

Aus dem Fachbereich Humanmedizin  
der Universität des Saarlandes  
Homburg/Saar

BIOMECHANIK VERSCHIEDENER IMPLANTATE FÜR DIE  
AUFKLAPPENDE VALGISIERENDE  
UMSTELLUNGSOSTEOTOMIE DES TIBIAKOPFES

DISSERTATION

Zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes  
Homburg/Saar

vorgelegt von

**Klaus Jakob Dück**

geb. am 11.12.1981 Frankfurt am Main

AUS DER ORTHOPÄDISCHEN KLINIK, Centre Hospitalier de Luxembourg,  
Klinik Eich, Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität des Saarlandes



## INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis .....	1
Abbildungsverzeichnis .....	4
Tabellenverzeichnis .....	6
Zusammenfassung / Abstract .....	8
2. Einleitung und Zielsetzung der Studie .....	17
2.1. Einleitung.....	17
2.2. Zielsetzung der Studie.....	20
Material und Methoden .....	21
2.3. Gruppenverteilung.....	23
2.3.1. Statische Druckversuche .....	23
2.3.2. Zyklische Versuche .....	24
2.4. Operationstechnik, Osteotomieführung:.....	25
2.5. Implantatmaterialien .....	26
2.5.1. Der TomoFix Standard (std).....	26
2.5.2. Der TomoFix small stature plate ( sm ).....	28
2.5.3. PEEKPower HTO Platte.....	29
2.5.4. ContourLock HTO Open wedge Platte.....	30
2.5.5. iBalance HTO System.....	31
2.6. Präparate.....	32

2.7.	Materialprüfmaschine .....	33
2.7.1.	Versuchsaufbau .....	35
2.7.2.	Fixation und Vorbereitung der Präparate .....	36
2.7.3.	Anbringung Wegesensoren.....	38
2.7.4.	Begriffliche Grundlagen.....	40
2.8.	Versuchsdurchführung .....	41
2.8.1.	Statische Versuche .....	41
2.8.2.	Zyklische Versuche .....	42
2.8.3.	Versagenskriterien .....	43
2.9.	Statistische Auswertung.....	43
3.	Ergebnisse.....	44
3.1.	Ergebnisse statischen Versuche .....	44
3.2.	Ergebnisse zyklische Versuche.....	48
4.	Diskussion .....	51
4.1.	Allgemeines zur HTO .....	51
4.2.	frische Tibiae oder Kunstknochen .....	52
4.3.	Bedeutung der primären Fixationsstabilität .....	53
4.4.	Diskussion der Versuchsergebnisse .....	54
4.5.	Diskussion der Methoden.....	58
4.5.1.	Diskussion: Ablauf der Belastung und Studienprotokoll.....	58

4.5.2. Diskussion der Definition des Versagens der Knochen-Implantat-Konstruktion.....	60
5. Schlussfolgerung.....	62
Literaturverzeichnis.....	63
Publikationen .....	68
Poster .....	69
Vorträge .....	70
Lebenslauf .....	71
Danksagung.....	72

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Versuchsaufbau mit Anordnung der Sensoren.....	22
Abbildung 2: Positionierung der Drähte (links); Biplanare Osteomie (Mitte); Aufgeklappte Osteotomie mit Abstandskeil, 8 mm (rechts).....	26
Abbildung 3: TomoFix Standard Osteosyntheseplatte (Fa. DePuySynthes), Ansicht von ventral (links) und Ansicht von medial (rechts) .....	27
Abbildung 4: TomoFix Small Osteosyntheseplatte Fa. DePuySynthes, Ansicht von medial .....	29
Abbildung 5: PEEKPower Osteotomieplatte (Fa. Arthrex), Ansicht von ventral .....	30
Abbildung 6: ContourLock Osteotomieplatte (Fa. Arthrex), Ansicht von medial	31
Abbildung 7: iBalance HTO Osteotomiesystem (Fa. Arthrex), Ansicht von medial .....	32
Abbildung 8: Sawbone (Fa. Sawbones) 4. Generation links Large, ventrale Ansicht (oben) unten dorsale Ansicht (unten) .....	33
Abbildung 9: Versuchsaufbau mit der Materialprüfmaschine, (1) Fahrtraverse; (2) Kraftaufnehmer; (3) Führungssäule; (4) Hydraulik.....	35
Abbildung 10: (a) Osteotomierte und verschraubte Tibia (TomoFix Sm, Fa. DePuySynthes); (b) Positionierung der gekürzten Tibia im Metallzylinder mit Positionshalter; (c), Distal in Metallzylinder fixierte Tibia; (d) Positionierung der proximalen Tibia in Gusschale .....	37
Abbildung 11: Fertiggestellter Prüfkörper (links); Horizontales Verschiebelager (Mitte); Kugellager zur Gewährleistung der Horizontalverschiebung zusätzlich mit Fließfett(Shell Retinax CS00) geschmiert (rechts).....	38

- Abbildung 12: Positionierung der Wegesensoren. Lateraler (LS) und medialer (MS) Sensor zur Messung der vertikalen Verschiebung. Messung der Horizontalverschiebung (DY1 und DY2 sowie DX). In die Maschine integrierter Längenänderungssensor (VS) der vertikalen Verschiebung....39
- Abbildung 13: Hystereseschleife: Laterale Verschiebung (Prüfkörper iBalance 5). Die maximale Verschiebung innerhalb der Hystereseschleifen nahm mit der Zunahme der einwirkenden Kräfte zu, blieb jedoch unter 0.5 mm.....41
- Abbildung 14: Schematische Darstellung der sinusoidal aufgetragenen Kräfte (Lastgesteuert) Nach N=20000 Zyklen wurde die Lastobergrenze stufenweise um 160 N bis zum Versagen erhöht .....43
- Abbildung 15: Darstellung der einwirkenden Kräfte versus der resultierenden Verschiebung am Beispiel der TomoFix Standard 1 Platte. Der Bruch der Gegenkortikalis (Ultimate) trat unmittelbar nach der Fissurbildung (Crack formation) auf .....47
- Abbildung 16: Hystereseschleife, Aufzeichnung der lateralen Verschiebung (am Beispiel PEEKPower 5). Die maximale Verschiebung nahm mit der zunehmenden Last zu, wurde aber nicht grösser 0.5 mm.....50

## TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Versagenskriterien .....	10
Tabelle 2: Gruppenaufteilung mit den Charakteristika der Operationstechniken und Verteilung für die statischen Druckversuche .....	23
Tabelle 3: Gruppenaufteilung mit den Charakteristika der Operationstechniken und Verteilung für die zyklischen Belastungsversuche .....	24
Tabelle 4: Übersicht der Versagenskriterien.....	43
Tabelle 5: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem TomoFix Standard Implantat (Fa. Synthes).....	45
Tabelle 6: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem PEEKPower Implantat (Fa. Arthrex).....	45
Tabelle 7: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem iBalance Implantat (Fa. Arthrex).....	45
Tabelle 8: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem TomoFix Small Implantat (Fa. Synthes) .....	46
Tabelle 9: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem ContourLock Implantat (Fa. Arthrex) .....	46
Tabelle 10: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem ContourLock Implantat (Fa. Arthrex) .....	48
Tabelle 11: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem TomoFix small Implantat (Fa. Synthes).....	48
Tabelle 12: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem TomoFix standard Implantat (Fa. Synthes) .....	49

Tabelle 13: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem PEEKPower Implantat (Fa. Arthrex).....	49
Tabelle 14: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem iBalance Implantat (Fa. Arthrex).....	49
Tabelle 15: Zusammenfassung der zyklischen Versuchsergebnisse.....	49

## ZUSAMMENFASSUNG / ABSTRACT

### ZIEL DER ARBEIT:

Quantifizierung der Primärstabilität der Knochen-Implantat-Konstrukte nach medial aufklappender, aufsteigender biplanarer Osteotomie (HTO) unter Verwendung verschiedener winkelstabiler Implantate durch zyklische- und statische axiale Belastungen.

### HYPOTHESE:

Der TomoFix Standard gilt seit vielen Jahren als Goldstandard der Plattenfixation bei der HTO. Durch die hohe Primärstabilität kann ein Korrekturverlust vermieden werden. Alternative Implantate (ContourLock Platte, PEEKPower Platte, iBalance Implantat und TomoFix small stature Platte) garantieren vergleichbare Primärstabilitäten.

### EINLEITUNG:

Beim jungen körperlich aktiven Patienten stellt die medial aufklappende hohe Umstellungsosteotomie des Tibiakopfes (HTO) eine weit verbreitete Methode zur operativen Versorgung der Varusgonarthrose dar. Ziel dieser Osteotomie ist die Verschiebung der axialen Belastungszone in Richtung des lateralen intakten Kompartiments. Hierdurch entsteht bei Patienten mit hohen funktionellen Ansprüchen häufig eine deutliche Beschwerdebesserung. Zahlreiche Faktoren stehen mit schlechten klinischen Langzeitergebnissen in Verbindung. Dies betrifft insbesondere den Verlust des postoperativen Korrekturwinkels. Implantate welche eine unzureichende Primärstabilität gewährleisten können daher einen frühen Korrekturverlust mit verursachen. Bisherige Studien haben gezeigt, dass winkelstabile Implantate im Vergleich mit nicht winkelstabilen Implantaten eine deutlich höhere Primärstabilität aufweisen und das Risiko eines Korrekturverlustes verringern.

