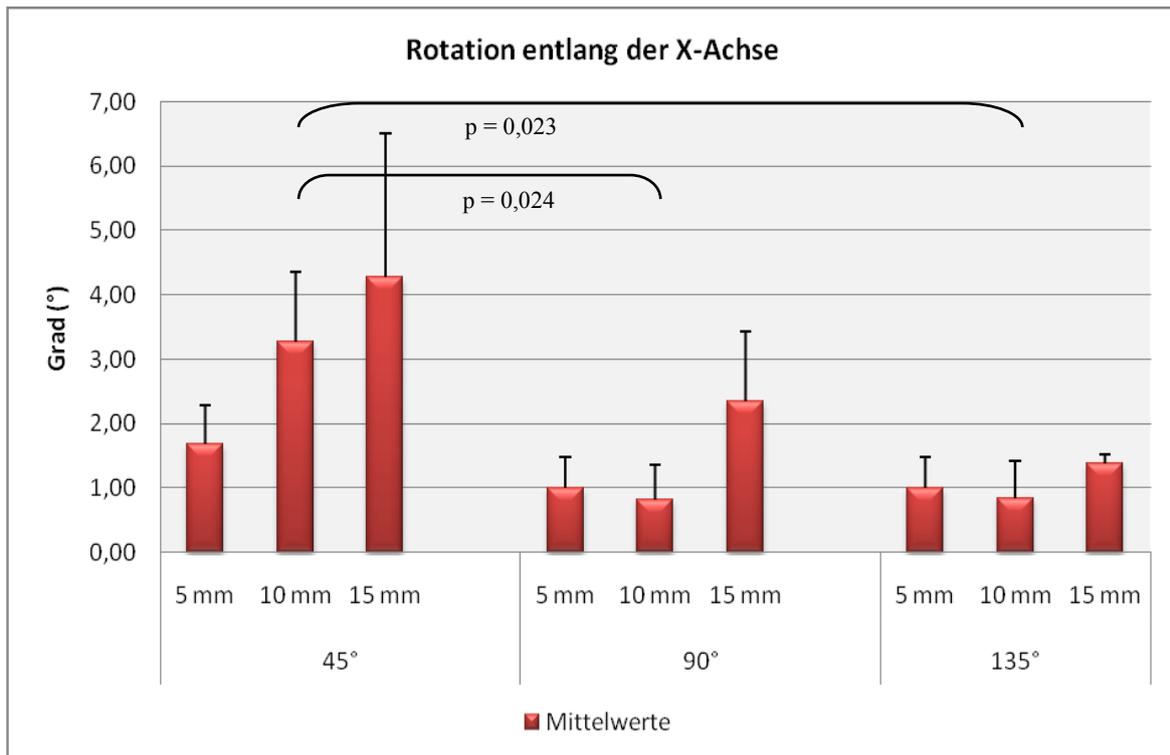


Abbildung 46: Diagramm: Rotation entlang der X-Achse dargestellt durch die Mittelwerte und die Standardabweichungen.

Erläuterung: Wird die Rotation entlang der X-Achse nach HTO an den drei unterschiedlichen Spreizpositionen untersucht, resultiert, dass bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz die grössten Rotationen entstehen. Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz beobachtet man die kleinsten Rotationen. Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz sind die Rotationen ähnlich wie bei der 135° Spreizung.

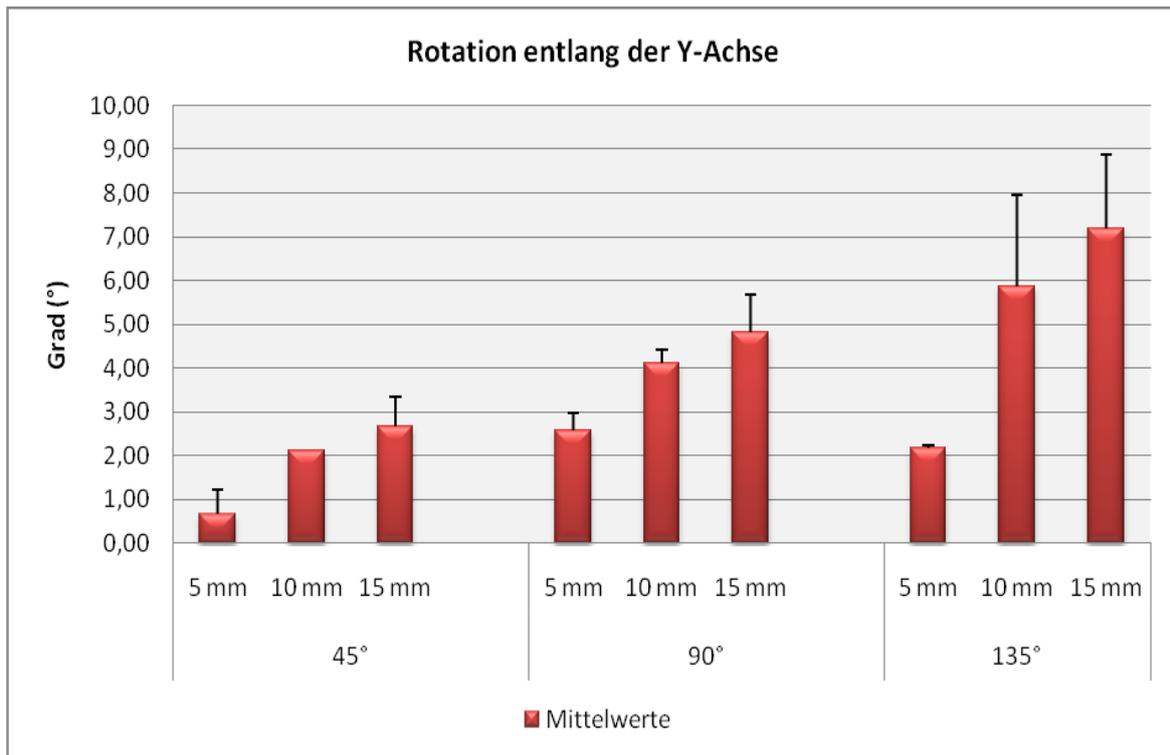


Abbildung 47: Diagramm: Rotation entlang der Y-Achse dargestellt durch die Mittelwerte und die Standardabweichungen.

Erläuterung: Wird die Rotation entlang der Y-Achse nach HTO an den drei unterschiedlichen Spreizpositionen untersucht, resultiert, dass unabhängig von der Spreizposition, die Rotation mit zunehmender KBH zunimmt. Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz entstehen die kleinsten Rotationen. Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz werden die grössten Rotationen beobachtet .

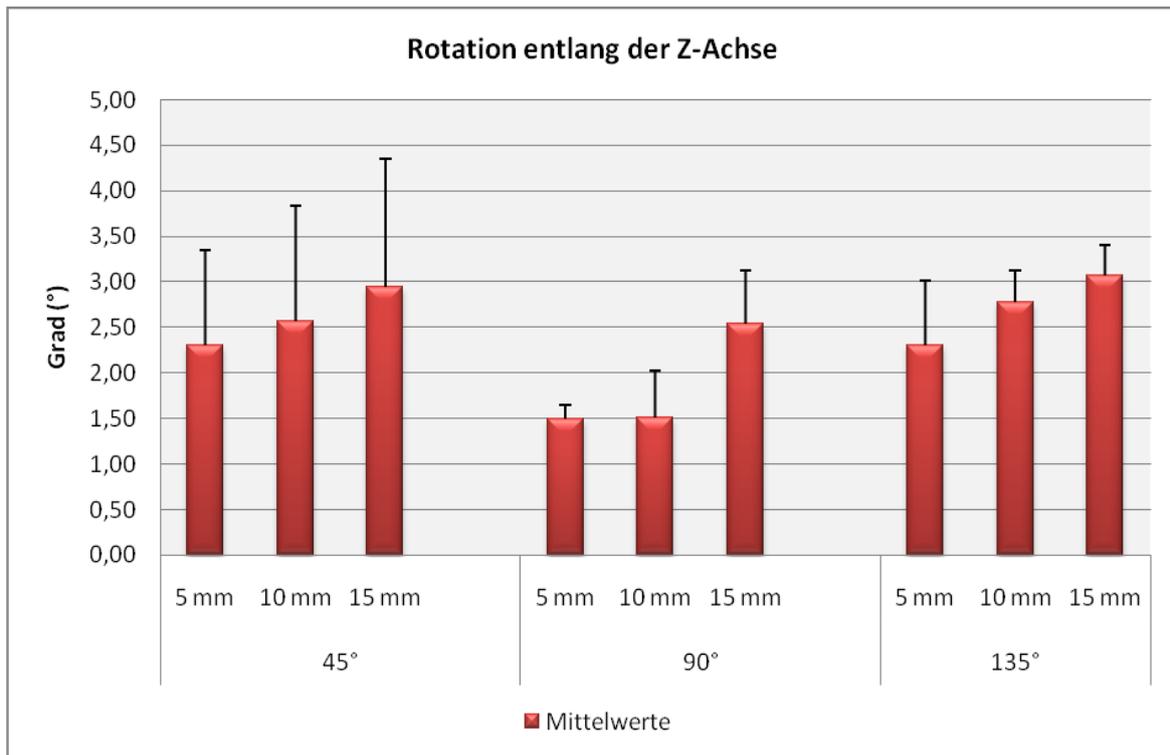


Abbildung 48: Diagramm: Rotation entlang der Z-Achse dargestellt durch die Mittelwerte und die Standardabweichungen.

Erläuterung: Werden die Rotationen entlang der Y-Achse nach HTO an den drei unterschiedlichen Spreizpositionen untersucht, resultiert, dass bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz die kleinsten Rotationen entstehen. Bei einer Spreizung bei 45° und 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz werden fast identische Rotationen beobachtet.

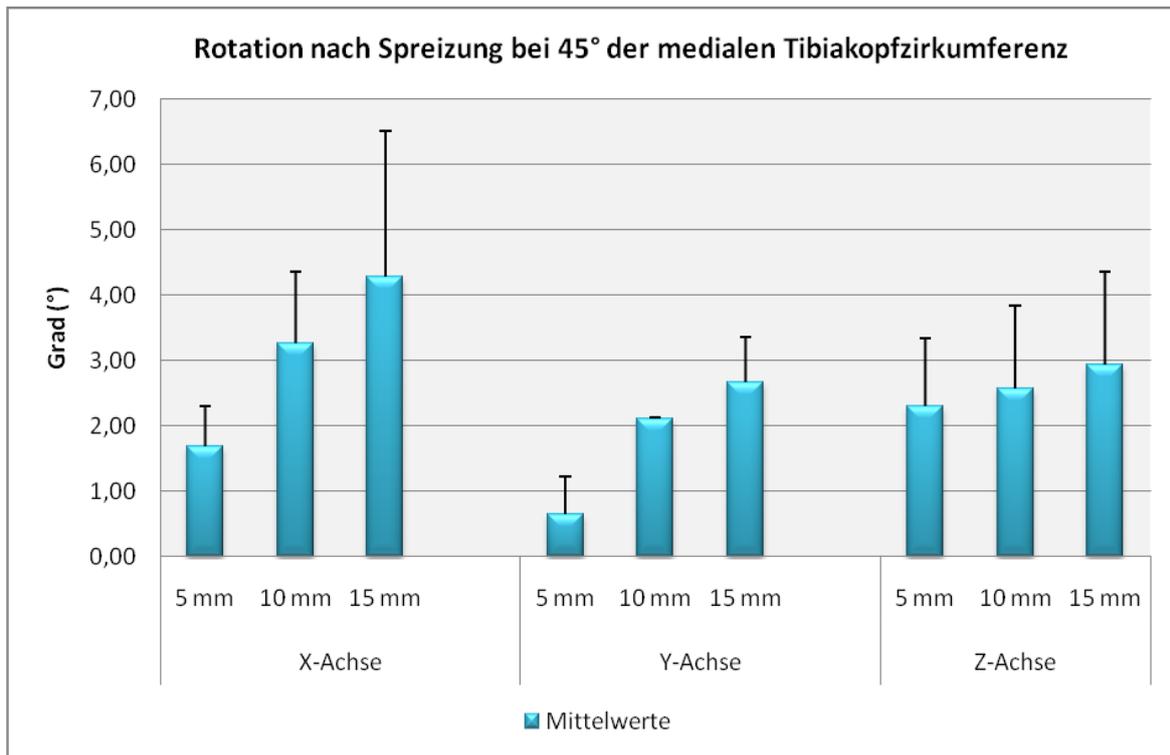


Abbildung 49: Diagramm: Rotation im Raum nach Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz. Dargestellt durch Mittelwerte und Standardabweichung.

Erläuterung: Werden die Rotationen entlang der drei Achsen nach HTO bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz unter Verwendung von drei verschiedenen Keilbasishöhen (5 mm, 10 mm, 15 mm) untersucht, wird die grösste Rotation entlang der X-Achse, die kleinste Rotation entlang der Y-Achse, und eine mittlere Rotation entlang der Z-Achse gemessen. Mit zunehmender Keilbasishöhe vergrössert sich die Rotation entlang der drei Achsen.

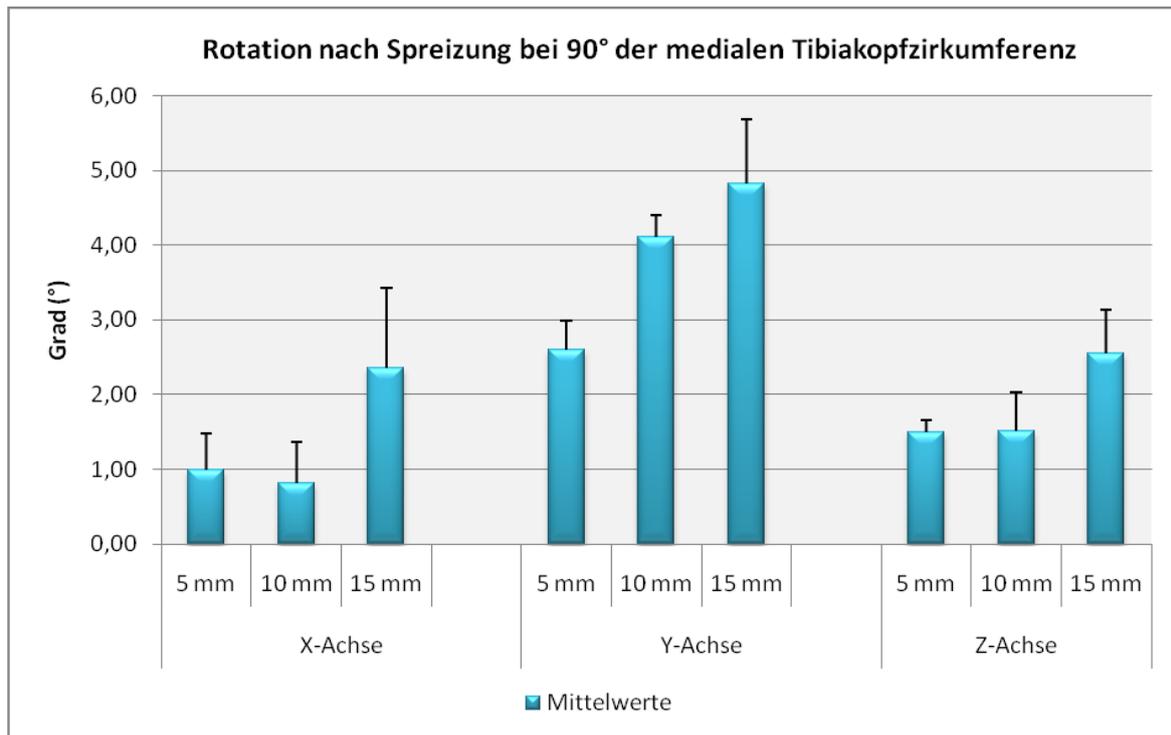


Abbildung 50: Diagramm: Rotation im Raum nach Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz. Dargestellt durch Mittelwerte und Standardabweichung.

Erläuterung: Werden die Rotationen entlang der drei Achsen nach HTO bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz unter Verwendung von drei verschiedenen Keilbasishöhen (5 mm, 10 mm, 15 mm) untersucht, wird die grösste Rotation entlang der Y-Achse, die kleinste Rotation entlang der X-Achse, und eine mittlere Rotation entlang der Z-Achse gemessen. Mit zunehmender Keilbasishöhe vergrössert sich die Rotation entlang der Y-Achsen. Entlang der X- und Z-Achse nimmt die Rotation mit zunehmender KBH zuerst ab, um dann wieder zuzunehmen.

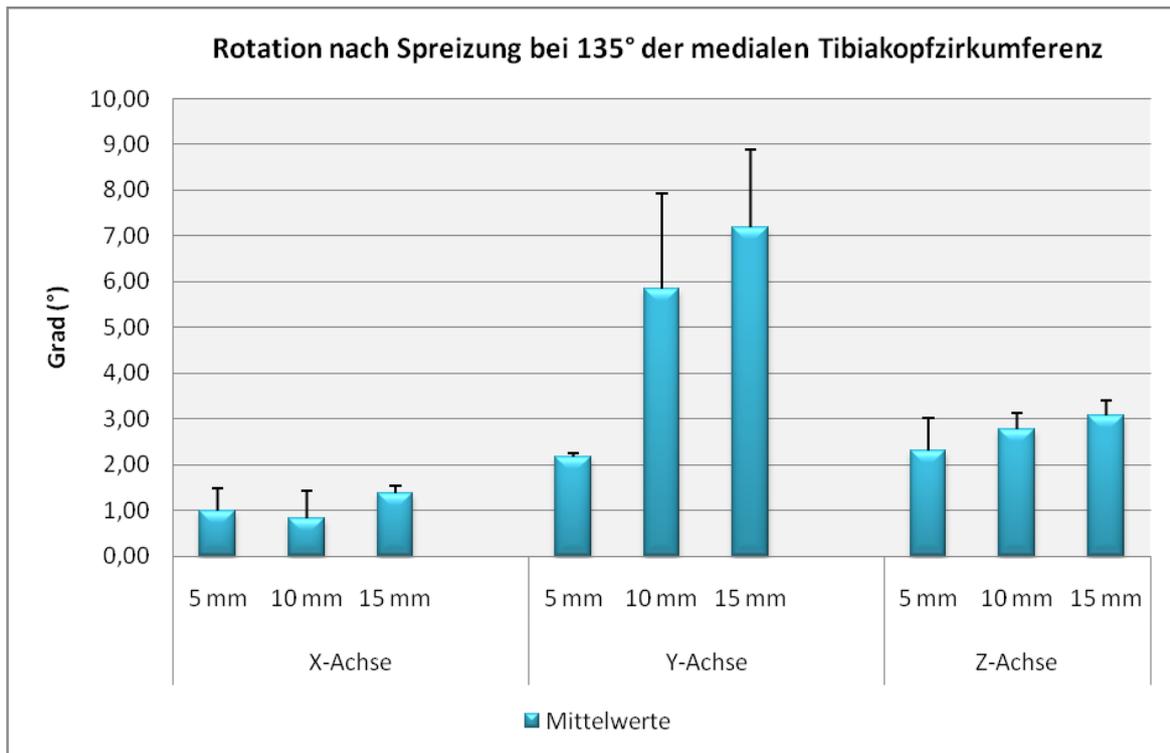


Abbildung 51: Diagramm: Rotation im Raum nach Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz. Dargestellt durch Mittelwerte und Standardabweichung.

Erläuterung: Werden die Rotationen entlang der drei Achsen nach HTO bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz unter Verwendung von drei verschiedenen Keilbasishöhen (5 mm, 10 mm, 15 mm) untersucht, wird die grösste Rotation entlang der Y-Achse, die kleinste Rotation entlang der X-Achse, und eine mittlere Rotation entlang der Z-Achse gemessen. Mit zunehmender Keilbasishöhe vergrössert sich die Rotation entlang der Y- und Z-Achse. Entlang der X-Achse nimmt die Rotation mit zunehmender KBH zuerst leicht ab, um dann wieder zuzunehmen.

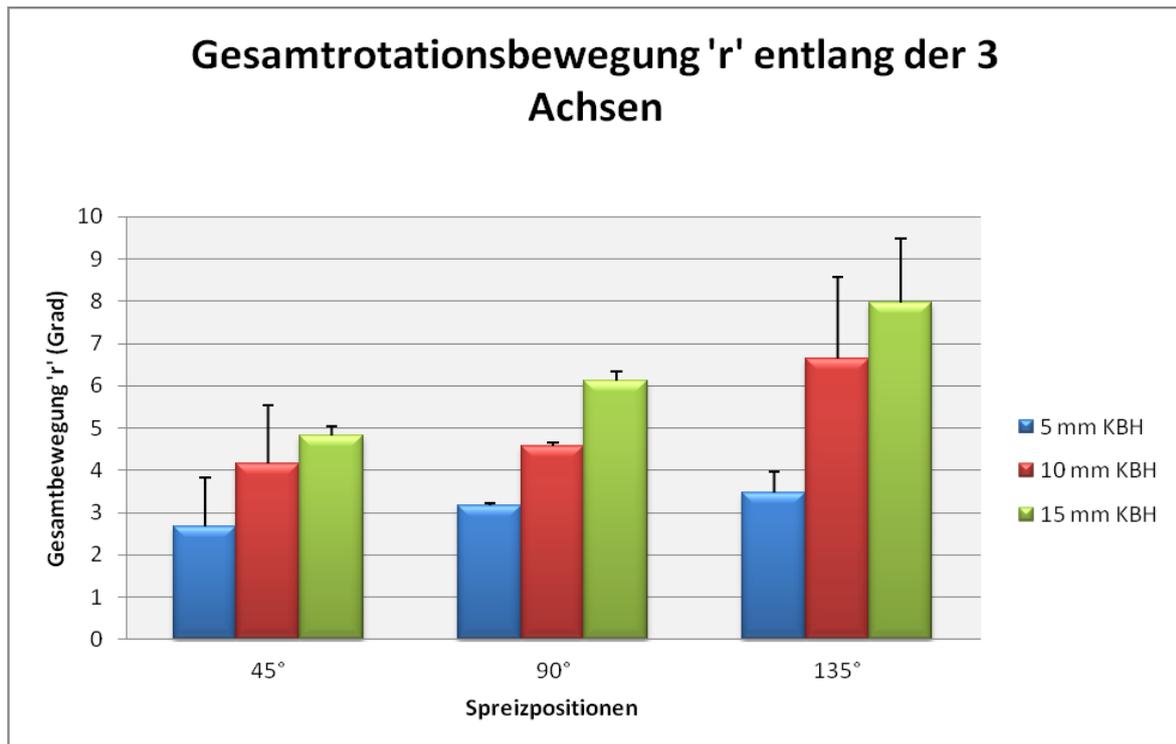


Abbildung 52: Diagramm : Gesamtrotationsbewegung entlang der drei Achsen (Mittelwerte, Standardabweichung)

Erläuterung: Untersucht man die Gesamtbewegung im Raum für die Rotation nach medial aufklappender Osteotomie, beobachtet man, dass für jede der drei gewählten Spreizpositionen die Gesamtbewegung mit Zunahme der Keilbasishöhe zunimmt.

Die kleinsten Rotationsbewegungen im Raum werden bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfcirkumferenz gemessen. Die grössten Rotationsbewegungen im Raum werden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfcirkumferenz gemessen. Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfcirkumferenz werden mittlere Gesamtbewegungen für die Rotation gemessen.

4.2. Ergebnisse der Slope-Auswertungen

1. Ergebnisse der Slope-Messungen an den Röntgenbildern (in °)

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, werden ein Mittelwert von 6,67° mit einer Standardabweichung von 3,08°, ein Minimum von 4,0°, ein Median von 6,00° und ein Maximum von 12,00° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 10 mm werden ein Mittelwert von 7,83° mit einer Standardabweichung von 2,91°, ein Minimum von 5,00°, ein Median von 7,75° und ein Maximum von 12,50° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 15 mm werden ein Mittelwert von 8,33° mit einer Standardabweichung von 2,14°, ein Minimum von 6,00°, ein Median von 8,50° und ein Maximum von 11,50° gemessen.

Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, werden ein Mittelwert von 5,83° mit einer Standardabweichung von 2,48°, ein Minimum von 3,00°, ein Median von 5,50° und ein Maximum von 10,00° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 10 mm werden ein Mittelwert von 6,50° mit einer Standardabweichung von 3,03°, ein Minimum von 3,00°, ein Median von 6,25° und ein Maximum von 11,50° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 15 mm werden ein Mittelwert von 7,58° mit einer Standardabweichung von 2,91°, ein Minimum von 4,00°, ein Median von 7,75° und ein Maximum von 12,00° gemessen.

Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, werden ein Mittelwert von 8,14° mit einer Standardabweichung von 2,27°, ein Minimum von 5,00°, ein Median von 7,00° und ein Maximum von 11,00° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 10 mm werden ein Mittelwert von 7,29° mit einer Standardabweichung von 1,98°, ein Minimum von 4,00°, ein Median von 7,00° und ein Maximum von 10,00° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 15 mm werden ein Mittelwert von 6,14° mit einer Standardabweichung von 1,86°, ein Minimum von 3,00°, ein Median von 6,00° und ein Maximum von 9,00° gemessen.

Siehe Wertetabelle 9 im Anhang

2. Ergebnisse der Differenzen der postoperativen Slopeveränderungen zu den präoperativen Slopemessungen (in °)

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, werden ein Mittelwert von 1,00° mit einer Standardabweichung von 0,55°, ein Minimum von 0,50°, ein Median von 1,00° und ein Maximum von 2,00° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 10 mm werden ein Mittelwert von 2,17° mit einer Standardabweichung von 0,68°, ein Minimum von 1,50°, ein Median von 2,00° und ein Maximum von 3,00° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 15 mm werden ein Mittelwert von 2,67° mit einer Standardabweichung von 1,13°, ein Minimum von 0,50°, ein Median von 3,00° und ein Maximum von 3,50° gemessen.

Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, werden ein Mittelwert von 0,58° mit einer Standardabweichung von 0,74°, ein Minimum von -0,50°, ein Median von 0,75° und ein Maximum von 1,50° gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 10 mm werden ein Mittelwert von 1,25° mit einer Standardabweichung von 0,76°, ein Minimum von 0,5°, ein Median von 1,25° und ein

Maximum von $2,50^\circ$ gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 15 mm werden ein Mittelwert von $2,33^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,93^\circ$, ein Minimum von $1,50^\circ$, ein Median von $2,00^\circ$ und ein Maximum von $3,50^\circ$ gemessen.

Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffizirkumferenz und einer Keilbasishöhe von 5 mm, werden ein Mittelwert von $-1,29^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,95^\circ$, ein Minimum von 0° , ein Median von $-2,00^\circ$ und ein Maximum von $-2,00^\circ$ gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 10 mm werden ein Mittelwert von $-2,14^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,07^\circ$, ein Minimum von $-4,00^\circ$, ein Median von $-2,00^\circ$ und ein Maximum von $-1,00^\circ$ gemessen. Bei Verwendung einer Keilbasishöhe von 15 mm werden ein Mittelwert von $-3,29^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,38^\circ$, ein Minimum von $-6,00^\circ$, ein Median von $-3,00^\circ$ und ein Maximum von $-2,00^\circ$ gemessen.

Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 5 mm, finden sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Spreizpositionen 45° und 135° ($p < 0,001$) sowie zwischen den Spreizpositionen 90° und 135° ($p = 0,002$).

Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 10 mm, finden sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Spreizpositionen 45° und 135° ($p < 0,001$) sowie zwischen den Spreizpositionen 90° und 135° ($p < 0,001$).

Bei Verwendung eines Keiles mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, finden sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Spreizpositionen 45° und 135° ($p < 0,001$) sowie zwischen den Spreizpositionen 90° und 135° ($p < 0,001$).

Siehe Wertetabelle 10 im Anhang

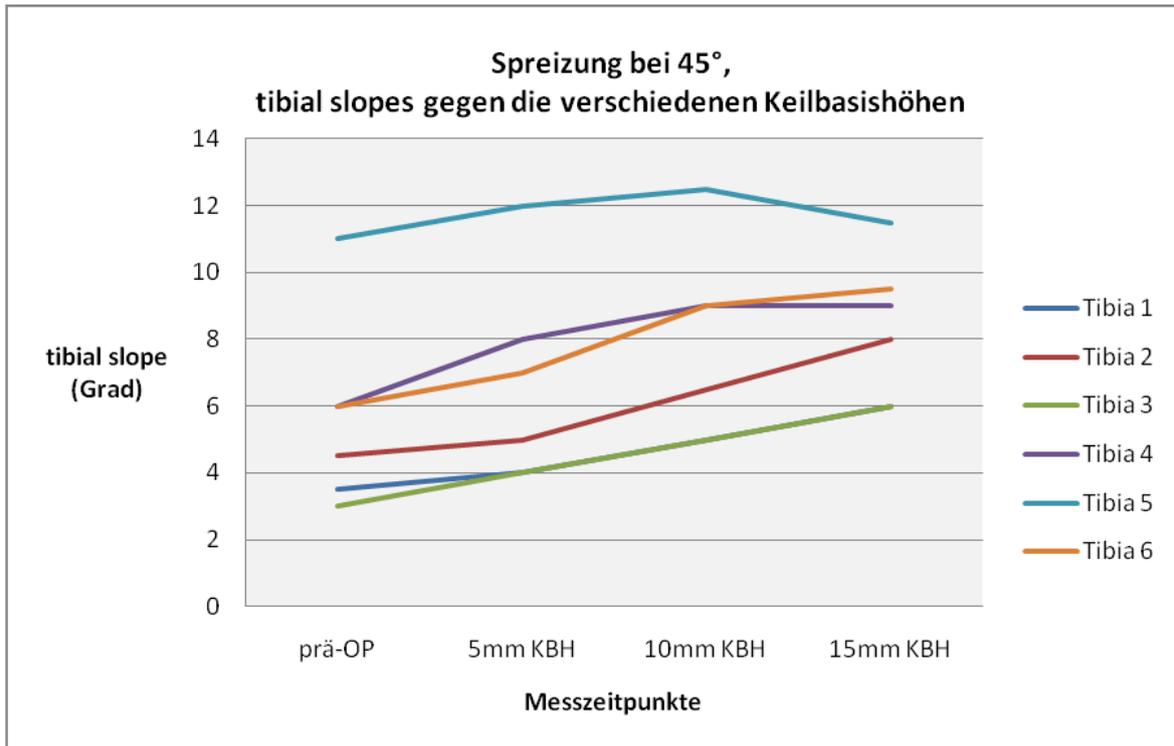


Abbildung: 53: Diagramm: Spreizung bei 45°, tibial slopes gegen die verschiedenen Keilbasishöhen.

Erläuterung: In der ersten Gruppe von Tibiae wurde die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (tibial slope) bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz abhängig von verschiedenen Keilbasishöhen (prä-OP, 5 mm, 10 mm, 15 mm) untersucht. Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz, beobachtet man unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe (KBH), eine Zunahme des tibial slope. Die grösste Zunahme gibt es bei Verwendung eines Keiles mit einer KBH von 15 mm.

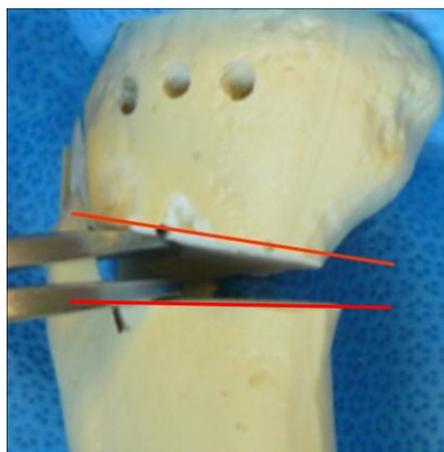


Abbildung 54: Spreizung bei 45°, seitliche Ansicht des Slopes gegenüber der Schnittführung (rote Linien)

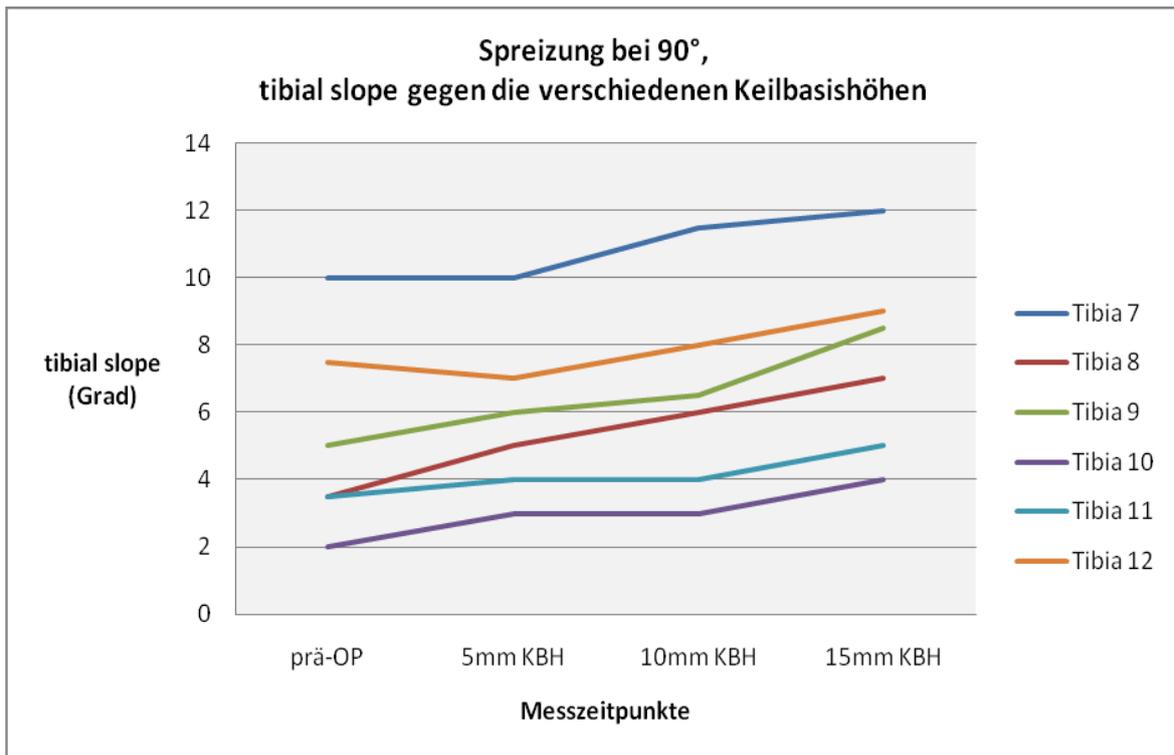


Abbildung 55: Diagramm: Spreizung bei 90°, tibial slopes gegen die verschiedenen Keilbasishöhen.

Erläuterung: In der zweiten Gruppe von Tibiae wurde die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (tibial slope) bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopffizirkumferenz abhängig von verschiedenen Keilbasishöhen (prä-OP, 5 mm, 10 mm, 15 mm) untersucht. Bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopffizirkumferenz, beobachtet man unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe (KBH), eine Zunahme des tibial slope. Die Zunahme des tibial slope in der zweiten Gruppe ist jedoch etwas geringer als in der ersten Gruppe, in welcher die Tibiae bei 45° der medialen Tibiakopffizirkumferenz gespreizt wurden. Die grösste Zunahme gibt es wie in der ersten Gruppe bei Verwendung eines Keiles mit einer KBH von 15 mm.

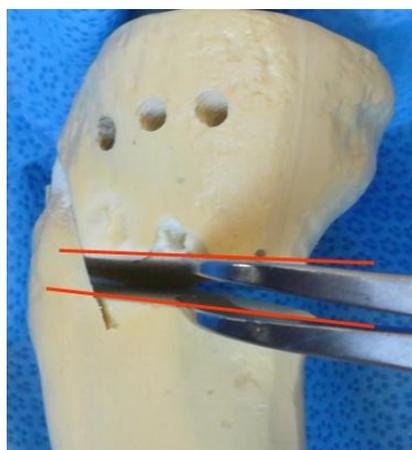


Abbildung 56: Spreizung bei 90°, seitliche Ansicht des Slopes gegenüber der Schnittführung (rote Linien)

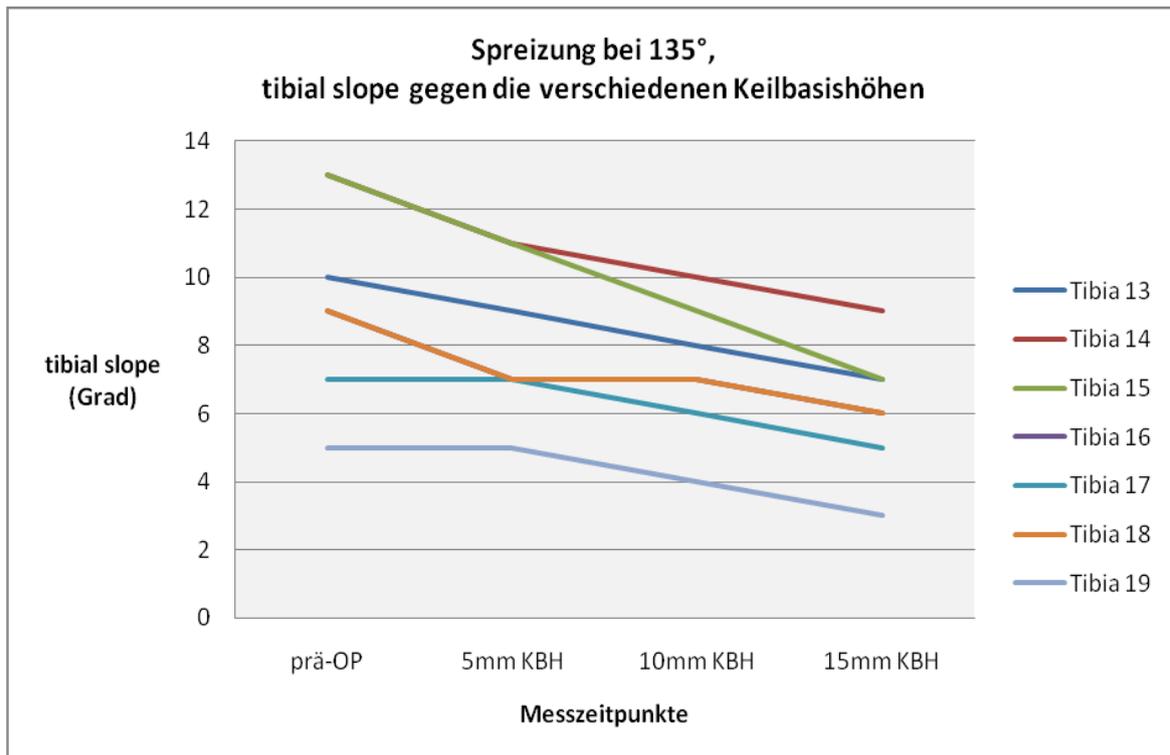


Abbildung 57: Diagramm: Spreizung bei 135°, tibial slopes gegen die verschiedenen Keilbasishöhen.

Erläuterung : In der dritten Gruppe wurde die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (tibial slope) bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz abhängig von verschiedenen Keilbasishöhen (prä-OP, 5 mm, 10 mm, 15 mm) untersucht.

Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz, beobachtet man im Gegensatz zu den Gruppen 1 und 2, unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe (KBH), eine Abflachung des tibial slope.

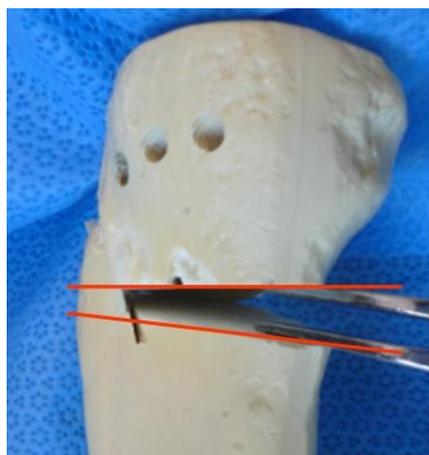


Abbildung 58: Spreizung bei 135°, seitliche Ansicht des Slopes gegenüber der Schnittführung (rote Linien)

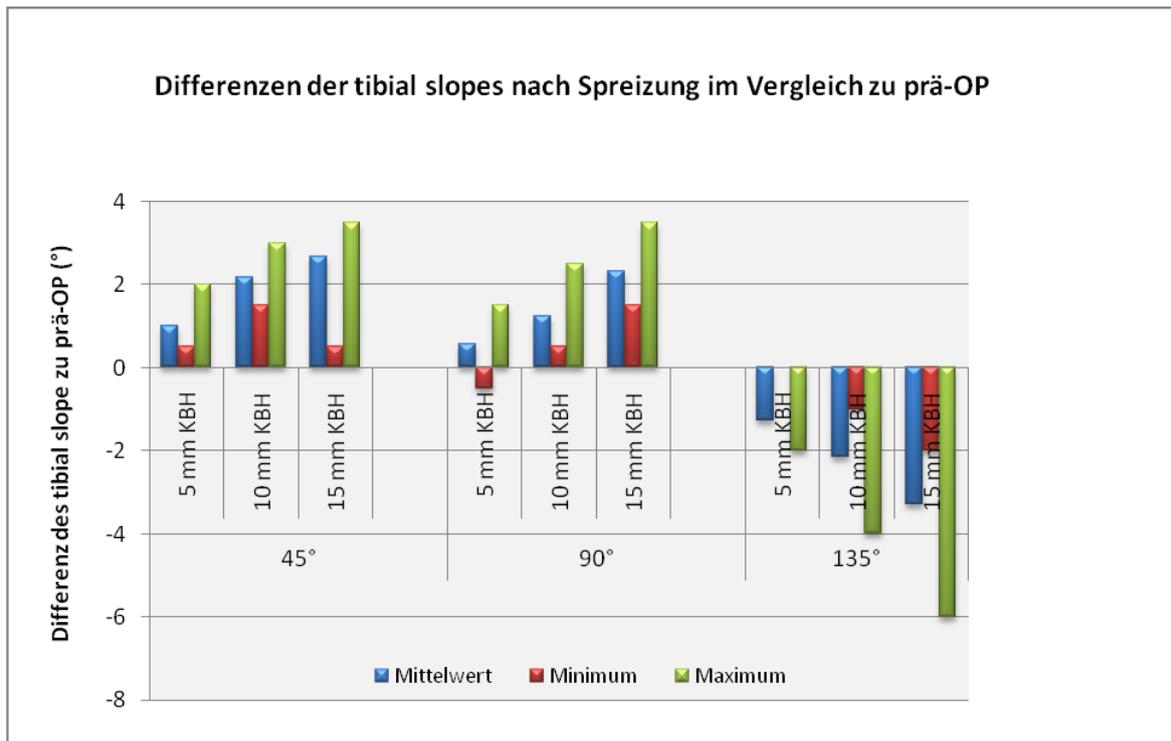


Abbildung 59: Diagramm: Übersicht der Differenzen der tibial slopes zu prä-OP anhand von Mittelwert, Minimum, Maximum

Erläuterung: Die Veränderung des tibial slopes für die drei Spreizpositionen und die drei verwendeten Keilbasishöhen werden anhand der Mittelwerte, Minima und Maxima untersucht. Bei einer Spreizung bei 45° und bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz wird eine Slope Zunahme festgestellt. Die Zunahme ist am stärksten bei einer Spreizung bei 45°. Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz wurde eine Abnahme des tibial slope beobachtet.

Weil das Diagramm in der Abbildung 69 zu unübersichtlich werden würde, wurde auf die graphische Darstellung der Signifikanzen verzichtet.

5. Diskussion

Die Fragestellungen der vorliegenden Studie lauten: Welche Veränderungen erfährt die Anatomie der proximalen Tibia im Rahmen einer aufklappenden, valgusierenden Osteotomie durch eine Änderung der anteroposterioren Position des Osteotomiespreizers innerhalb des Osteotomiespaltes? Hat das Korrekturausmaß eine Auswirkung auf die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (Slope) und auf die Rotation?

Die vorliegende RSA-Untersuchung zeigt, dass eine Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffirkumferenz in Bezug auf die Translation unabhängig von der Keilbasishöhe die grössten Migrationen in allen drei Raumrichtungen verursacht (bei einer KBH von 10 mm, 6,47 mm, p-Wert: 0,065). Eine Spreizerposition bei 90° der medialen Tibiakopffirkumferenz führte zu kleinsten Migrationen (bei einer KBH von 10 mm, 0,87 mm).

In Bezug auf die Rotation wurden die grössten Bewegungen entlang der mediolateralen-Achse bei einer Spreizerposition von 45° der medialen Tibiakopffirkumferenz gemessen (bei einer KBH von 10 mm, 3,27°). Die grössten Bewegungen entlang der kраниокаудalen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffirkumferenz gemessen (bei einer KBH von 10 mm, 5,86°). Die grössten Bewegungen entlang der dorsoventralen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° (bei einer KBH von 10 mm, 2,56 mm) und 135° (bei einer KBH von 10 mm, 2,95°) der medialen Tibiakopffirkumferenz gemessen.

Aus klinischen Studien ist bekannt, dass die Kreuzbänder die primären Stabilisatoren des Kniegelenkes in sagittaler Richtung sind, und dass durch eine Erhöhung des tibialen Slopes ein Rutschen der Tibia nach ventral verursacht wird. Inwiefern eine Veränderung des tibialen Slopes die Stabilität in einem Kniegelenk mit defektem Kreuzband verändert, muss in weiteren Studien untersucht werden. (J. R. Giffin, T. M. Vogrin, T. Zantop, S. L. Woo, and C. D. Harner 2004; Amendola, J. R. Giffin and F. J. Shannon 2007; Hohmann Erik 2006; Amendola A. 2003).

Da die Tibia eine dreidimensionale Struktur ist, bewirkt eine Osteotomie mit einem triangulären Osteotomiespalt Änderungen sowohl in der sagittalen, als auch in der koronalen Ebene.

Die Methode der vorliegenden Studie hat ein idealisiertes in vitro Studiendesign ohne Einfluss von dynamischen und statischen Kräften, die auf das Knie wirken können. Unter Laborbedingungen kommt es daher bei dorsaler Spreizerposition zu einem negativen Slope. In der klinischen Praxis kann mit dieser Methode der Slope allenfalls neutral gehalten werden, da aktive (Muskeltonus) und passive (Bänder) Stabilisatoren dem Aufspreizen entgegen wirken.

Um den Einfluss der Spreizposition untersuchen zu können, wurden 19 fixierte, humane Tibiae in drei Gruppen aufgeteilt. An allen Tibiae wurde eine hohe medial aufklappende Osteotomie (HTO) durchgeführt. Die Tibiae aus der Gruppe 1 wurden bei 45° der medialen Tibiakopffirkumferenz gespreizt. Die Tibiae der Gruppe 2 wurden bei 90° der medialen Tibiakopffirkumferenz gespreizt und die Tibiae der Gruppe 3 bei 135° der medialen Tibiakopffirkumferenz. Es wurde jeweils auf 5, 10, und 15 mm Keilbasishöhe gespreizt. Nach jedem Spreizvorgang wurde die Tibia in zwei Ebenen simultan geröntgt. Die erhaltenen Röntgenbilder wurden dann mittels Präzisionsdurchlichtscanner in Flachbettbauweise eingescannt und mit der RSA-Software bearbeitet.

In einem zweiten Teil wurde auf den Röntgenbildern die Messung der Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (tibial slope) vorgenommen.

Die Berechnung der Mikrobewegungen in den 3 Raumebenen erfolgte entlang der X-Achse (mediolaterale Bewegungsrichtung), der Y-Achse (kraniokaudale Bewegungsrichtung) und der Z-Achse (dorsoventrale Bewegungsrichtung).

Für die Translationsbewegungen kann man sagen, dass unabhängig von der Spreizposition, die grössten Bewegungen entlang der Y-Achse (kraniokaudale Achse) beobachtet wurden. Die kleinsten Bewegungen wurden entlang der X-Achse (mediolaterale Achse) gemessen. Jeweils mittlere Werte wurden entlang der Z-Achse gemessen.

Eine Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffizirkumferenz zeigte unabhängig von der Keilbasishöhe die grössten Bewegungen in alle 3 Richtungen. Eine Spreizung bei 90° zeigte die kleinsten Bewegungen im Raum. Mittlere Werte wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffizirkumferenz gemessen.

Mit Zunahme der Keilbasishöhe nahmen die Mikrobewegungen in allen 3 Raumebenen zu.

Für die Rotationsbewegungen zeigte sich, dass unabhängig von den Keilbasishöhen, die grössten Bewegungen entlang der Y-Achse gemessen wurden. Die kleinsten Rotationsbewegungen entstanden unabhängig von der Keilbasishöhe entlang der X-Achse.

Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffizirkumferenz wurden die grössten Rotationsbewegungen entlang der X-Achse gemessen. Die kleinsten Rotationsbewegungen entlang der X-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° gemessen.

Die grössten Rotationsbewegungen entlang der Y-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopffizirkumferenz gemessen. Die kleinsten Rotationsbewegungen entlang der Y-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° gemessen.

Die grössten Rotationsbewegungen entlang der Z-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° und 135° der medialen Tibiakopffizirkumferenz gemessen.

Die axiale Rotation zwischen den Tibiasegmenten nach hoher Tibiaosteotomie wurde in mehreren Studien bereits teilweise untersucht.

In einer Kadaver-Studie von Kendoff, welche mit einem CT basierten 3D-Computermodell durchgeführt wurde, zeigte sich eine externe Rotation des distalen Tibiasegmentes nach hoher Tibiaosteotomie. In dieser Studie wurden keine axialen Kräfte berücksichtigt (Kendoff D. 2008).

In einer klinischen Studie von Beitzel wurden nach intraoperativer Kontrolle der Rotation durch 2 Kirschnerdrähte, mit Hilfe eines Bildwandlers, intraoperative Daten erfasst. Die Studie zeigte eine interne Rotation des distalen Tibiasegmentes nach hoher Tibiaosteotomie (Beitzel K. et al 2010). Mögliche Ursachen der internen Rotation könnten klinisch durch Zug durch Harmstrings, biomechanisch durch axialen Druck, oder durch die Approximierung der sagittalen Osteotomieebene erklärt werden. Zu dieser Ursachenerforschung liegen noch keine ausreichenden Studien vor.

In einer Kadaver-Studie von Pape wurde unter zyklischer, axialer Belastung, eine interne Rotation des distalen Tibiasegmentes beobachtet. Es handelte sich um eine Röntgen-Stereometrie-Analyse (Pape D. (2010)).

Im zweiten Teil der vorliegenden Untersuchung, wurde die Auswirkung der medial aufklappenden Osteotomie auf die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus untersucht. Bei der Untersuchung der Veränderungen des tibial slope in Abhängigkeit von der Spreizposition und den verwendeten Keilbasishöhen, wurde deutlich, dass der Slope bei einer Spreizung bei 45° und 90° der medialen Tibiakopffizirkumferenz, unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe, deutlich zunimmt. Bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopffizirkumferenz mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, nimmt der Slope am stärksten zu (Mittelwert 2,66°, Minimum 0,5°, Maximum 3,5°). Bei einer Spreizung bei 90° mit einer Keilbasishöhe von 15 mm, wurde ebenfalls eine Zunahme des tibial slope beobachtet

(Mittelwert 2,33°, Minimum 1,5°, Maximum 3,5°), jedoch weniger stark als bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz. Bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz nimmt der Slope, unabhängig von der verwendeten Keilbasishöhe, deutlich ab. Die stärkste Abnahme des tibial slope wurde bei einer Spreizung mit einer Keilbasishöhe von 15 mm (Mittelwert 3,28°, Minimum 2,0°, Maximum 6,0°) gemessen.