Ziel ist es eine Primärstabilität zu erreichen, welche der physiologischen Krafteinwirkung bis zur Knochenheilung während der Rehabilitation standhält. Dies entspricht bei einem 80 kg schweren Patienten ca. 2400 N. Zur Abschätzung der Primärstabilität sind biomechanische Versuche unumgänglich. Die TomoFix Standard Platte stellt derzeit den Goldstandard dar. Vergleichende Daten bezüglich der Primärstabilität alternativer Implantate wie die ContourLock Platte, PEEKPower Platte, dem iBalance System und dem Tomofix small stature Platte im Vergleich zur TomoFix Standard sind bisher nicht erhoben worden.

In dieser Studie sollten die Primärstabilitäten bis zum definiertem Versagen der verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte unter Verwendung von Sawbones der 4. Generation in separaten axialen zyklischen Ermüdungs- und statischen Druckversuchen mit einer Materiaprüfmaschine bestimmt und verglichen werden.

#### MATERIAL UND METHODEN:

Es wurden künstliche Tibiae Sawbones der 4. Generation (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon,, WA, USA) für die Versuche verwendet. Diese sind dem menschlichen Knochen nachempfunden und weisen ähnliche mechanische Eigenschaften auf. Aufgrund ihrer künstlichen Herstellung wird der Einflussfaktor der interindividuellen Schwankungsbreite der Knochendichte im Vergleich zu humanen Spenderpräparaten vermieden. Alle Proben wurden einer medial aufklappenden biplanar aufsteigenden Osteotomie mit 8 mm Keilbasishöhe unterzogen. Die Osteotomie erfolgte entsprechend der Empfehlung der Gesellschaften (Knee Expert Group der AO). Die Osteotomie erfolgte in den ersten 4 Gruppen identisch biplanar aufsteigend mit 8 mm Keilbasishöhe. In der iBalance Gruppe erfolgte zusätzlich eine „Hinge Pin“ Bohrung zur Entlastung der Gegenkortikalis.

Alle Proben wurden von einem erfahrenen Chirurgen osteotomiert und die Implantate nach Empfehlung der Hersteller verbaut. Neben der regulären TomoFix Platte (TomoFix std.) wurde die TomoFix small stature plate (sm) (für Patienten bis 65 kg zugelassen), die PEEKPower Platte, das iBalance-System und die ContourLock Platte untersucht. Die Tibiae wurden standardisiert distal gekürzt und in allen 3 Raumebenen standardisiert reproduzierbar zunächst distal mit einer 2 Komponenten Polyurethanmischung in einen Metallzylinder eingegossen. Nach Aushärten wurde der Tibiakopf ebenfalls in eine zylindrische Gussform positioniert und eingegossen. Hierbei wurden 2 Metallbleche zum späteren Anlagern der Wegesensoren medial und lateral positioniert mit eingegossen.

#### VERSAGENSKRITERIEN

Nr.	Versagenskriterium
1	Sichtbares Nachgeben und Abkippen des Tibiakopfes von mehr als 2mm (lateraler Sensor maßgebend)
2	Sichtbarer Kollaps der Spongiosa (Gegenkortikalis) / Rotation > 1,4°
3	Dehnung größer 0,5 mm innerhalb einer Hystereseschleife (zyklische Testung)
4	Schraubenausriß größer 1 mm

Tabelle 1: Versagenskriterien

#### VERSUCHSAUFBAU UND VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Die Bestimmung der Primärstabilität der Knochen-Implat-Konstrukte erfolgte durch mechanische Testung mittels einer Materialprüfmaschine (Fa. Instron, Darmstadt, Deutschland). Hierzu wurde der Tibiakopf vertikal belastet. Die Kraffteinwirkung der hydraulischen Presse erfolgte über das distale Ende der Probe. Durch die insgesamt 6 Wegesensoren wurden die Verschiebungen gemessen und über ein Labviewprogramm (Fa. International Instruments) aufgezeichnet.

Zur Bestimmung der vertikalen Verschiebung zwischen Tibiakopf und Tibiaschaft wurden Wegesensoren medial und lateral angebracht (MS und LS). Zur Bestimmung der Horizontalverschiebung wurden drei Wegesensoren am Tibiakopf in der Horizontalebene rechtwinklig zueinander angebracht (DX und DY1). Zur Rotationsbestimmung wurde in der Y-Achse ein zweiter Wegesensor entsprechend positioniert (DY2). Die X-Achse entspricht der medial-lateral-verschiebung, die Y-Achse anterior-posterior Verschiebung. Die vertikale Verschiebung (VS) wurde durch einen in die Materialprüfmaschine integrierten Sensor gemessen.

Es wurden insgesamt 5 Untersuchungsgruppen mit jeweils 2 Untergruppen für statische und zyklische Versuche gebildet. Je Gruppe wurde eines der Implantate (TomoFix Std, TomoFix Ssp, ContourLock Platte, PEEKPower Platte oder iBalance System) verwendet.

In der ersten Untergruppe wurden statische Druckversuche durchgeführt. Hierzu wurden die Prüfkörper mit Hilfe der Materialprüfmaschine mit 0,1 mm/s. axial bis zum Versagen belastet. Der Versuch wurde nach Eintreten der definierten Versagenskriterien abgebrochen.

In der zweiten Untergruppe wurden zyklische Ermüdungsdruckversuche durchgeführt. Die Prüfkörper wurden mit der Materialprüfmaschine zyklisch mit einer Frequenz von 5 Hz bis zum Versagen belastet. Ein gesamter Lastwechselzyklus bestand aus 15 Teilzyklen mit je 20.000 Lastwechseln. Die eingeleitete axiale Kraft wurde nach jedem erfolgreich abgeschlossenen Teilzyklus ohne Versagen um 160 N gesteigert (LS1 800N; LS2 960N; ...). In den Entlastungsphasen wurde die Belastung auf 160N reduziert. Der Test wurde nach Eintreten der definierten Versagenskriterien beendet.

## ERGEBNISSE

In den statischen Belastungsversuchen zeigte sich in allen fünf Gruppen das Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis mit Kollaps des kortikalen Knochens (Versagenskriterium 2). Bei der TomoFix Standard Platte 1 und der PEEKPower 2 Platte traten vor dem Kollaps der Gegenkortikalis feine Rissbildungen auf. Der mediale Sensor zeigte hierbei eine negative Auslenkung während der laterale eine positive Auslenkung aufwies. Die Auslenkungen am lateralen Sensor waren im Vergleich zum medialen Sensor deutlich größer. Somit kam es in allen Fällen zu einer valgusierenden Fehlrotation unter statischer Belastung des Tibiaplateaus. Die höchste Riss- und Bruchlast, sowie medialen und medialen und lateralen Verschiebungen und höchste valgusierende Fehlrotation wiesen die Proben der Gruppe 1 (TomoFix Std) auf. Die iBalance-Gruppe zeigte die höchste laterale Steifigkeit. Alle Systeme mit Ausnahme der iBalance Gruppe zeigten eine valgusierende Fehlrotation größer der definierten  $1,4^\circ$ . Die höchste Bruchlast zeigte das iBalance System mit 5,5 kN gefolgt von der TomoFix Standard Platte mit 5,3 kN bei Bruch der Gegenkortikalis. Die niedrigste Stabilität wies die TomoFix Small mit 3,4 kN und die ContourLock Platte mit 3,6 kN auf. Bei keinem System zeigten sich signifikante Horizontalverschiebungen. Im Rahmen der zyklischen Belastungsversuche kam es bei allen Proben zum Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis (Versagenskriterium 2). In der iBalance-Gruppe zeigte sich ein Schraubenbruch. Die ContourLock Platte zeigte den besten Ermüdungswiderstand mit 2,2 kN bei  $> 173\ 000$  Zyklen gefolgt von dem iBalance System bei 1,8 kN und  $>125\ 000$  Zyklen. Die PEEKPower Platte wies mit 1,4 kN und  $>73\ 000$  Zyklen den niedrigsten Ermüdungswiderstand auf. Gruppe 3 (iBalance) zeigte die höchste vertikale Steifigkeit (3375 N/mm). Die Proben TomoFix sm (3 und 4) und ContourLock 5 zeigten die Versagensart 3 (Hysterese  $> 0,5$  mm). In den Gruppen 3,4 und 5 zeigten sich nach dem Kollaps bleibende Auslenkwinkel über  $1,4^\circ$  und somit Versagenskriterium 1.

## DISKUSSION

Die Versuchsergebnisse dieser Studie quantifizieren die biomechanischen Eigenschaften der getesteten Osteotomiesysteme unter statischen und zyklischen Druckbelastungen. Es bestätigen sich die in der Praxis beobachteten hohen Festigkeitswerte der verwendeten Implantate. Die Fraktur der Gegenkortikalis trat als häufigster Versagensmodus in beiden Testgruppen auf. Die axialen Belastungen führten zu einer Translation und Rotation zwischen den Segmenten. Durch die lateral stärker ausgeprägte Translation kommt es zu einer seitlichen Verschiebung und Valgusrotation, welche ab einer bleibenden Rotation  $> 1,4^\circ$  mit einem Versagen der Gegenkortikalis vergesellschaftet waren.

Die Ergebnisse der statischen Belastungsversuche zeigten unter Laborbedingungen bei allen getesteten Implantattypen eine ausreichend hohe Stabilität in Bezug auf die zu erwartenden Belastungswerte eines durchschnittlich schweren Patienten (80 Kg). Diese entspricht bei langsamen gehen 2,4 kN. Die höchste Primärstabilität erreichte das iBalance System (5,5 kN) gefolgt von der TomoFix Standard Platte (5,3 kN). Obgleich die Maximaldruckkräfte des iBalance Systems und dem TomoFix Std. vergleichbar waren, zeigte sich bei der iBalance mit  $0,9^\circ$  eine deutlich geringere Tibiplateaurotation im Vergleich zum TomoFix Std ( $2,8^\circ$ ). Dieser Unterschied ist auf die höhere Steifigkeit (3,1 kN/mm) zurückzuführen, da das Implantat im Osteotomiespalt abstützend eingebracht wird. Unsere Hypothese wurde insofern bestätigt dass neue winkelstabile Plattensysteme ausreichend hohe Primärstabilitäten aufweisen.

Unter zyklischer Belastung zeigten sich bei allen Implantaten Maximalkräfte zum Zeitpunkt des Versagens unterhalb des Grenzwertes aus der Literatur von 2,4 kN. Jedoch entsprechen die statischen Untersuchungen nicht der Belastung während der Rehabilitation mit rezidivierenden Belastungen. Ziel der zyklischen Versuche war es, die täglichen Belastungen zu simulieren. Obgleich die

gleichen Versagenskriterien auftraten, waren die Maximalbelastungen im Vergleich zu den statischen Versuchen signifikant niedriger. Die ContourLock Platte (2,2 kN) erzielte im Vergleich die höchste Maximalkraft bei Versagen, gefolgt vom iBalance System (1,8 kN). Die PEEKPower Platte schnitt ab schlechtesten ab (1,4 kN).

Die Ergebnisse zeigen, dass die alternativen Systeme durchaus gleichwertige oder höhere Primärstabilitäten liefern. Es zeigte sich ebenfalls, dass Systeme mit einem die mediale Kortikalis abstützenden Keilsystem (ContourLock und iBalance) höhere Stabilitäten unter zyklischen Versuchsbedingungen aufwiesen. Die ContourLock Platte zeigte die größte Widerstandskraft bis zum Versagen (2,2 kN bei 173.000 Zyklen) gefolgt von dem iBalance System, wohingegen die PEEKPower Platte mit 1,4 kN und 73.000 Zyklen am schlechtesten abschnitt. Die guten Ergebnisse der ContourLock Platte können auf den breiten proximalen Plattenanteil zurückgeführt werden, welcher mit seinen Schrauben das Tibiaplateau großflächig fixiert, sowie der Keilabstützung im Osteotomiespalt. Die guten Ergebnisse des iBalance Systems sind auf seine Bauweise welche den Osteotomiespalt abstützt zu erklären.

Demnach kann es bei früher Vollbelastung eines über 80 Kg schweren Patienten zum Korrekturverlust kommen. Jedoch Es ist jedoch anzumerken, dass die TomoFix Small Platte lediglich für Patienten bis 65 Kg Körpergewicht zugelassen ist. Zudem ist bei Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Anwendung Vorsicht geboten, da keine Weichteilstabilisierenden Kräfte von Muskeln, Ligamenten oder dem Periost berücksichtigt wurden und höheren Belastungen erst zu späteren Zeitpunkt stattfinden, wenn bereits die Heilung des Knochens fortgeschritten ist.

## SCHLUSSFOLGERUNG

Unter statischen Testbedingungen zeigten alle Osteotomiesysteme eine Primärstabilität von über 2,4 kN. Dies entspricht der Belastung beim normalen Gehen eines Normalgewichtigen (80Kg). Somit weisen alle getesteten Implantate eine ausreichend hohe statische Stabilität bezogen auf das hauptsächlich auftretende Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis auf. Bei allen getesteten Prüfkörpern trat infolge unphysiologisch hoher Belastungen das Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis ein. Der TomoFix Standard zeigte höhere Stabilitätswerte als der TomoFix Small.

Die Ergebnisse der zyklischen Untersuchungen zeigen, dass die Stabilität maßgeblich vom Implantat beeinflusst wird. Die ContourLock Platte mit der proximal weiteren T-förmigen Konstruktion sowie einer den Osteotomiespalt abstützenden Keil zeigte die höchsten maximalen Belastungswerte. Die iBalance zeigt die höchsten Steifigkeitswerte. Es ist davon auszugehen, dass diese durch das die mediale Kortikalis abstützende Keilsystem begünstigt wird, welches eine schließende Osteotomie imitiert. Jedoch sind die TomoFix- und die PEEK Power Plattensysteme im Vergleich weniger steif sodass sie in der klinischen Anwendung durch ihre Elastizität die heilungsfördernde Kallusmassage ermöglichen.

## ABSTRACT

The biomechanical characteristics of 5 tibial osteotomy plates (TomoFix standard, TomoFix small stature plates, ContourLock plate, PEEKPower plate and iBalance system) for the treatment of medial knee joint osteoarthritis were examined. Fourth generation tibial bone composites were used to perform a medial open-wedge high tibial osteotomy (HTO). Load controlled cyclic fatigue failure tests and static compression load failure tests were executed. In the static compression to failure tests all plates have shown sufficient stability up to 2,4 kN. In the iBalance group screw breakage were shown. The highest fatigue strength concerning maximal load and number of cycles performed prior to failure was observed for the ContourLock group. Second has been the iBalance group followed by the TomoFix standard and small stature plates. Although the PEEKPower plate had the lowest fatigue strength, all plates showed sufficient stability under static loading. During cyclic fatigue testing the ContourLock plate and iBalance system showed a higher mechanical strength compared to the TomoFix and PEEKPower plates. It is to be assumed that mechanical static and fatigue strength increase with a plate design which is proximal wider T-shaped and has diverging proximal screws. On the other hand mechanical strength decreases with a narrow T-Shaped proximal design and converging proximal screws (TomoFix, PEEKPower). However in contrary to our findings published results have indicated good clinical results with the TomoFix plate. Perhaps a lesser mechanical strength allows a certain amount of interfragmentary motion which improves bone healing.

## 2. EINLEITUNG UND ZIELSETZUNG DER STUDIE

### 2.1. EINLEITUNG

Epidemiologisch weist die primäre Gonarthrose ab dem 60. Lebensjahr eine erhöhte Prävalenz auf, welche mit zunehmendem Lebensalter nichtlinear ansteigt. Schätzungen ergeben, dass zwischen 30% und 50% der Bevölkerung zwischen dem 45. bis 64 Lebensjahr und 80% der Bevölkerung ab dem 65. Lebensjahr radiologische Zeichen einer Gonarthrose aufweisen (Coventry, Ilstrup, und Wallrichs 1993). Die sekundäre Gonarthrose tritt in der Regel früher als die primäre Gonarthrose auf. Häufig geht hier eine Verletzung des Kniegelenkes voraus, die zu einer präarthrotischen Deformität mit konsekutiver Fehlstellung führt. Das erworbene Genuvarum kann genetischer, posttraumatischer, chronisch-inflammatorischer und degenerativer Genese sein.

Biomechanisch setzt sich die Beinachsenänderung unabhängig ihrer Ätiologie aus verschiedenen möglichen Faktoren zusammen. Deren Ausmaß können individuelle Unterschiede zeigen wie Änderung des femorotibialen Winkels gemessen in der frontalen Ebene als anatomische oder mechanische Beinachse, Verschmälerung des medialen Gelenkspaltes aufgrund von Aufbrauch, Verlust des Meniskusgewebes, sowie der osteochondralen Strukturen (Gelenkknorpel und subchondraler Knochen) oder durch Vergrößerung der lateralen Gelenkspaltweite aufgrund laxer Band- und Weichteilstrukturen (lat. Kollateralband, Lig. Iliotibiale, posterolaterale Kapsel und Popliteussehne). Die präoperative Planung erfolgt anhand der Ganzbeinstandaufnahme mit Bestimmung der mechanischen Beinachse und der Traglinie des Beines. Bildgebungsverfahren wie MRT, Szintigraphie und CT-Scan spielen bei der Planung untergeordnete Rollen.

Ziel ist durch die Änderung der Beinachse die Hauptbelastungszone des Kniegelenkes weg vom defekten medialen zum lateralen intakten Kompartiment zu verschieben (Coventry 1136-40). Die Mehrzahl der Autoren empfiehlt eine Korrektur des femorotibialen Winkels auf 8-10 Grad Valgus (Aglietti et al. 239-51) (Coventry 1136-40). Alternativ kann auch eine mechanische Achse (Mikulicz-Linie), welche lateral des Kniegelenkes durch die 62,5%- weite der Tibiaplateaubreite verläuft als Korrekturpunkt benutzt werden (Miniaci et al. 250-59)(Dugdale, Noyes, and Styer 248-64).