Durch eine HTO können Veränderungen in der Frontalebene, sowie in der Sagittal- und Axialebene erreicht werden. In der Sagittalebene kann eine HTO die Stellung der Patella und die Dorsalneigung des Tibiaplateaus (Slope) beeinflussen. Sowohl die Open-wedge- als auch die Closed-wedge-HTO gehen mit einer systemimmanenten Zunahme bzw. Abnahme des tibialen Slopes von ca. 3-5° einher. (EL-Azab H, Halawa A, Anetzberger H et al (2008); Hohmann E, Bryant A, Imhoff AB (2006); Kendoff D, Lo D, Goleski P et al. (2008); Marti CB, Gautier E, Wachtl SW, Jacob RP (2004); Naudie DD, Amendola A, Fowler PJ (2004)). Man geht davon aus, dass eine Erniedrigung des tibialen Slopes die pathologische Ventraltranslation der Tibia bei vorderer Instabilität vermindern kann und somit zu einer Stabilisierung des Kniegelenks durch eine Reduzierung der vorderen Schublade beitragen könnte. Ebenso wird eine Verschiebung der Kontaktfläche bzw. der Last von dorsal nach ventral angenommen.

Im Gegenzug geht man bei einer Erhöhung des tibialen Slopes davon aus, dass diese zu einer Verminderung der pathologischen hinteren Schublade bei hinterer Instabilität führt, und dass die Kontaktfläche bzw. die Last von ventral nach dorsal verschoben wird. Diesen Effekt bestätigte auch eine Studie von Rodner et al (Rodner CM, Adams DJ, Diaz-Doran V, Tate JP, Santangelo SA, Mazzocca AD, Arciero RA (2007)).

Es bestehen theoretische Überlegungen, dass die Slopeveränderungen ebenfalls eine Veränderung der Kreuzbandschspannung mit sich ziehen. Bei Slopeverminderung wird eine Entspannung des vorderen und eine Anspannung des hinteren Kreuzbandes mit konsekutiver Stabilisierung bei hinterer Instabilität angenommen. Andererseits werden durch eine Slopevermehrung, eine Anspannung des vorderen und eine Entspannung des hinteren Kreuzbandes mit konsekutiver Stabilisierung bei vorderer Instabilität angenommen.

Somit scheinen mit diesen Veränderungen in der Sagittalebene Möglichkeiten der Stabilisierung ohne gleichzeitigen Bandersatz bei Knieinstabilität zu bestehen.

Parameter der Gelenkskinematik wie die tibiale Schlussrotation oder Varus-Valgusabweichungen werden durch die Slopeerhöhung nicht betroffen (Agneskirchner JD, Hurschler C, Stukenborg-Cosman C et al (2004)).

Eine Studie von Dejour und Bonnin ermittelte an 281 Patienten mit einseitiger VKB-Ruptur eine signifikante Korrelation zwischen Slope und anteriorer tibialer Translation. Sowohl bei den ebenfalls untersuchten intakten kontralateralen wie auch den VKB-insuffizienten Kniegelenken führte eine Steigerung des tibialen Slopes um 10° zu einer Zunahme der anterioren tibialen Translation um 6 mm, wobei die Ausgangsposition bei den VKB-insuffizienten Kniegelenken schon in einer vermehrten anterioren Tibiatranslation bestand. Diese Studie konnte jedoch nicht klären, inwieweit sich eine HTO auf diese Patienten auswirkt. Dazu gibt es bis jetzt lediglich experimentelle in-vitro-Versuche (Dejour H, Bonnin M (1994)).

Eine Studie von Giffin et al. untersuchte 10 Kniegelenke mit anteriorer öffnender HTO im Sinne einer sogenannten Flexionsosteotomie. Dabei wurde eine durchschnittliche Erhöhung des tibialen Slopes um 4,4° beobachtet. Unter Belastung ergaben sich ein vermehrter tibialer Shift nach ventral bei 0°, eine gesteigerte tibiale Translation bei 90°, jedoch eine unveränderte Spannung des vorderen Kreuzbandes bei 30° und 90° (Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T et al

(2004)). Ein lineares Verhältnis zwischen tibialen Slope und tibialer Translation während einseitiger Belastung des Beines wurde ebenfalls in einer Studie von Agneskirchner et al gezeigt (Agneskirchner JD, Hurschler C, Stukenborg-Cosman C et al (2004)). Eine Slopeerhöhung könnte im Falle einer posterioren bzw. posterolateralen Instabilität die dorsale Tibiakopfluxation vermindern und die Ruheposition des Femurs auf der Tibia nach ventral verschieben. Dieser Effekt wird als vorteilhaft bei HKB-Insuffizienz beschrieben (Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T et al (2004); Giffin RJ, Kathryne J, Stabile et al (2007)). Im Experiment können dadurch bei HKB-Insuffizienz auch die Druckverteilung auf dem Tibiaplateau günstig beeinflusst und ein entlastender Effekt bezüglich lokaler Knorpelschäden erzielt werden.

Eine Studie von Fening et al. kam zu ähnlichen Ergebnissen. In dieser Studie wurden 5 intakte und 5 im Sinne einer proximalen Tibiaflexionsosteotomie veränderte Kniegelenke verglichen. Die durch die Flexionsosteotomie verursachte Zunahme des tibialen Slopes führte zu einem anterioren Tibiashift, einer gesteigerten Aussenrotation der Tibia, jedoch zu keiner Steigerung der Spannung im vorderen Kreuzband, im Gegenteil sogar zu einer Abnahme. Dies ist möglicherweise durch die im Rahmen des Experiments auffällige tibiale Aussenrotation erklärlich (Fening SD, Kovacic J, Kambic H et al (2008)).

Es liegen jedoch bisher keine Untersuchungen zu einer Verminderung des tibialen Slopes und deren Auswirkung auf die Spannung des VKB bzw. die Stabilität des Kniegelenks vor. Es liegen auch keine klinischen Arbeiten zur Therapie einer Kniegelenkinstabilität mit alleiniger HTO vor. Aus der Veterinärmedizin ist jedoch gewusst, dass die ventrale Closed-wedge-Tibiakopfextensionsosteotomie mit dem Ziel der Herstellung eines neutralen Slopewinkels von guten objektivierbaren wie auch subjektiven Eindrücken der Hundehalter begleitet wird (Slocumb B, Slocumb TD (1993)).

Verschiedene Studien zeigten, dass durch Vermeidung des systemimmanenten Effekts einer Zunahme des tibialen Slopes von ca. 3-5° durch die open-wedge-HTO zusätzlich ein geringfügiges Streckdefizit mit einer valgusierenden HTO adressiert werden kann (EL-Azab H, Halawa A, Anetzberger H et al (2008); Kendoff D, Lo D, Goleski P et al (2008); Marti CB, Gautier E, Wachtl SW, Jacob RP (2004); Naudie DD, Amendola A, Fowler PJ (2004)). Hierfür ist es wichtig, dass der dorsale Osteotomiespalt grösser ist als der ventrale in der Nähe der Tuberositas tibiae (Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T et al (2004)). Ausserdem muss eine komplette posteriore Osteotomie durchgeführt werden, und die Osteosyntheseplatte soweit posterior wie möglich platziert werden (Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D (1987)). Um diese Situation zu erreichen, empfiehlt es sich, den Knochenspreizer zur Öffnung der HTO möglichst weit posterior zu platzieren und gleichzeitig das Kniegelenk mit Hilfe von K-Drähten in einem leichten Durchhang zu positionieren.

Eine Studie von Chae et al zeigte, dass bei aufklappender Osteotomie durch die Verwendung von autologen trikortikalen Iliakalknochen transplantationen mit interner Fixation und früher Mobilisation eine Veränderung des tibialen Slopes verhindert werden konnte (Chae DJ, Shetty GM, Lee DB, Choi HW, Han SB, Nha KW (2008)).

Eine Studie von Bombaci et al zeigte, dass der tibiale Slope durch eine HTO mit anteriorer Spreizung zunimmt, was vermutlich mit dem triangulären Osteotomiespalt, dem über dem Osteotomieschnitt befindlichen Tibiateil, dem Design der verwendeten Platte und der Spreizposition assoziiert ist. In der Studie wird ebenfalls postuliert, dass eine posteriore Spreizposition den Slope erniedrigen könnte (Bombaci H, Canbora K, Onur G, Görgec M (2005)).

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigen somit die Studie von Bombaci et al, jedoch mit dem Unterschied dass die Studie von Bombaci et al. am lebenden Menschen vorgenommen wurde.

Die Anfertigung von Standard-Röntgenaufnahmen ist eine wenig invasive Methode, welche zur Erfassung grösserer Instabilitäten oder Bewegungen in der zweidimensionalen Darstellung von Nutzen ist (Bernicker, Kohl, et al. 1999; Kai, Oyama, et al. 2004; Lowe, Hopf, et al. 1996). Der relative Nachteil des zweidimensionalen Nativröntgens jedoch liegt in der unzureichenden Genauigkeit, welche mit Werten zwischen 1 und 5 mm als zu gering gilt, um reproduzierbare Messungen an Röntgenbildern durchzuführen. Die Fehlinterpretation von Röntgenaufnahmen, welche in bis zu 31% der Fälle beobachtet wurde, ist eine weitere Fehlerquelle (Kawakami, Tamaki, et al. 2002). Diese diagnostische Lücke kann jedoch mit Hilfe der Röntgenstereometrieanalyse (RSA) geschlossen werden, weshalb sie auch in der orthopädischen Forschung immer mehr zum Einsatz kommt (Karrholm, Hansson, et al. 1985; Karrholm 1989; Karrholm & Snorrason 1992; Karrholm, Borssen, et al. 1994; Karrholm, Jonsson, et al. 1994; Ragnarsson, Eliasson, et al. 1992). Die Genauigkeit der Röntgenstereometrieanalyse liegt in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung zwischen 0,3 und 0,7 mm und ermöglicht die Quantifizierung von mikroskopischen Bewegungen des Tibiakopfes im dreidimensionalen Raum (Johnsson, Selvik, et al. 1990; Johnsson, Stromqvist, et al. 1992; Johnsson, Axelsson, et al. 1999).

Das Studiendesign weist folgende Schwächen auf:

Es muss darauf hingewiesen werden, dass die Ergebnisse der vorliegenden Studie nicht ohne weiteres auf Tibiae im lebenden menschlichen Körper übertragen werden können. In der Studie wurden Tibiae verwendet, deren Weichteile zuvor entfernt wurden. Im menschlichen Körper sind die Tibiaköpfe jedoch von einer Gelenkkapsel, Menisken, Muskeln und Bändern umgeben.

Beim lebenden Menschen wird ein axialer Druck auf das Tibiaplateau ausgeübt, welcher bei der Studie nicht berücksichtigt wurde.

Die Ergebnisse der vorliegenden biomechanischen RSA Studie lassen die folgenden Schlussfolgerungen zu:

1. eine Spreizposition im anterioren Teil der medialen Tibiakopfkumferenz erhöht den Slope, und eine Spreizposition im posterioren Teil der medialen Tibiakopfkumferenz vermindert den Slope
2. Keile mit unterschiedlicher Keilbasishöhe verändern den Slope unterschiedlich
3. Die Dorsalneigung und die Rotation des Tibiaplateaus werden sowohl von der Keilbasishöhe, des Korrekturbedarfes, als auch durch die Position des Osteotomiespreizers in Form der Plastikkeile beeinflusst.

Die vorliegende RSA-Untersuchung zeigt, dass eine Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz in Bezug auf die Translation unabhängig von der Keilbasishöhe (=KBH) die grössten Migrationen in allen drei Raumrichtungen verursacht (bei einer KBH von 10 mm, 6,47 mm, p-Wert: 0,065). Eine Spreizerposition bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz führte zu kleinsten Migrationen (bei einer KBH von 10 mm: 0,87 mm).

In Bezug auf die Rotation wurden die grössten Bewegungen entlang der mediolateralen-Achse bei einer Spreizerposition von 45° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen (bei einer KBH von 10 mm: 3,27°). Die grössten Bewegungen entlang der kraniokaudalen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz gemessen (bei

einer KBH von 10 mm: 5,86°). Die grössten Bewegungen entlang der dorsoventralen-Achse wurden bei einer Spreizung bei 45° (bei einer KBH von 10 mm: 2,56 mm) und 135° (bei einer KBH von 10 mm: 2,95°) der medialen Tibiakopfzirkumferenz gemessen.

6. Schlussfolgerung

Aus der Sicht des Operateurs ergeben sich die folgenden Konsequenzen:

- Wenn der Slope nicht verändert werden soll, sollte die Spreizposition bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz gewählt werden.
- Wenn der Slope unverändert bleiben soll, sollten 2 Spreizer eingesetzt werden: 1 ventral platzierter Spreizer mit einer höheren KBH und ein dorsal platzierter Spreizer mit einer kleineren KBH.
- Um den Slope zu neutralisieren sollte ein Spreizer bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz eingesetzt werden.
- Wenn der Slope erhöht werden soll, sollte eine ventrale Spreizposition bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz gewählt werden.

7. Wertetabellen

Wertetabelle 1: Ergebnisse der Translation in mm entlang der X-Achse (Transversale Bewegungsrichtung, mediolaterale Bewegungsrichtung)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfizirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	-0,84	-1,22	-1,68
Standardabweichung	0,22	0,55	0,57
Median	-0,89	-1,23	-1,40
Minimum	-0,47	-0,321	-1,08
Maximum	-1,02	-1,72	-2,504

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfizirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	0,23	0,87	1,11
Standardabweichung	0,51	1,82	2,95
Median	0,62	1,32	0,98
Minimum	-0,335	-2,32	-3,57
Maximum	0,85	2,13	4,20

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfizirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,02	0,94	1,15
Standardabweichung	0,66	1,09	1,40
Median	0,98	1,27	1,52
Minimum	0,23	-1,09	-1,88
Maximum	2,07	2,25	2,58

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	< 0,001	0,021	0,041
$\mu_{45} = \mu_{90}$	0,021	0,058	0,093
$\mu_{45} = \mu_{135}$	< 0,001	0,034	0,063
$\mu_{90} = \mu_{135}$	0,066	0,996	0,999

Wertetabelle 2: Ergebnisse der Translation in mm entlang der Y-Achse (Vertikale Bewegungsrichtung, kraniokaudale Bewegungsrichtung)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfizirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	2,56	5,31	9,14
Standardabweichung	3,07	1,91	0,70
Median	1,66	5,63	9,34
Minimum	0,21	2,75	8,15
Maximum	6,70	7,231	9,507

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfizirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,82	5,36	8,35
Standardabweichung	0,38	1,35	1,14
Median	1,85	5,23	8,14
Minimum	1,39	3,48	6,84
Maximum	2,37	7,23	9,78

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfizirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,22	7,30	12,25
Standardabweichung	2,20	1,31	1,67
Median	2,12	7,21	12,54
Minimum	-2,35	5,64	9,34
Maximum	3,02	9,13	13,67

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	0,610	0,063	0,001
$\mu_{45} = \mu_{90}$	-	-	0,688
$\mu_{45} = \mu_{135}$	-	-	0,009
$\mu_{90} = \mu_{135}$	-	-	0,001

Bemerkung: wenn $\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$ nicht signifikant ($p \leq 0,05$) war, wurden keine Werte für den Scheffé-Test ($\mu_{45} = \mu_{90}$, $\mu_{45} = \mu_{135}$, $\mu_{90} = \mu_{135}$) angegeben.

Wertetabelle 3: Ergebnisse der Translation in mm entlang der Z-Achse (Sagittale Bewegungsrichtung, dorsoventrale Bewegungsrichtung)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,60	2,21	3,73
Standardabweichung	1,30	2,01	3,57
Median	2,08	2,89	4,02
Minimum	0,26	0,11	0,15
Maximum	3,27	4,65	8,23

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	0,54	1,38	2,18
Standardabweichung	0,21	0,80	1,08
Median	0,59	1,14	2,54
Minimum	0,21	0,30	0,33
Maximum	0,77	2,21	3,13

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,59	1,92	2,58
Standardabweichung	0,59	1,04	1,08
Median	1,35	2,24	2,58
Minimum	0,98	0,34	1,21
Maximum	2,64	2,98	4,466

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	0,081	0,624	0,496
$\mu_{45} = \mu_{90}$	-	-	-
$\mu_{45} = \mu_{135}$	-	-	-
$\mu_{90} = \mu_{135}$	-	-	-

Bemerkung: wenn $\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$ nicht signifikant ($p \leq 0,05$) war, wurden keine Werte für den Scheffé-Test ($\mu_{45} = \mu_{90}$, $\mu_{45} = \mu_{135}$, $\mu_{90} = \mu_{135}$) angegeben.

Wertetabelle 4: Ergebnisse der Gesamttranslationsbewegung (r) im Raum

Gesamtbewegung im Raum ($r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$) bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	3,73	6,47	10,70
Standardabweichung	2,66	1,17	1,77
Median	3,61	6,32	11,06
Minimum	0,60	5,36	8,27
Maximum	7,09	7,88	12,40

Gesamtbewegung im Raum ($r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$) bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,99	5,93	9,18
Standardabweichung	0,31	1,02	0,70
Median	1,98	6,01	8,90
Minimum	1,57	4,64	8,58
Maximum	2,46	7,44	10,19

Gesamtbewegung im Raum ($r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$) bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	3,10	7,72	12,67
Standardabweichung	0,57	1,36	1,71
Median	3,33	7,80	12,98
Minimum	2,21	6,32	9,56
Maximum	3,77	9,49	14,39

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	0,178	0,065	0,005
$\mu_{45} = \mu_{90}$	-	-	0,346
$\mu_{45} = \mu_{135}$	-	-	0,148
$\mu_{90} = \mu_{135}$	-	-	0,005

Bemerkung: wenn $\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$ nicht signifikant ($p \leq 0,05$) war, wurden keine Werte für den Scheffé-Test ($\mu_{45} = \mu_{90}$, $\mu_{45} = \mu_{135}$, $\mu_{90} = \mu_{135}$) angegeben.

Wertetabelle 5: Ergebnisse der Rotation in Grad (°) entlang der X-Achse (Transversale Bewegungsrichtung, mediolaterale Bewegungsrichtung)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,69	3,27	4,28
Standardabweichung	0,60	1,08	2,23
Median	1,36	3,48	3,15
Minimum	1,32	2,10	2,84
Maximum	2,39	4,23	6,85

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	0,99	0,81	2,35
Standardabweichung	0,49	0,55	1,07
Median	1,23	0,88	2,52
Minimum	0,43	0,23	1,21
Maximum	1,32	1,32	3,33

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	0,99	0,84	1,37
Standardabweichung	0,49	0,59	0,16
Median	1,23	0,88	1,39
Minimum	0,43	0,23	1,21
Maximum	1,32	1,40	1,52

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	0,255	0,013	0,113
$\mu_{45} = \mu_{90}$	-	0,023	-
$\mu_{45} = \mu_{135}$	-	0,024	-
$\mu_{90} = \mu_{135}$	-	0,999	-

Bemerkung: wenn $\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$ nicht signifikant ($p \leq 0,05$) war, wurden keine Werte für den Scheffé-Test ($\mu_{45} = \mu_{90}$, $\mu_{45} = \mu_{135}$, $\mu_{90} = \mu_{135}$) angegeben.

Wertetabelle 6: Ergebnisse der Rotation in Grad (°) entlang der Y-Achse (Vertikale Bewegungsrichtung, kraniokaudale Bewegungsrichtung)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	0,66	2,12	2,66
Standardabweichung	0,56	0,01	0,69
Median	0,66	2,12	2,66
Minimum	0,26	2,11	2,18
Maximum	1,05	2,12	3,15

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	2,59	4,12	4,83
Standardabweichung	0,40	0,29	0,86
Median	2,59	4,12	4,83
Minimum	2,31	3,91	4,22
Maximum	2,87	4,32	5,43

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	2,18	5,86	7,18
Standardabweichung	0,08	2,09	1,70
Median	2,18	5,86	7,18
Minimum	2,12	4,38	5,98
Maximum	2,23	7,33	8,38

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	0,033	0,118	0,068
$\mu_{45} = \mu_{90}$	0,038	-	-
$\mu_{45} = \mu_{135}$	0,071	-	-
$\mu_{90} = \mu_{135}$	0,630	-	-

Bemerkung: wenn $\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$ nicht signifikant ($p \leq 0,05$) war, wurden keine Werte für den Scheffé-Test ($\mu_{45} = \mu_{90}$, $\mu_{45} = \mu_{135}$, $\mu_{90} = \mu_{135}$) angegeben.

Wertetabelle 7: Ergebnisse der Rotation in Grad (°) entlang der Z-Achse (Sagittale Bewegungsrichtung, dorsoventrale Bewegungsrichtung)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	2,30	2,56	2,94
Standardabweichung	1,04	1,27	1,42
Median	2,31	3,13	3,45
Minimum	1,26	1,11	1,34
Maximum	3,34	3,45	4,03

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,50	1,51	2,54
Standardabweichung	0,15	0,52	0,59
Median	1,45	1,34	2,21
Minimum	1,37	1,09	2,20
Maximum	1,67	2,09	3,22

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	2,61	2,95	3,23
Standardabweichung	0,43	0,52	0,13
Median	2,83	2,98	3,20
Minimum	2,12	2,89	3,11
Maximum	2,89	2,98	3,37

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	0,179	0,148	0,659
$\mu_{45} = \mu_{90}$	-	-	-
$\mu_{45} = \mu_{135}$	-	-	-
$\mu_{90} = \mu_{135}$	-	-	-

Bemerkung: wenn $\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$ nicht signifikant ($p \leq 0,05$) war, wurden keine Werte für den Scheffé-Test ($\mu_{45} = \mu_{90}$, $\mu_{45} = \mu_{135}$, $\mu_{90} = \mu_{135}$) angegeben.

Wertetabelle 8: Ergebnisse der Gesamtrationsbewegung (r) im Raum

Gesamtbewegung im Raum ($r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$) bei einer Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	2,67	4,16	4,81
Standardabweichung	1,16	1,39	0,23
Median	2,67	4,16	4,81
Minimum	1,84	3,18	4,65
Maximum	3,49	5,14	4,97

Gesamtbewegung im Raum ($r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$) bei einer Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	3,18	4,58	6,13
Standardabweichung	0,05	0,07	0,20
Median	3,18	4,58	6,13
Minimum	3,14	4,53	5,99
Maximum	3,21	4,63	6,27

Gesamtbewegung im Raum ($r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$) bei einer Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	3,46	6,65	7,97
Standardabweichung	0,50	1,91	1,52
Median	3,46	6,65	7,97
Minimum	3,11	5,30	6,89
Maximum	3,82	8,00	9,05

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	0,600	0,290	0,085
$\mu_{45} = \mu_{90}$	-	-	-
$\mu_{45} = \mu_{135}$	-	-	-
$\mu_{90} = \mu_{135}$	-	-	-

Bemerkung: wenn $\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$ nicht signifikant ($p \leq 0,05$) war, wurden keine Werte für den Scheffé-Test ($\mu_{45} = \mu_{90}$, $\mu_{45} = \mu_{135}$, $\mu_{90} = \mu_{135}$) angegeben.

Wertetabelle 9: Ergebnisse der Slope-Messungen an den Röntgenbildern (in °)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz

Keilbasishöhe	Prä-OP	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	5,67	6,67	7,83	8,33
Standardabweichung	2,89	3,08	2,91	2,14
Median	5,25	6,00	7,75	8,50
Minimum	3,00	4,00	5,00	6,00
Maximum	11,00	12,00	12,50	11,50

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz

Keilbasishöhe	Prä-OP	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	5,25	5,83	6,50	7,58
Standardabweichung	2,98	2,48	3,03	2,91
Median	4,25	5,50	6,25	7,75
Minimum	2,00	3,00	3,00	4,00
Maximum	10,00	10,00	11,50	12,00

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz

Keilbasishöhe	Prä-OP	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	9,43	8,14	7,29	6,14
Standardabweichung	2,94	2,27	1,98	1,86
Median	9,00	7,00	7,00	6,00
Minimum	5,00	5,00	4,00	3,00
Maximum	13,00	11,00	10,00	9,00

Wertetabelle 10: Ergebnisse der Differenzen der postoperativen Slopeveränderungen zu den präoperativen Slopemessungen (in °)

- Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	1,00	2,17	2,67
Standardabweichung	0,55	0,68	1,13
Median	1,00	2,00	3,00
Minimum	0,50	1,50	0,50
Maximum	2,00	3,00	3,50

- Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	0,58	1,25	2,33
Standardabweichung	0,74	0,76	0,93
Median	0,75	1,25	2,00
Minimum	-0,50	0,50	1,50
Maximum	1,50	2,50	3,50

- Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfzirkumferenz

Keilbasishöhe	5mm	10mm	15mm
Mittelwert	-1,29	-2,14	-3,29
Standardabweichung	0,95	1,07	1,38
Median	-2,00	-2,00	-3,00
Minimum	-2,00	-4,00	-6,00
Maximum	0,00	-1,00	-2,00

Signifikanz (p-Werte)

$\mu_{45} = \mu_{90} = \mu_{135}$	< 0,001	< 0,001	< 0,001
$\mu_{45} = \mu_{90}$	0,656	0,219	0,887
$\mu_{45} = \mu_{135}$	< 0,001	< 0,001	< 0,001
$\mu_{90} = \mu_{135}$	0,002	< 0,001	< 0,001