Die valgisierende Tibiakopfosteotomie stellt derzeit das beste gelenkerhaltende Verfahren zur Behandlung der medialen Gonarthrose beim aktiven jungen Patienten dar. Sie ist eine weit verbreitete Operationsmethode zur Behandlung der medialen Gonarthrose bei Varusdeformität. Bei den Fixationsprinzipien kann zwischen winkel- und nichtwinkelstabil unterschieden werden, bei den Osteotomietechniken kann zwischen lateral schließend und medial aufklappend, sowie biplanar und uniplanar unterschieden werden. Durch die Weiterentwicklung dieser Fixations- und Osteotomietechniken in der jüngsten Vergangenheit ist das Interesse besonders an den aufklappenden Osteotomien gewachsen. In der Vergangenheit wurde meist die lateral schließende Osteotomie angewendet, bis sie in den 70er Jahren durch die Endoprothetik zurückgedrängt wurde. Durch die Entwicklung neuer Osteotomietechniken und Fixationsmöglichkeiten, insbesondere der winkelstabilen Implantatsysteme, sowie biplanare Schnitfführungen hat die Durchführung und das Interesse an der HTO wieder zugenommen. Im Vergleich ergeben sich Vor- und Nachteile für die medial aufklappende- und lateral schließende HTO. Die lateral schließende Osteotomie macht die Ablösung der Extensorenmuskulatur des Fußes von der Tibia erforderlich. Zudem besteht das Risiko einer Parese des N. Peroneus (Aydoglu et al. 156-60). Durch die Notwendigkeit der Entnahme eines lateralen Knochenkeiles ist eine zweite Osteotomie, sowie eine Osteotomie der Fibula notwendig.

Bei größeren Korrekturen kommt es dabei häufig zu einer Versetzung der Tibiaschaftachse gegen den Tibiakopf, welche bei einer späteren Prothesenimplantation zu Schwierigkeiten führen kann. Bei der medial aufklappenden HTO ist keine Ablösung der Muskulatur notwendig. Es besteht somit eine deutlich geringere Gefahr einer Nervenläsion (Giffin et al. 376-82) (Naudie, Amendola and Fowler 60-70). Die lateral schließende Osteotomie ist jedoch bei schlechten biologischen Heilungsvoraussetzungen wie Nikotinabusus, Diabetes mellitus oder Adipositas aufgrund der höheren Heilungspotenz in Betracht zu ziehen.

Bei richtiger Indikationsstellung kann die HTO Funktion und Schmerzentwicklung der medialen Gonarthrose bei Achsfehlstellung günstig beeinflussen und stellt daher keine Ausnahmeindikation dar. Sie hat ihren festen Platz bei der stadiengerechten, individuellen Behandlung der unikompartimentellen arthrotischen Fehlstellung des Kniegelenkes. Insbesondere die Entwicklung von winkelstabilen Implantaten in Kombination mit einer biplanaren Osteotomietechnik führten zu einer Ausweitung der Indikationsstellung zu Gunsten der Umstellungsosteotomie, da hierdurch bessere Ergebnisse erzielt werden konnten. Erste klinische HTO-Studien weisen darauf hin, dass winkelstabile Implantate in Kombination mit einer biplanaren Osteotomieführung ein einzeitiges Vorgehen auch bei mehrdimensionalen Korrekturosteotomien erlauben und die Osteotomie bis zum Abschluß der knöchernen Heilung sicher fixieren können (Lobenhoffer et al. 93-105)

Besteht zusätzlich zur medialer Gonarthrose eine sagittale Instabilität kann die Dorsalneigung des Tibiaplateaus intraoperativ eingestellt werden, wenn die medial aufklappende Osteotomietechnik zur Anwendung kommt. Zahlreiche Studien zeigten, dass dieses Verfahren gute 5- bis 10 Jahresergebnisse erzielen kann (Coventry et al. 196-201). Der Erfolg der Therapie wird jedoch

von einer exakten Korrektur bestimmt, deren Ausmaß bis zur knöchernen Heilung der Osteotomie auch beibehalten werden muss.

Die primäre Fixationsstabilität ist dabei von entscheidender Bedeutung. In der Literatur wird beschrieben, dass zwischen 33% und 68% der Osteotomien einen Korrekturverlust vor Abschluss der knöchernen Heilung erleiden (Myrner 1973) was die Bedeutung der Fixationsqualität hervorhebt. Schlechte biologische Heilungsvoraussetzungen, eine ungenaue Osteotomie und der Verlust des primären Korrekturwinkels durch geringe Fixationsstabilität der verwendeten Implantate sind mit einem schlechten klinischen Langzeitergebnis assoziiert.

Die Beurteilung der Primärstabilität der Osteotomie ist für die postoperative Nachbehandlung von großer Bedeutung, da sie den Korrekturverlust in der frühen postoperativen Phase verhindert bevor die Verknöcherung eintritt. Sie kann als Mikrobewegung zwischen den fixierten Knochensegmenten gemessen werden und spiegelt die Stabilität der Osteosynthese wider. Mittels biomechanischer Versuche können Daten über die funktionelle Stabilität an Kunst- oder Kadaverknochen in vitro gewonnen werden.

## 2.2. ZIELSETZUNG DER STUDIE

Ziel dieser Arbeit war es, die Primärstabilität der verschiedenen Knochen-Implantat-Konstrukte nach medial aufklappender, aufsteigender biplanarer Osteotomie (HTO) unter Verwendung verschiedener winkelstabiler Implantate mit Hilfe einer Materialprüfmaschine mittels zyklischer- und statischer Druckversuche zu bestimmen. Die TomoFix Standard Platte gilt seit vielen Jahren als Goldstandard der Plattenfixation bei der HTO. Durch die hohe Primärstabilität kann ein Korrekturverlust vermieden werden. Das Versagen der Knochen-Implantat-Konstrukte wurde durch Versagenskriterien definiert. Es wurde die Hypothese untersucht, ob alternative Implantate wie die ContourLock Platte , PEEKPower Platte, das iBalance System sowie die

TomoFix Small stature Platte identische oder gar höhere Primärstabilitäten als das bisherige Plattensystem TomoFix Standard unter zyklischen und statische Belastungen aufweisen und welche Versagensarten dabei auftreten.

Die Primärstabilität der Knochen-Implantat-Konstrukte lässt sich mit verschiedenen Möglichkeiten bestimmen. Hier wurde die Kombination einer Materialprüfmaschine und Sensoren welche in drei Raumebenen angebracht sind gewählt. Dieses Verfahren ist für die biomechanische Untersuchung vor der knöchernen Heilung geeignet.

## MATERIAL UND METHODEN

In dieser biomechanischen Studie wurden linke Tibiae large der Firma Sawbones 4. Generation (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Inc. Vashon, WA, USA), einer medialen valgusierenden biplanar aufklappenden Tibiakopfosteotomie (HTO) unterzogen und mit jeweils einem der Implantate bei identischer Keilbasishöhe (8mm) verschraubt. Es wurden fünf verschiedene winkelstabile Implantate verglichen (TomoFix Standard und Small (Fa. DePuySynthes GmbH, Oberdorf, Schweiz) und ContourLock, PEEKPower Platte, iBalance System (Fa. Arthrex, München, Deutschland). Es wurden 5 Gruppen mit jeweils 5 Prüfkörpern gebildet. Jede Gruppe wurde in zwei Untergruppen für statische (n=2) und zyklische (n=3) Kompressionsversuche unterteilt. Die Prüfkörper wurden anhand standardisierter Belastungsprotokolle mit einer Materialprüfmaschine (Fa. Instron, Darmstadt, Deutschland) getestet.



Abbildung 1: Versuchsaufbau mit Anordnung der Sensoren (links: lateraler Sensor, rechts: medialer Sensor, oben: horizontale Sensoren)

## 2.3. GRUPPENVERTEILUNG

### 2.3.1. STATISCHE DRUCKVERSUCHE

Gruppe A	n	Implantat	Osteotomie- führung	Abbildung
1	2	TomoFix Small Fa. DePuySynthes	Biplanar	
2	2	TomoFix Standard Fa. DePuySynthes	Biplanar	
3	2	PEEK Power Fa. Arthrex	Biplanar	
4	2	ContourLock Fa. Arthrex	Biplanar	
5	2	iBalance Fa. Arthrex	Biplanar, Hinge Pin- Bohrung	

Tabelle 2: Gruppeneinteilung mit den Charakteristika der Operationstechniken und Verteilung für die statischen Druckversuche

### 2.3.2. ZYKLISCHE VERSUCHE

Gruppe B	n	Implantat	Osteotomie- führung	Abbildung
1	3	TomoFix Small Fa. DePuySynthes	Biplanar	
2	3	TomoFix Standard Fa. DePuySynthes	Biplanar	
3	3	PEEK Power Fa. Arthrex	Biplanar	
4	3	ContourLock	Biplanar	
5	3	iBalance Fa. Arthrex	Biplanar Hinge Pin- Bohrung	

Tabelle 3: Gruppeneinteilung mit den Charakteristika der Operationstechniken und Verteilung für die zyklischen Belastungsversuche

## 2.4. OPERATIONSTECHNIK, OSTEOTOMIEFÜHRUNG:

Alle Sawbones wurden in medial aufklappender, biplanar aufsteigender Technik osteotomiert. Bei der biplanar aufsteigenden Osteotomie wird der horizontale Osteotomieschenkel auf die hinteren zwei Drittel der Tibia beschränkt. Am vorderen Drittel beginnt die um ca.  $160^\circ$  ansteigende vertikale Osteotomie, welche die Tuberositas tibiae hinterschneidet.