8. Abbildungen und Tabellen

- Abbildung 1 Seite 7: Ganzbeinübersicht mit eingezeichneten Winkel der Achsabweichung eines Patienten mit Genu varum.
- Abbildung 2 Seite 10: Gruppeneinteilung der Tibiae
- Abbildung 3 Seite 11: Übersicht über die Datenerhebung als Kombination aus Keilbasishöhe und Spreizposition
- Abbildung 4 Seite 12: Schema der Festlegung der Spreizpositionen (1. Position bei 45°, 2. Position bei 90°, 3. Position bei 135°). Ansicht von apikal.
- Abbildung 5 Seite 13: die verwendeten Keile
- Abbildung 6 Seite 13: Schnittführung für die mediale HTO (Ansicht von ventral)
- Abbildung 7 Seite 14: Spreizposition 1 (bei 45° der medialen Tibiakopfkumferenz) mit den verschiedenen Keilen (5, 10, 15 mm KBH). Ansicht von ventral und lateral.
- Abbildung 8 Seite 14: Spreizposition 2 (bei 90° der medialen Tibiakopfkumferenz) mit den verschiedenen Keilen (5, 10, 15 mm KBH). Ansicht von ventral und lateral.
- Abbildung 9 Seite 14: Spreizposition 3 (bei 135° der medialen Tibiakopfkumferenz) mit den verschiedenen Keilen (5, 10, 15 mm KBH). Ansicht von ventral und lateral.
- Abbildung 10 Seite 17: Schematische Darstellung der RSA-Technik. Das mit Tantalummarker markierte Objekt wird in die Mitte des Kalibrierungskäfigs gelegt. Dann erfolgen simultan zwei stereographische Röntgenaufnahmen mit zwei konventionellen, in einem Winkel von 90° zu einander montierten Röntgenröhren. Die Tantalummarker des Objektes und die des Kalibrierungskäfigs werden so auf den beiden Röntgenfilmen abgebildet.
- Abbildung 11 Seite 18: RSA Markierungsstellen 1-6 proximal des Osteotomiespaltes (apikale Ansicht)
- Abbildung 12 Seite 19: RSA Markierungsstellen 7-9 (mediale Ansicht)
- Abbildung 13 Seite 19: RSA Markierungsstellen 10-12 (laterale Ansicht)
- Abbildung 14 Seite 19: Implantationswerkzeug der Firma RSA BioMedical Innovations AB, Umea/Schweden.
- Abbildung 15 Seite 20: Ausrichten der beiden Röntgenröhren auf den RSA-Kalibrierungskäfig in einem Winkel von 90° zueinander.
- Abbildung 16 Seite 21: biplanarer RSA-Kalibrierungskäfig zur Untersuchung der Extremitäten (RSA BioMedical Innovations AB, Umea/Schweden)
- Abbildung 17 Seite 21: exakte Positionierung der Tibia im Kalibrierungskäfig
- Abbildung 18 Seite 22: Übersicht der Röntgenzeitpunkte
- Abbildung 19 Seite 23: RSA-Arbeitsplatz mit Computer, DIN A3 Durchlichtscanner, und großem Bildschirm zur Bildverarbeitung.
- Abbildung 20 Seite 24: RSA-Röntgenbilder eines mit Tantalmarkern markierten Tibiakopfes im AP-Strahlengang (Fokus 1). Die Kalibrierungsmarker des Käfigs sind mit roten Kreisen hervorgehoben.
- Abbildung 21 Seite 24: RSA-Röntgenbilder eines mit Tantalmarkern markierten Tibiakopfes im seitlichen Strahlengang (Fokus 2). Die Kalibrierungsmarker des Käfigs sind mit roten Kreisen hervorgehoben.
- Abbildung 22 Seite 24: Benutzeroberfläche des UmRSA-Digital-Measure-Programms zur Digitalisierung der Röntgenbilder und Berechnung der Bildkoordinaten. Übersichtsbild mit Nummerierung aller Käfig- und Objektmarker (linke Bildhälfte). Ausschnittsvergrößerung des Bildes

- (rechts oben) und Detailvergrößerung eines Einzelmarkers (rechts unten) zur Kontrolle der automatischen Markeridentifikation.
- Abbildung 23 Seite 25: Mathematisches Modell der RSA-Software zur optimalen Ermittlung des Zentrums der Tantalokugeln.
- Abbildung 24 Seite 26: mathematische Formel zur Berechnung der Abweichung
- Abbildung 25 Seite 26: Ermittlung der Brennpunktkoordinaten beim RSA-Verfahren
- Abbildung 26 Seite 27: Näherungsformel zur Berechnung des Röntgenröhrenbrennpunktes
- Abbildung 27 Seite 27: Ermittlung der 3D-Markerpositionen im Laborkoordinatensystem und Bestimmung des Fehlvektors der sich kreuzenden virtuellen Hilfslinien.
- Abbildung 28 Seite 28: Benutzeroberfläche des UmRSA-Measure-Programms zur Berechnung der Translation (mm) und Rotation ($^{\circ}$) zwischen den beiden Tibiassegmenten nach medial aufklappender Osteotomie.
- Abbildung 29 Seite 29: a) Darstellung eines Polygons
 b) bei einer relativ zu deutlichen Bewegung eines Markers (rot) verformt sich das Polygon. Der betroffene Marker wird aus der Berechnung genommen.
 c) ein neues Polygon wird berechnet
- Abbildung 30 Seite 30: Schema der Migrationsrichtungen im Raum (Röntgenbild)
- Abbildung 31 Seite 30: Schema der Migrationsrichtungen im Raum
- Abbildung 32 Seite 33: Rechte Tibia seitlich: die Dorsalneigung des medialen Tibiaplateaus (physiologisch $6-10^{\circ}$) ist der Winkel (α) zwischen der Senkrechten der sagittalen Tibialängsachse (Linie 5) und einer Parallelen des medialen konkaven Tibiaplateaus (gestrichelte Linie, Linie 6).
- Abbildung 33 Seite 37: Diagramm: Migration entlang der X-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe
- Abbildung 34 Seite 38: Diagramm: Migration entlang der Y-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe
- Abbildung 35 Seite 39: Diagramm: Migration entlang der Z-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe
- Abbildung 36 Seite 40: Diagramm: Migration entlang der X-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Median, Minimum, Maximum)
- Abbildung 37 Seite 41: Diagramm: Migration entlang der Y-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Median, Minimum, Maximum)
- Abbildung 38 Seite 42: Diagramm: Migration entlang der Z-Achse abhängig von der Spreizposition und der Keilbasishöhe (Median, Minimum, Maximum)
- Abbildung 39 Seite 43: Diagramm: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichung bei einer Keilbasishöhe von 5 mm.
- Abbildung 40 Seite 44: Diagramm: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichung bei einer Keilbasishöhe von 10 mm.
- Abbildung 41 Seite 45: Diagramm: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichung bei einer Keilbasishöhe von 15 mm.
- Abbildung 42 Seite 46: Diagramm: Vergleich von Minimum, Median, Maximum bei einer Keilbasishöhe von 5 mm.
- Abbildung 43 Seite 47: Diagramm: Vergleich von Minimum, Median, Maximum bei einer Keilbasishöhe von 10 mm.
- Abbildung 44 Seite 48: Diagramm: Vergleich von Minimum, Median, Maximum bei einer Keilbasishöhe von 15 mm.
- Abbildung 45 Seite 49: Diagramm: Gesamttranslationsbewegung entlang der drei Achsen (Mittelwerte, Standardabweichung)
- Abbildung 46 Seite 53: Diagramm: Rotation entlang der X-Achse dargestellt durch die

Mittelwerte und die Standardabweichungen.

Abbildung 47 Seite 54: Diagramm: Rotation entlang der Y-Achse dargestellt durch die Mittelwerte und die Standardabweichungen.

Abbildung 48 Seite 55: Diagramm: Rotation entlang der Z-Achse dargestellt durch die Mittelwerte und die Standardabweichungen.

Abbildung 49 Seite 56: Diagramm: Rotation im Raum nach Spreizung bei 45° der medialen Tibiakopfizirkumferenz. Dargestellt durch Mittelwerte und Standardabweichung.

Abbildung 50 Seite 57: Diagramm: Rotation im Raum nach Spreizung bei 90° der medialen Tibiakopfizirkumferenz. Dargestellt durch Mittelwerte und Standardabweichung.

Abbildung 51 Seite 58: Diagramm: Rotation im Raum nach Spreizung bei 135° der medialen Tibiakopfizirkumferenz. Dargestellt durch Mittelwerte und Standardabweichung.

Abbildung 52 Seite 59: Diagramm: Gesamtrationsbewegung (r) entlang der drei Achsen (Mittelwerte, Standardabweichung)

Abbildung 53 Seite 62: Diagramm: Spreizung bei 45°, tibial slopes gegen die verschiedenen Keilbasishöhen.

Abbildung 54 Seite 62: Spreizung bei 45°, seitliche Ansicht des Slopes gegenüber der Schnittführung (rote Linien)

Abbildung 55 Seite 63: Diagramm: Spreizung bei 90°, tibial slopes gegen die verschiedenen Keilbasishöhen.

Abbildung 56 Seite 63: Spreizung bei 90°, seitliche Ansicht des Slopes gegenüber der Schnittführung (rote Linien)

Abbildung 57 Seite 64: Diagramm: Spreizung bei 135°, tibial slopes gegen die verschiedenen Keilbasishöhen.

Abbildung 58 Seite 64: Spreizung bei 135°, seitliche Ansicht des Slopes gegenüber der Schnittführung (rote Linien)

Abbildung 59 Seite 65: Diagramm: Übersicht der Differenzen der tibial slopes zu prä-Op anhand von Mittelwert, Minimum, Maximum

Wertetabelle 1 Seite 72: Ergebnisse der Translation in mm entlang der X-Achse

Wertetabelle 2 Seite 73: Ergebnisse der Translation in mm entlang der Y-Achse

Wertetabelle 3 Seite 74: Ergebnisse der Translation in mm entlang der Z-Achse

Wertetabelle 4 Seite 75: Ergebnisse der Gesamttranslationsbewegung (r) im Raum

Wertetabelle 5 Seite 76: Ergebnisse der Rotation entlang der X-Achse

Wertetabelle 6 Seite 77: Ergebnisse der Rotation entlang der Y-Achse

Wertetabelle 7 Seite 78: Ergebnisse der Rotation entlang der Z-Achse

Wertetabelle 8 Seite 79: Ergebnisse der Gesamtrationsbewegung (r) im Raum

Wertetabelle 9 Seite 80: Ergebnisse der Slope-Messungen an den Röntgenbildern (in mm)

Wertetabelle 10 Seite 81: Ergebnisse der Differenzen der postoperativen Slopeveränderungen zu präoperativen Slopemessungen (in mm)

9. Literaturverzeichnis

1. Adam F. et al. (2001) Biomechanical properties of interference screw implantation in replacement of the anterior cruciate ligament with patellar and hamstring transplants. An experimental study using roentgen stereometry analysis (RSA). *Orthopade* 30[9], 649-657
2. Agneskirchner JD, Burkart A, Imhoff AB (2002) Achsenfehlstellung, Knorpelschaden und Kreuzbandruptur – Begleiteingriffe bei der VKB-Plastik. *Unfallchirurg* 105:237-245.
3. Agneskirchner JD, Hurschler C, Stukenborg-Cosman C et al (2004) Effect of high tibial flexion osteotomy on cartilage pressure and joint kinematics: a biomechanical study in human cadaveric knees. Winner of the AGA-Donjoy Award. *Arch Orthop Trauma Surg* 124:575-584.
4. Ahlbäck S. (1968) Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn (Stockh). Suppl* 277:7-72.
5. Amendola A, Fowler PJ, Puddu G (1998) Opening wedge high tibial osteotomy: rationale and surgical technique. Video presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. March 19-23; New Orleans, LA
6. Amendola A (2003) Unicompartmental osteoarthritis in the active patient. The role of high tibial osteotomy. *Arthroscopy* 19:109–116
7. Amendola A, J. R. Giffin, F. J. Shannon (2007). The role of the high tibial osteotomy in the unstable knee. *Sports Med Arthrosc.* 15 (1):23-31
8. American College of Rheumatology Subcommittee on Osteoarthritis Guidelines (2000) Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. *Arthritis Rheum.* 43:1905-1915.
9. Badhe NP, Forster IW (2002) High tibial osteotomy in knee instability – the rationale of treatment and early results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10:38-43.
10. Beitzel K., Kirchoff C., Paul J., Sauerschnig M., Imhoff A., Hinterwimmer S. (2010) Slope, patellar height and tibial torsion in valgus HTO – results of a prospective study. Postersession, ESSKA Kongress 2010 in Oslo
11. Bernicker J.P., Kohl H.W., Sahni I, Esses S.I. (1999) Long-term functional and radiographic follow-up of surgically treated isthmic spondylolisthesis. *Am J Orthop* 28[11], 631-636
12. Biedermann R. and H. Franzen (2001) Evaluation of accuracy and precision of bone markers for the measurement of migration of hip prostheses. A comparison of conventional measurements. *JBJS* 83[5], 767-777
13. Bombaci H, Canbora K, Onur G, Görgec M (2005) The effect of open wedge osteotomy on the posterior tibial slope. *Acta Orthop Traumatol Turc* 39[5], 404-410.
14. Borlin N, Thien T, Karrholm J. (2002) The precision of radiostereometric measurements. Manual vs. Digital measurements. *J Biomech* 35[1], 69-79
15. Bradley JD, Brandt KD, Katz BP, Kalasinski LA, Ryan SI (1991) Comparison of an antiinflammatory dose of ibuprofen, an analgesic dose of ibuprofen, and acetaminophen in the treatment of patients with osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med.* 325:87-91.
16. Brandt BP (1993) Should osteoarthritis be treated with nonsteroidal anti-inflammatory drugs? *Rheum Dis Clin North Am.* 19:697-712.
17. Brocklehurst R, Bayliss MT, Maroudas A, Coysh HL, Freeman MA, Revell PA, Ali SY (1984) The composition of normal and osteoarthritic articular cartilage from human knee joints. With special reference to unicompartmental replacement and osteotomy of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 66:95-106.

18. Brooks PM, Day RO (1991) Nonsteroidal antiinflammatory drugs – differences and similarities. *N Engl J Med.* 324:1716-1725.
19. Chae DJ, Shetty GM, Lee DB, Choi HW, Han SB, Nha KW (2008) Tibial slope and patellar height after opening wedge high tibia osteotomy using autologous tricortical iliac bone graft. *Knee* 15[2], 128-133
20. Dahlberg G. (1940) Statistical methods for medical and biological students. Interscience Publications, New York
21. Dejour H, Bonnin M (1994) Tibial translation after anterior cruciate ligament rupture. A radiological study. *J Bone Joint Surg (Br)* 76:745-749
22. EL-Azab H, Halawa A, Anetzberger H et al (2008) The effect of closed- and open-wedge high tibial osteotomy on tibial slope: a retrospective radiological review of 120 cases. *J Bone Joint Surg (Br)* 90:1193-1197.
23. Epstein WV, Yelin EH, Newitt M, Kramer JS (1986) Arthritis: a major health problem of the elderly. In: Moskowitz RW, Haug MR, editors. *Arthritis and the elderly.* New York: Springer; p.5-17.
24. Felson DT, Anderson JJ, Naimark A, Walker AM, Meenan RF (1988) Obesity and knee osteoarthritis. The Framingham Study. *Ann Intern Med.* 109:18-24.
25. Felson DT, Naimark A, Anderson J, Kazis L, Castelli W, Meenan RF (1987) The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum.* 30:914-918.
26. Fening SD, Kovacic J, Kambic H et al (2008) The effects of modified posterior tibial slope on anterior cruciate ligament strain and knee kinematics: a human cadaveric study. *J Knee Surg* 21:205-211.
27. Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S (1979) The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *Orthop Clin North Am.* 10:585-608.
28. Giffin R.J, Kathryne J, Stabile et al (2007) Importance of tibial slope for stability of the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 35:1443–1449
29. Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T et al (2004) Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *Am J Sports Med* 32:376-382.
30. Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D (1987) Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg (Am)* 69:332-354.
31. Hochberg MC, Altman RD, Brandt BP, Clark BM, Dieppe PA, Griffin MR, Moskowitz RW, Schnitzer TJ (1995) Guidelines for the medical management of osteoarthritis. Part II. Osteoarthritis of the knee. American College of Rheumatology. *Arthritis Rheum.* 38:1541-1546.
32. Hofmann S, Lobenhoffer P, Staubli A, Van Heerwaarden R. (2009) Osteotomien am Kniegelenk bei Monokompartmentarthrose.
33. Hohmann E, Bryant A, Imhoff AB (2006) The effect of closed wedge high tibial osteotomy on tibial slope: a radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14:454-459.
34. Johnsson R, Selvik G, Stromqvist B, Sunden G. (1990) Mobility of the lower lumbar spine after posterolateral fusion determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine* 15[5], 347-350
35. Johnsson R, Stromqvist B, Axelsson P, Selvik G (1992) Influence of spinal immobilization on consolidation of posterolateral lumbosacral fusion. A roentgen stereophotogrammetric and radiographic analysis. *Spine* 17[1], 16-21
36. Johnsson R, Axelsson P, Gunnarsson G, Stromqvist B (1999) Stability of lumbar fusion with transpedicular fixation determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine* 24[7], 687-690

37. Kai Y, Oyama M, Morooka M (2004) Posterior lumbar interbody fusion using local facet joint autograft and pedicle screw fixation. *Spine* 29[1], 41-46
38. Karrholm J, Hansson L.I., Selvik G (1985) Mobility of the lateral malleolus. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop Scand* 56[6], 479-483
39. Karrholm J. (1989) Roentgen stereophotogrammetry: review of orthopedic applications. *Acta Orthop Scand* 60[4], 491-503
40. Karrholm J, Snorrason F (1992) Migration of porous coated acetabular prostheses fixed with screws: roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Orthop Res* 10[6], 826-835
41. Karrholm J, Borssen B, Lowenhielm G, Snorrason F (1994) Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 76[6], 912-917
42. Karrholm J, Jonsson H, Nilsson K.G., Soderqvist I (1994) Kinematics of successful knee prostheses during weight-bearing: three-dimensional movements and positions of screw axes in the Tricon-M and Miller-Galante designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2[1], 50-59
43. Kawakami M, Tamaki T, Ando M, Yamada H, Hashizume H, Yoshida M (2002) Lumbar sagittal balance influences the clinical outcome after decompression and posterolateral spinal fusion for degenerative lumbar spondylolisthesis. *Spine* 27[1], 59-64
44. Kendoff D, Lo D, Goleski P et al (2008) Open wedge tibial osteotomies influence on axial rotation and tibial slope. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16:904-910.
45. Keene JS, Dyreby JR Jr. (1983) High tibial osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. The role of preoperative arthroscopy. *J Bone Joint Surg Am.* 65:36-42.
46. Lane JM (2002) Anti-inflammatory medications: selective COX-2 inhibitors. *J Am Acad Orthop Surg.* 10:75-78.
47. Lowe A, Hopf C, Eysel P (1996) Significance of exact lateral roentgen documentation in Meyerding's grading of spondylolistheses. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 134[3], 210-213
48. Lozada CJ, Altman RD (1998) Recent advances in the management of osteoarthritis. In: Kelley WN, Harris ED Jr, Ruddy S, Sledge CB, editors. *Textbook of rheumatology*. 5th ed. Philadelphia: WB Saunders; p.1-8.
49. Magyar G, S. Toksvig-Larsen, and A. Lindstrand (1999) Changes in osseous correction after proximal tibial osteotomy: radiostereometry of closed- and open-wedge osteotomy in 33 patients. *Acta Orthop Scand.* 70[5], 473-477
50. Marti CB, Gautier E, Wachtl SW, Jacob RP (2004) Accuracy of frontal and sagittal plane correction in open-wedge high tibial osteotomy. *Arthroscopy* 20:366-372.
51. Naudie D.D, Amendola A, Fowler P.J. (2004) Opening wedge high tibial osteotomy for symptomatic hyperextension-varus thrust. *Am J Sports Med* 32[1], 60-70
52. Nivbrant B, Karrholm J, Onsten A, Carlsson A, Snorrason F. (1996) Migration of porous press-fit cups in hip revision arthroplasty. A radiostereometric 2-year follow-up of 60 hips.
53. Noyes FR, Barber-Westin SD (1996) Surgical restoration to treat chronic deficiency of the posterolateral complex and cruciate ligaments of the knee joint. *Am J Sports Med* 24:415-426.
54. Ozalay M, Ozkoc G, Circi E, Akpınar S, Hersekli MA, Uysal M, Cesur N (2008) The correlation of correction magnitude and tibial slope changes following open wedge high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008 Oct;16(10):948-51. Epub 2008 Aug 19

55. Pape D, Adam F, Fritsch E, Muller K, Kohn D. (2000) Primary lumbosacral stability after open posterior and endoscopic anterior fusion with interbody implants: a roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine* 25[19], 2514-2518
56. Pape D, Fritsch E, Kelm J, Muller K, Georg T, Kohn D, Adam F. (2002) Lumbosacral stability of consolidated anteroposterior fusion after instrumentation removal determined by roentgen stereophotogrammetric analysis and direct surgical exploration. *Spine* 27[3], 269-274
57. Pape,D. et al. (2004) Stability, bone healing and loss of correction after valgus realignment of the tibial head. A roentgen stereometry analysis. *Orthopade.* 33[2], 208-217
58. Pape,D. et al. (2004) Imaging and preoperative planning of osteotomy of tibial head osteotomy. *Orthopade.* 33[2], 122-134
59. Pape,D. et al. (2005) Fixation stability following high tibial osteotomy: a radiostereometric analysis. *J Knee Surg.* 18[2], 108-115
60. Pape D, Lorbach O, Schmitz C, Busch LC, Van Giffen N, Seil R, Kohn DM (2010) Effects of a biplanar osteotomy on primary stability following high tibial osteotomy: a biomechanical cadaver study. *KSSTA* 18(2):204-211
61. Ragnarsson J.I., Eliasson P, Karrholm J, Lundstrom B (1991) The accuracy of measurements of femoral neck fractures. Conventional radiography versus roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop Scand* 63[2], 152-156
62. Richard Iorio, William L. Healy (2003) Unicompartmental Arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 85:1351-1364.
63. Rodner CM, Adams DJ, Diaz-Doran V, Tate JP, Santangelo SA, Mazzocca AD, Arciero RA (2007) Medial opening wedge tibial osteotomy and the sagittal plane: the effect of increasing tibial slope on tibiofemoral contact pressure. *Am J Sports Med* 35[3],494-495; author reply 495-496.
64. Ryd L, Lindstrand A, Rosenquist R, Selvik G (1987) Micromotion of conventionally cemented all-polyethylene tibial components in total knee replacements. A roentgen stereophotogrammetric analysis of migration and inducible displacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 106[2], 82-88
65. Ryd L, Yuan X, Lofgren H (2000) Methods for determining the accuracy of radiostereometric analysis (RSA). *Acta Orthop Scand* 71[4], 403-408
66. Selvik G. (1978) A stereophotogrammetric system for the study of human movements. *Scand J Rehabil Med Suppl* 6: 16-20
67. Selvik G, Alberius P, Aronson A.S. (1983) A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 24[4], 343-352
68. Selvik G. (1989) Roentgen Stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl.* 232: 1-51
69. Slocumb B, Slocumb TD (1993) Tibial plateau levelling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 23:777-795.
70. Tjornstrand B. et al. (1981) Tibial osteotomy in medial gonarthrosis. The importance of over-correction of varus deformity. *Arch Orthop Trauma Surg* 99[2], 83-89
71. Tjornstrand B. et al. (1981) Roentgen stereophotogrammetry in high tibial osteotomy for gonarthrosis. *Arch Orthop Trauma Surg* 99[2], 73-81
72. Karrholm J, R.H. Gill, and E.R. Valstar (2006) The history and future of radiostereometric analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 448:10-21.
73. Valstar E.R. et al. (2005) Guidelines for standardization of radiostereometry (RSA) of implants. *Acta Orthop* 76[4], 563-572

74. Van Saase JL, Vandenbroucke JP, van Romunde LK, Valkenburg HA (1988) Osteoarthritis and obesity in the general population. A relationship calling for an explanation. J. Rheumatol. 15:1152-1158.
75. Wright JM, Crockett HC, Slawski DP, Madsen MW, Windsor RE (2005) High tibial osteotomy. J Am Acad Orthop Surg 13[4],279-289.

10. Danksagung

- a. PD Dr. med. Dietrich PAPE, meinem Doktorvater
- b. Felix BACHELIER, meinem Betreuer
- c. Herrn Thomas Georg (Statistik)
- d. Dr. Kurt BECKER (Anatomisches Institut, Universität des Saarlandes) für die freundliche zur Verfügung Stellung der Tibiae
- e. Das Team aus der Röntgenabteilung (Uniklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie, Universität des Saarlandes) für die freundliche zur Verfügung Stellung der Röntgenabteilung
- f. Allen vom Personal der Uniklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie der Universität des Saarlandes, die mir in irgend einer Weise bei meiner Arbeit behilflich waren
- g. Fräulein Theresia Herrlein (RSA)
- h. Meiner Freundin Sarah und meinen Eltern sowie meiner Schwester für die Unterstützung

11. Lebenslauf

Wambach Patrick

Persönliche Informationen

- Nationalität: Luxemburger
- Geburtsdatum: 23.01.1984
- Geburtsort: Luxemburg

Ausbildung

Grundschule:

1990-1995: Grundschule in Sandweiler (1tes bis 5tes Schuljahr)

1995-1996: Wechsel in die „Écoles privées Notre Dame Ste. Sophie“
-> 6tes Schuljahr

Aufnahmeprüfung für das Gymnasium absolviert und bestanden

Gymnasium:

1996-2000 : Écoles privées Notre Dame Ste. Sophie (von VII^e bis IV^e moderne scientifique)

2000-2001 : « Lycée de garçons » (LGE) in Esch-sur-alzette (3^e moderne scientifique)

2001-2002 : « Lycée de garçons » (LGE) in Esch-sur-alzette (2^e moderne scientifique)

2002-2003 : « Lycée de garçons » (LGE) in Esch-sur-alzette (1^{ere} moderne scientifique)

Universität:

2003-2004: „Universität du Luxembourg“ : Section médecine (régime français) 2 Semester

2004-2005 : „Universität du Luxembourg“ : Section médecine (régime allemand) 2 Semester

seit Wintersemester 2005/2006 : Universität des Saarlandes : Studium in Humanmedizin

März 2007: 1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Februar 2010 - Januar 2011: Praktisches Jahr im Centre Hospitalier du Luxembourg (CHL); Wahlfach Orthopädie

April 2011: 2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Juni 2011: Approbation als Arzt

Facharztausbildung:

Seit 01.09.2011: Assistenzarzt in der Inneren Medizin (Schwerpunkt Kardiologie); Ökumenisches Verbundkrankenhaus Trier – Standort ev. Elisabeth Krankenhaus Trier; Chefarzt: Prof. Dr. Dr. Schwerdt

Mitgliedschaften

Zivilschutz in Bettemburg (seit Juni 2000)

A.L.E.M. (association luxembourgeoise des étudiants en médecine) (seit 2004) ; Mitglied des Komitee von 2009 bis 2010 (Funktion: Webmaster)

Sprachkenntnisse

Deutsch, Französisch, Englisch, Luxemburgisch