Um die Richtung der Osteotomie festzulegen wurden zwei 2,3 mm dicke Drähte in Richtung des proximalen Tibiofibulargelenkes eingebracht. Die horizontale Osteotomie der dorsalen zwei Tibiadrittel folgt kaudal den beiden Drähten und belässt eine intakte Gegenkortikalisdicke von ca. 10 mm. Die Führungsdrähte werden während des Aufspreizens des horizontalen Osteotomieschnittes belassen um den Tibiakopf zu stabilisieren und eine möglichen aufsteigende, nach intraartikulär reichende Fraktur zu verhindern (Galla et al. 2006). Die anschließende aufsteigende Osteotomie, die freihand mittels einer oszillierenden Säge durchgeführt wurde, ließ ein 15-20 mm dickes Tuberositassegment entstehen. Die benötigte Keilbasishöhe von 8 mm wurde anschließend mittels eines Keiles standardisiert eingestellt und mit jeweils einem Osteotomiesystem in entsprechender Technik verschraubt.

Die Operationstechnik des iBalance Systems unterscheidet sich durch eine bikortikale Entlastungsbohrung (Hinge Pin) in AP Richtung im Bereich der lateralen Kortikalis mit Sicherheitsabstand zum Gelenkspalt ( $1,25 \times X$ ) und zur lateralen Kortikalis ( $1 \times X$ ) sowie dem fräsen der Keyholes in welche das System später eingebracht wird.

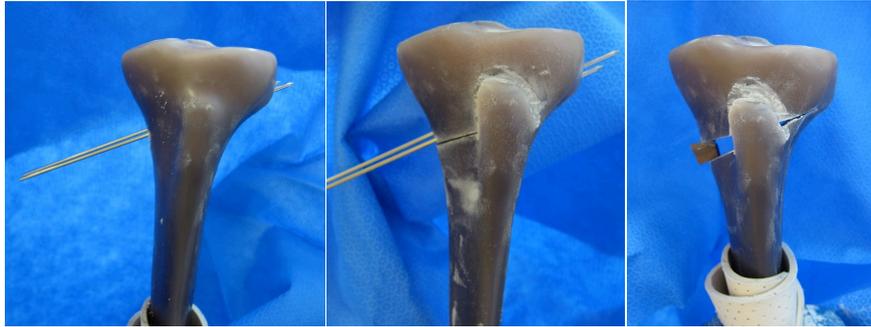


Abbildung 2: Positionierung der Drähte (links); Biplanare Osteomie (Mitte); Aufgeklappte Osteotomie mit Abstandskeil, 8 mm (rechts)

## 2.5. IMPLANTATMATERIALIEN

### 2.5.1. DER TOMOFIX STANDARD (STD)

Der Plattenfixateur-Standard (TomoFix, DePuySynthes©) besteht aus Reintitan, ist T-förmig geformt und für die rechte und linke Seite identisch. Die Platte ist 3,0 mm dick, 115 mm lang und weist eine Wölbung von 38° auf und entspricht dem durchschnittlichen Radius der proximalen Tibia. Der proximale T-Schenkel enthält 4 Plattenlöcher (3 Gewindelöcher mit einem distalen Kombiloch, Löcher A bis D) zur Aufnahme von 4 winkelstabilen, nach 4° kaudal geneigten und konvergierend verlaufenden 5,0 mm Kopfverriegelungsschrauben.

Diese Schrauben liegen proximal der horizontalen Osteotomieebene. Im Längsschenkel der Platte distal der Osteotomieebene liegen 4 Kombinationsschraubenlöcher (Löcher 1 bis 4) zur Aufnahme von Kopfverriegelungsschrauben. Die zueinander versetzte Schraubenanordnung des Längsschenkels soll die Bildung von diaphysären Längsfissuren vermeiden helfen. Die Platte wird mit Hilfe zweier 3 mm langen Distanzstopfen in den Löchern D und 3 im Sinne eines Fixateurinterne Prinzips angebracht. Diese werden im Operationsverlauf entfernt und durch Kopfverriegelungsschrauben ersetzt. Alle Kopfverriegelungsschrauben werden mit einem Drehmomentschlüssel mit 4 Nm angezogen.

Die Länge der Platte soll eine ausreichende Steifigkeit gewährleisten, da die Deformierung der Platte durch axiale Krafteinleitung bei entsprechender Plattenlänge über einen größeren Bereich verteilt wird. Dies minimiert das Auftreten von Streßkonzentrationen. Die Plattenosteosynthese wird umso elastischer, je länger das schraubenfreie Überbrückungselement der Platte ist. Da beim TomoFix aber die Stabilität zur Vermeidung von Korrekturverlusten im Vordergrund steht sollten die Schrauben möglichst nahe der Osteotomie zu liegen kommen.



Abbildung 3: TomoFix Standard Osteosyntheseplatte (Fa. DePuySynthes), Ansicht von ventral (links) und Ansicht von medial (rechts)

## 2.5.2. DER TOMOFIX SMALL STATURE PLATE ( SM )

Der Plattenfixateur Small (TomoFix, DePuySynthes ©) besteht aus Reintitan, ist T-förmig geformt und für die rechte und linke Seite identisch. Die Platte ist 3,2 mm dick und 112 mm lang und weist eine Wölbung von 30° auf und entspricht dem durchschnittlichen Radius der proximalen Tibia. Der proximale T-Schenkel enthält 4 Plattenlöcher (3 Gewindelöcher mit einem distalen Kombiloch, Löcher A bis D) zur Aufnahme von 4 winkelstabilen, nach 4° kaudal geneigten und konvergierend verlaufenden 5,0 mm Kopfverriegelungsschrauben.

Diese Schrauben liegen proximal der horizontalen Osteotomieebene. Im Längsschenkel der Platte distal der Osteotomieebene liegen 4 Kombinationsschraubenlöcher (Löcher 1 bis 4) zur Aufnahme von Kopfverriegelungsschrauben. Die Platte wird mit Hilfe zweier 3 mm langen Distanzstopfen in den Löchern D und 3 im Sinne einer Fixateur interne Prinzips angebracht. Diese werden im Operationsverlauf entfernt und durch Kopfverriegelungsschrauben ersetzt. Alle Kopfverriegelungsschrauben werden mit einem Drehmomentschlüssel mit 4 Nm angezogen.

Die Länge der Platte soll eine ausreichende Steifigkeit gewährleisten, da die Deformierung der Platte durch axiale Krafteinleitung bei entsprechender Plattenlänge über einen größeren Bereich verteilt wird. Dies minimiert das Auftreten von Streßkonzentrationen. Die Schrauben sollten möglichst nahe der Osteotomie zu liegen kommen. Das Implantat ist bis 65 kg Körpergewicht zugelassen.



Abbildung 4: TomoFix Small Osteosyntheseplatte Fa. DePuySynthes, Ansicht von medial

### 2.5.3. PEEKPOWER HTO PLATTE

Die PEEK Power Platte (Fa. Arthrex) besteht aus kohlenstoffverstärktem PEEK (Carbonverstärktes Polyetheretherketon), einem teilkristallinen Hochleistungskunststoff mit sehr guten mechanischen Eigenschaften sowie hoher temperatur- und chemischer Beständigkeit. PEEK ist ein Hochleistungskunststoff für stark belastbare Bauteile. Die Platte ist T-Förmig aufgebaut mit 4 proximalen Schraubenlöchern P1-4 und 3 distalen D1-3. Die PEEKPower Platte ist 10 cm lang, proximal 3,8 cm und distal 1,6 cm breit sowie 2,8 mm stark. Die Schraubenlöcher enthalten keine Gewinde. Das Gewinde wird durch das Schraubenkopfgewinde in das Plattenloch geschnitten. Die Platte erlaubt hierdurch eine Variabilität der Schraubenangulation. Die Proximalen Plattenlöcher (P1-4) werden mit Spongiosaschrauben besetzt, die distalen D1-3 mit Kortikalisschrauben. Alle Schrauben werden mit einem Drehmomentschlüssel mit 3,5 Nm angezogen. Das Implantat wird bis zu einem BMI von <26 empfohlen.



Abbildung 5: PEEKPower Osteotomieplatte (Fa. Arthrex), Ansicht von ventral

#### 2.5.4. CONTOURLOCK HTO OPEN WEDGE PLATTE

Der Plattenfixateur (ContourLock, Fa. Arthrex©) besteht aus einer Titanlegierung (TI-6AL-4V ELI), ist T-förmig geformt und unterscheidet sich in rechte und linke Seite. Er besitzt zudem einen Spacer mit Keilbasishöhen von 3 bis 17,5 mm. Zudem gibt es AP Slope-Platten von 5-17,5 mm. Die Platte ist 6,5 cm lang und 2,9 mm stark. Sie enthält 3 proximale und 3 distale Schraubenlöcher. Diese werden proximal mit Spongiosaschrauben 6,5 mm und distal mit Kortikalisschrauben 4,4 mm besetzt. In den Schraubenlöchern befinden sich Spannringe, welche bei Anzug der Schraube verkeilen und somit Winkelstabilität erzeugen.

Die Platte kann durch Schränkeisen proximal und distal an die Anatomie angepasst werden. Die proximalen Löcher sind horizontal zwischen Osteotomie- und Gelenkspalt angeordnet. Die distalen Schrauben sind mäanderartig in der longitudinalenebene angeordnet (siehe Abbildung).

Durch das kurze Design und die Möglichkeit des Verschränkens kann die ContourLock an den Knochen angelegt werden und ist wenig prominent. Der integrierte Keil stützt den Osteotomiespalt ab. Die Spannringfixation ermöglicht eine individuelle Anpassung der Schraubenausrichtung an die anatomischen Verhältnisse.



Abbildung 6: ContourLock Osteotomieplatte (Fa. Arthrex), Ansicht von medial

#### 2.5.5. IBALANCE HTO SYSTEM

Das iBalance HTO System (Fa. Arthrex) besteht aus nichtresorbierbaren Polyetheretherketon (PEEK). Es ist keilförmig aufgebaut und wird in den Osteotomiespalt eingebracht. Aufgrund der Integration des Implantates in den Osteotomiespalt ist keine Zweitoperation zur Implantatentfernung notwendig. In das Implantat sind jeweils zwei Gewinde nach proximal und distal zeigend zur winkelstabilen Schraubeneinbringung integriert. Proximal werden Spongiosa, distal Kortikalisschrauben verwendet welche ebenfalls aus PEEK gefertigt sind.

Das Implantat ist J-Förmig aufgebaut um die Hauptbelastungszone, die posteromediale Kortikalis abzustützen. Die Implantate sind in Abhängigkeit von der Tibiaplateaubreite in Small bis X-Large und Korrekturwinkel 5-14° vorhanden. Implantate zur Slopekorrektur sind nicht verfügbar. Das Implantat ist bis BMI 26 und ausschließlich für Nichtraucher zugelassen.



Abbildung 7: iBalance HTO Osteotomiesystem (Fa. Arthrex), Ansicht von medial

## 2.6. PRÄPARATE

Alle Versuche wurden an Sawbone Tibia links Größe large (Fa. Sawbones, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon, WA, USA) der 4. Generation durchgeführt. Sawbones der 4. Generation sind dem menschlichen Knochen nachempfunden. Sie verfügen über eine Kortikalis bestehend aus Glasfaser-Epoxid Harz, sowie einer Schaumkernspongiosa. Sie imitieren die menschliche Anatomie und deren biomechanischen Eigenschaften. (Chong et al. 2007) (Gardner et al. 2010) (Heiner 2008) Durch Material und Verarbeitung in Verbundtechnik kommen sie dem Menschlichen Knochen nahe. Sie eignen sich für biomechanische Versuche. Im Gegensatz zu humanen Tibiae ist bei Sawbones der Einflussfaktor der interindividuellen Schwankungsbreite der Knochendichte eliminiert.



Abbildung 8: Sawbone (Fa. Sawbones) 4. Generation links Large, ventrale Ansicht (oben) unten dorsale Ansicht (unten)

## 2.7. MATERIALPRÜFMASCHINE

Die biomechanischen Druckversuche wurden mit einer Materialprüfmaschine der Firma Instron (Darmstadt, Deutschland) durchgeführt. Zur biomechanischen Testung der Bewegungssegmente wurde ein Versuchsaufbau entwickelt mit dessen Hilfe Aussagen über die Beweglichkeit zwischen den Segmenten ermöglicht werden sollte. Hierzu wurden Kräfte über die Materialprüfmaschine axial auf den Prüfkörper aufgebracht und die resultierenden Bewegungen gemessen und aufgezeichnet.

Der Aufbau der Maschine besteht aus einem Lastrahmen und zwei seitlichen senkrechten Führungssäulen. In dessen Mitte befindet sich eine Fahrtraverse, welche in vertikaler Richtung gefahren werden kann. Ein integrierter Längenänderungsaufnehmer registriert die jeweils aktuelle Fahrposition der Traverse. An der Unterseite der Traverse ist ein Kraftaufnehmer zur Messung

der Druck- und Zugbelastungen angebracht. Die Steuerung und Aufzeichnung erfolgt über das Labview-System der Firma International Instruments.

Die Steuereinheit der Maschine ermöglicht die Durchführung von zyklischen Ermüdungs- und statischen Druckprüfungen. Die Traverse kann bei aufbringen von Kräften durch den integrierten Kraftaufnehmer kraftgeregelt, durch den integrierten Längenänderungsaufnehmer lagegeregelt angesteuert werden. Die Belastungsvorrichtung mit einem 10 kN Prüfzylinder eignet sich für statische und zyklische Belastungen auch bei hohen Frequenzen bzw. Verformungswegen. Die statische Vorlast kann automatisch reguliert werden. Die Krafteinleitung erfolgt über die distale Tibia. Die proximale Tibia ist in einen kugelgelagerten Zylinder gebettet, um Scherkräfte und Blockierungen zu minimieren. Die Kugellager wurden zusätzlich mit Fließfett (Shell Retinax CS00) geschmiert um die Reibung zu reduzieren. Die distale Befestigung besteht in der Einbettung des der in PU-Schaum gegossenen Tibia in den Metallzylinder welcher mit herkömmlichen Schrauben befestigt ist.

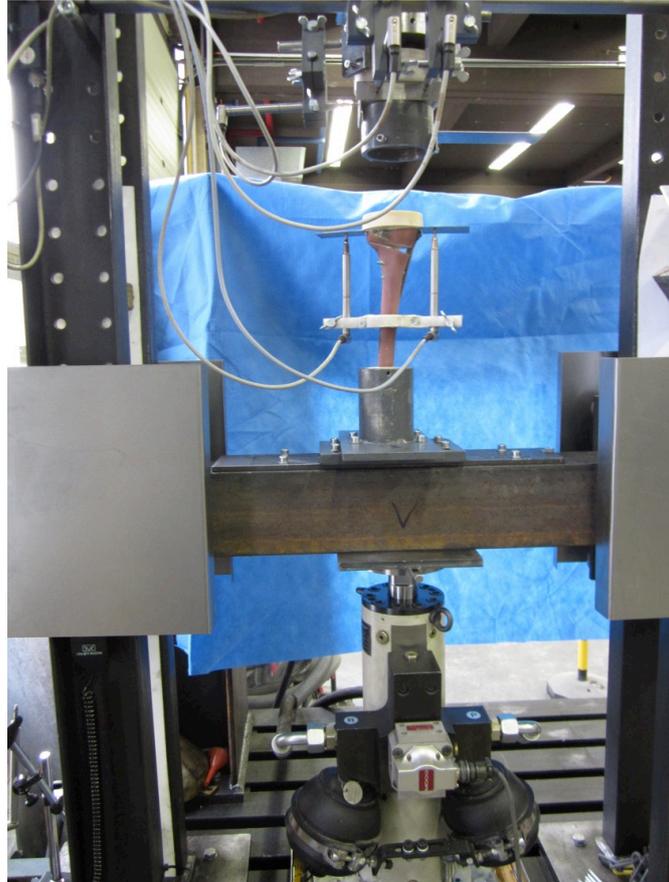


Abbildung 9: Versuchsaufbau mit der Materialprüfmaschine, Fahrtraverse mit Kraftaufnehmer (mitte); Führungssäulen (links und rechts); Hydraulik (unten)

### 2.7.1. VERSUCHSAUFBAU

Um die biomechanischen Testung der Prüfkörper durchzuführen wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, mit dessen Hilfe Aussagen über die Beweglichkeit der Segmente unter Belastung ermöglicht werden. Hierzu wurden Prüfkörper mit einer Materialprüfmaschine belastet. Die resultierenden Bewegungen zwischen den Tibiasegmenten wurden gemessen und aufgezeichnet.

## 2.7.2. FIXATION UND VORBEREITUNG DER PRÄPARATE

Die Tibiae wurden nach der oben beschriebenen biplanar aufsteigenden Technik osteotomiert und mit dem jeweiligen Osteostomiesystem mit identischer Keilbasishöhe von 8 mm fixiert (Maas et al. 2013)(Fowler et al. 2000)(Lobenhoffer und Agneskirchner 2003). Anschließend wurden die Tibiae auf eine Länge von 300 mm, von der proximalen Gelenkfläche gemessen, gekürzt und in einem Metall-Zylinder positioniert. Die tibiale Belastungsachse wurde anhand der medialen Kante der Tibiaplateaubreite bei 62,5 % gemessen (Fujisawa Punkt) und eingestellt.

Sowohl das proximale als auch das distale Tibiasegment wurden in ein PU-Gemisch (FC 52, Fa. Huntsman Advanced Materials GmbH, Basel, Schweiz) standardisiert in speziell angefertigte Zylinder eingegossen. Das Schnellgieß-Polyurethan-System ist ein 2-Komponenten PU-System aus Isocyanat und Polyol im Mischungsverhältnis 1:1, welches aufgrund seiner hohen Stabilität für Dauerfestigkeitsprüfungen geeignet ist. Die Hülsen wurden zuvor mit Wachstrennspray besprüht um ein Anhaften zu verhindern.

Zur Positionierung der distalen Tibia diente sowohl der Markraum (Positionierung in der Hülse auf einen hervorstehenden Metallstift), als auch Positionshalter, welche den Prüfkörper extern reproduzierbar fixierten. Diese garantieren eine Positionsgenauigkeit von +/- 1mm.

Die Positionierung des Tibiaplateaus erfolgte nach Aushärten des Tibiaschaftes und Entfernung der Positionshalter. Es erfolgte ebenfalls die Positionierung in einer speziell angefertigten Haltevorrichtung um ein gleichbleibend exaktes Ergebnis zu gewährleisten. Das Tibiaplateau wurde hierzu in einer Metallgusschale positioniert, welche konisch gefertigt ist um nach dem Aushärten einfacher entfernt werden zu können. In der Schale sind zwei Bleche montiert.

Sie verbleiben nach Entfernen aus der Gusschale am Tibiaplateau als Auflageflächen für die medialen und lateralen Sensoren. Die Befestigung der medialen und lateralen Sensoren an der Tibia erfolgte mittels einer speziell angefertigten Sensorbefestigung, welche 6 cm. oberhalb der Hülse befestigt wurde. Um eine schlüssige Anpassung an die unebene Knochenoberfläche zu erlangen wurde diese mit Knochenzement (PMMA) angepasst.

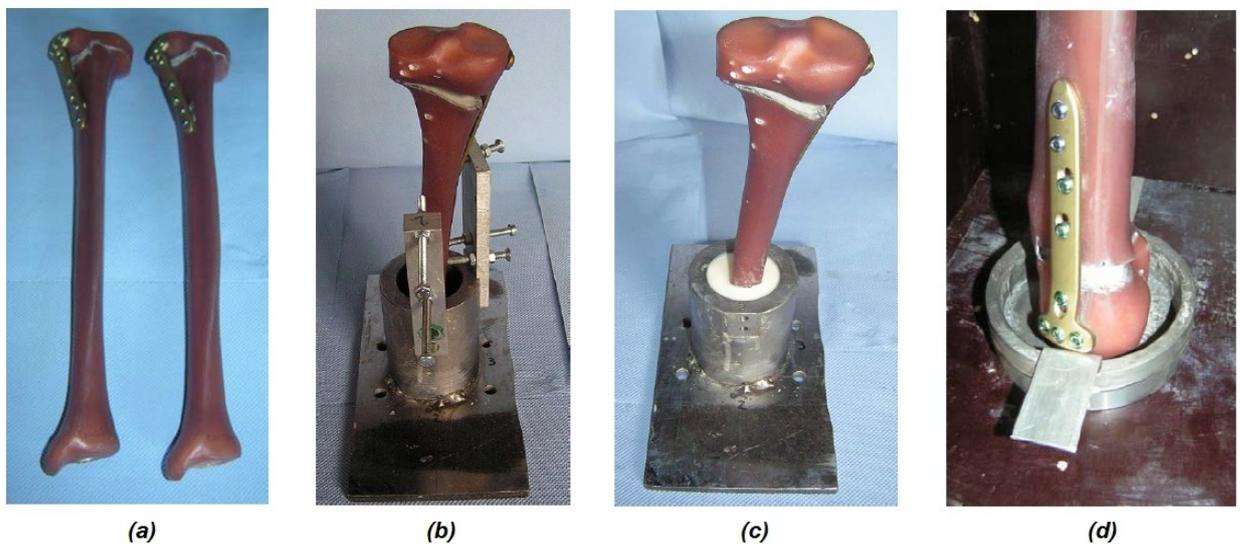


Abbildung 10: (a) Osteotomierte und verschraubte Tibia (TomoFix Sm, Fa. DePuySynthes); (b) Positionierung der gekürzten Tibia im Metallzylinder mit Positionshalter; (c), Distal in Metallzylinder fixierte Tibia; (d) Positionierung der proximalen Tibia in Gusschale



Abbildung 11: Fertiggestellter Prüfkörper (links); Horizontales Verschiebelager (Mitte); Kugellager zur Gewährleistung der Horizontalverschiebung zusätzlich mit Fließfett(Shell Retinax CS00) geschmiert (rechts)

### 2.7.3. ANBRINGUNG WEGESENSOREN

An jeden Prüfkörper wurden insgesamt 6 Wegesensoren angebracht. Zwei Sensoren wurden am Knochen medial (MS) und lateral (LS) befestigt um die vertikale Verschiebung zu bestimmen. Am Zylinder wurden 3 Sensoren (DX medial-lateral, DY1 und DY2 proximal-distal) in Horizontalebene angebracht um die horizontalen Auslenkungen in X- und in Y-Richtung aufzunehmen. Die DY1 und DY2 Sensoren wurden so positioniert, dass eine Rotation des Tibiakopfes in der Transversalebene erfasst werden kann. Der Maschinenweg wie auch die einwirkende Kraft wurde automatisch von einem eingebauten Längenänderungsaufnehmer vom Computer aufgenommen (VS). Dieser misst die jeweils aktuelle Fahrposition der Traverse. Die Daten der Sensoren wurden über die Aufnehmereinheit (Fa. International Instruments) auf das Labviewprogramm übertragen.

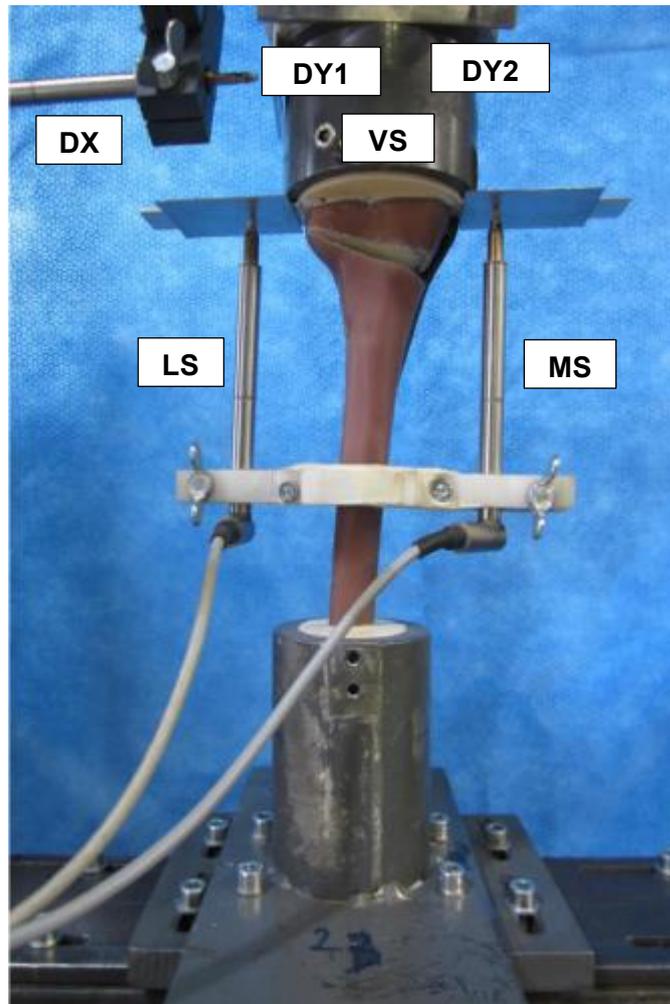


Abbildung 12: Positionierung der Wegesensoren. Lateraler (LS) und medialer (MS) Sensor zur Messung der vertikalen Verschiebung. Messung der Horizontalverschiebung (DY1 und DY2 sowie DX). In die Maschine integrierter Längenänderungssensor (VS) der vertikalen Verschiebung.

#### 2.7.4. BEGRIFFLICHE GRUNDLAGEN

Durch die Verwendung einer computergestützten Steuerung der Materialprüfmaschine können zyklische und statische Belastungsprüfungen mit variabler Drucklast, Druckgeschwindigkeit und Frequenz durchgeführt werden. Wird der mit verschiedenen Implantaten verschraubte Prüfkörper axial belastet, so vermindert sich die Höhe des Osteotomiespalt es druckabhängig. Die hierbei entstehende Distanzänderung wird als interfragmentäre negative Dehnung (Stauchung) bezeichnet und quantifiziert die globale Dehnung der Materialschicht an und zwischen der Osteotomie. Die induzierte Distanzänderung durch Belastung wird verglichen mit der interfragmentären Distanz vor axialer Kraffteinleitung nach Osteotomie. Die Kraft-Dehnungskurve drückt diesen Zusammenhang zwischen einwirkender Druckkraft und Längendehnung des Prüfkörpers aus.

Bei allmählicher, dynamisch steigender Belastung eines Prüfkörpers aus biomechanisch kortikalisähnlichen Konstrukten entsteht eine nichtlineare Spannungs-Dehnungskurve. Bei geringer axialer Belastung des Prüfkörpers und anschliessender Entlastung zeigt der Prüfkörper die Tendenz seine ursprüngliche Länge wieder einzunehmen. Die Hystereseschleife beginnt somit vom gleichen Startpunkt wenn die erzielte Längenänderung des Prüfkörpers elastischer Natur ist. Die Belastungs- und Entlastungskurve überlappen sich nicht, sondern bilden eine geschlossene Hystereseschleife. Kommt es durch die axiale Belastung zu einer mechanischen Schädigung des Prüfkörpers ist seine Längenänderung überwiegend plastischer Natur. Die progressive Belastung kann dann zu einer kontinuierlichen plastischen Längenänderung führen.

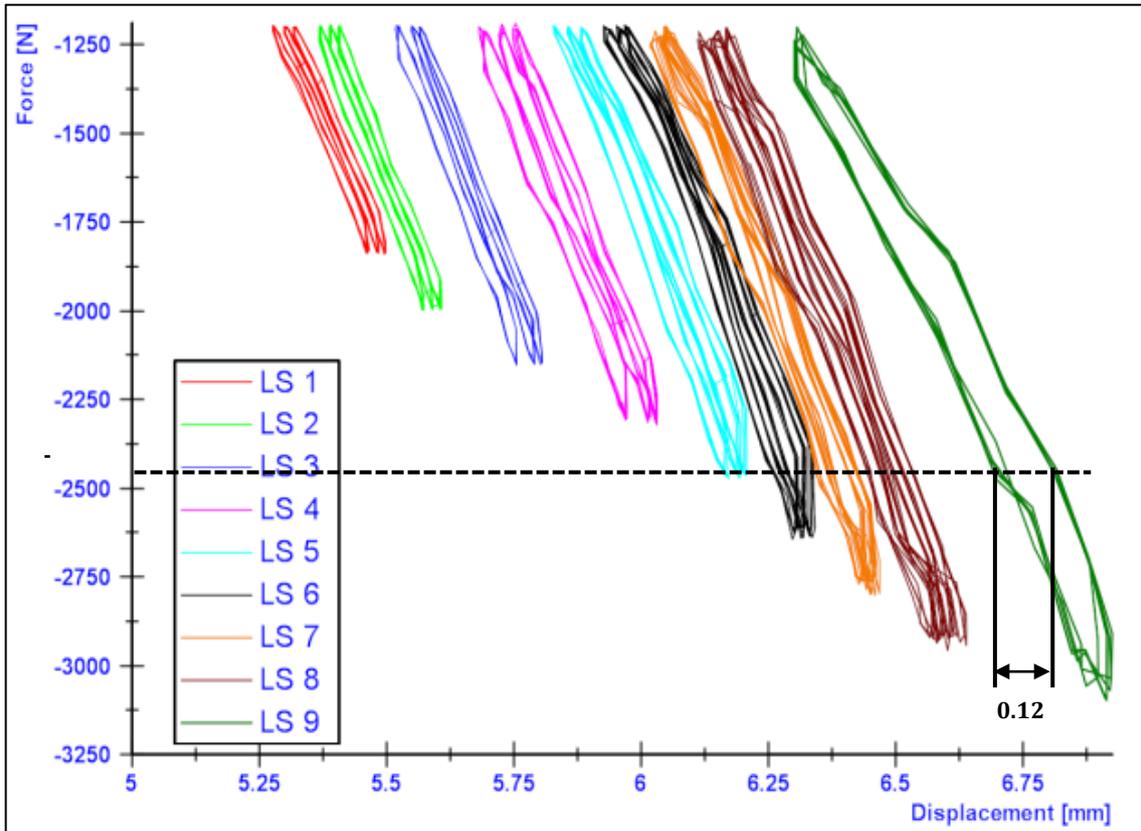


Abbildung 13: Hystereseschleife: Laterale Verschiebung (Prüfkörper iBalance 5). Die maximale Verschiebung innerhalb der Hystereseschleifen nahm mit der Zunahme der einwirkenden Kräfte zu, blieb jedoch unter 0.5 mm

## 2.8. VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

### 2.8.1. STATISCHE VERSUCHE

In der statischen Versuchsgruppe wurden aus jeder Gruppe 2 Prüfkörper getestet. Die Software der Materialprüfmaschine wurde auf progressiv axiale Versuchsbedingungen eingestellt. Die Prüfkörper wurden mit 0,1 mm/s. wie im oben beschriebenen Versuchsaufbau belastet. Nach Versagen des Prüfkörpers wurde der Versuch abgebrochen. Die hierbei entstehenden Verschiebungen wurden kontinuierlich von Sensoren aufgenommen und über das Labview-Programm abgespeichert.

## 2.8.2. ZYKLISCHE VERSUCHE

In der zyklischen Versuchsgruppe erfolgte die Vorbereitung und Installation der Prüfkörper wie oben (Kapitel 3.6.1) beschrieben. Die Software der Materialprüfmaschine wurde auf die zyklischen Versuchsbedingungen eingestellt. Es wurde kraftgeregelt mit einer Frequenz von 5 Hz belastet. Ein Lastwechselzyklus bestand aus bis zu 15 Teilzyklen mit je 20.000 Lastwechseln ( $n=20.000$ ). Die eingeleitete axiale Kraft wurde nach jedem abgeschlossenen Teilzyklus ohne Versagen um 160 N gesteigert. In der Entlastungsphase erfolgte die Reduktion der einwirkenden Kraft auf 160 N Grundspannung. Dabei wurde die anliegende Kraft durch die Maschine konstant gehalten (Kraftgeregelt). Bei problemlosem Verlauf der zyklischen Belastung wurde der Versuch am Ende des fünfzehnten Teilzyklus bei einer Belastung von 3040 N beendet. Im Falle eines Kunstknochen- oder Implantatversagens wurde der Versuch zum Zeitpunkt des Versagens abgebrochen.

Laststufe	LS1	LS2	LS3	LS4	LS5	LS6	LS7	LS8	LS9	LS10	LS11	LS12	LS13	LS14	LS15
<b>Maximale Kraft N</b>	800	960	1120	1280	1440	1600	1760	1920	2080	2240	2400	2560	2720	2880	3040
<b>Minimale Kraft N</b>	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160	160

Tabelle : Tabellarische Darstellung der auf den Prüfkörper aufgetragenen Laststufen ( LS ) und applizierten Kräfte in N unter zyklischen

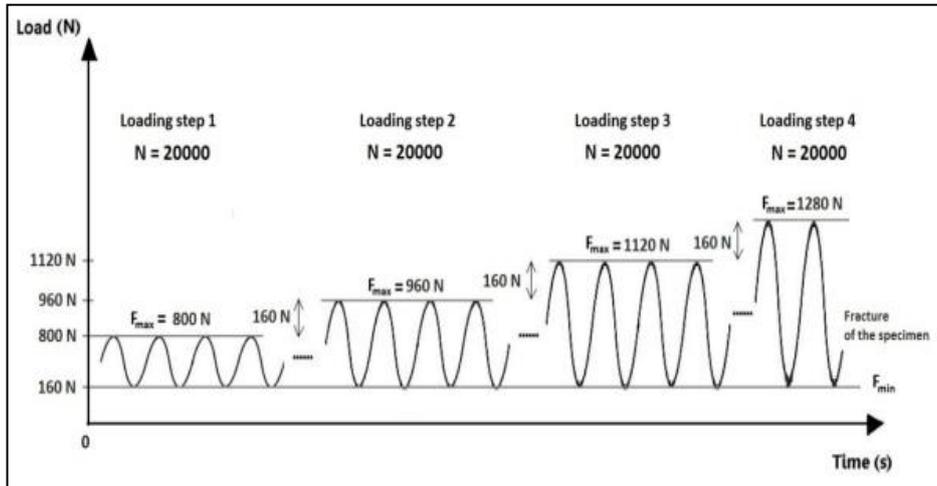


Abbildung 14: Schematische Darstellung der sinusoidal aufgebracht Kräfte (Lastgesteuert) Nach N=20000 Zyklen wurde die Lastobergrenze stufenweise um 160 N bis zum Versagen erhöht

### 2.8.3. VERSAGENSKRITERIEN

Das Versagen des Prüfkörpers wurde durch Versagenskriterien definiert. Wenn einer oder mehrere der Kriterien eintraten galt die Probe als zerstört und die Versuche wurden abgebrochen.

Nr.	Versagenskriterien
1	Sichtbares Nachgeben und Abkippen des Tibiakopfes von mehr als 2mm ( lateraler Sensor maßgebend )
2	Sichtbarer Kollaps der Spongiosa (Gegenkortikalis) / Rotation > 1,4°
3	Dehnung > 0,5 mm innerhalb einer Hystereseschleife (zyklische Testung)
4	Schraubenausriß größer 1 mm

Tabelle 4: Übersicht der Versagenskriterien

### 2.9. STATISTISCHE AUSWERTUNG

Aufgrund der reduzierten Prüfkörpermengen erfolgte eine deskriptive Darstellung mit Bestimmung des Mittelwertes und der Standardabweichung.

### 3. ERGEBNISSE

Im Rahmen der biomechanischen Untersuchung verschiedener Knochen-Implantat-Konstruktionen nach valgusierender Tibiakopfosteotomie wurden 25 Sawbones der 4. Generation linke Tibia large in simulierter voller Streckstellung nach einem standardisierten Belastungsprotokoll mit einer Materialprüfmaschine zyklisch oder statisch belastet. Bis auf die Implantate und deren individuellen Implantationsverfahren waren alle Faktoren identisch.

Die Fixierung in den eigens hergestellten zylinderförmigen Sockeln gelang bei allen Präparaten. Das hierfür verwendete PU- Gemisch ließ keine Bewegungen zwischen dem Sockel und der distalen Tibia zu. Die Fixierung des Tibiaplateaus gelang ebenso bei allen Prüfkörpern.

Untersucht wurden die Mikrobewegungen (Translation [mm]) zwischen den verschraubten Tibiasegmenten in Horizontal- und Vertikalbewegungen, sowie die plastische und elastische Verformung des Osteotomiespaltes in Abhängigkeit von Implantattyp, Schraubenausrisse, Kollaps der Gegenkortikalis oder Rotation der Segmente  $> 1,4^\circ$ , Dehnung  $> 0,5$  mm innerhalb der Hystereseschleife, sichtbares Abkippen des Tibiakopfes von mehr als 2 mm.

#### 3.1. ERGEBNISSE STATISCHEN VERSUCHE

Es wurden jeweils 2 Prüfkörper aus jeder Implantatgruppe den statischen Druckversuchen unterzogen. Alle Daten konnten gewonnen und ausgewertet werden. Im Gruppenvergleich (Gruppe 1-5) der statischen Versuchsreihe zeigte sich in allen fünf Gruppen das Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis (Versagenskriterium 2). Die Prüfkörper TomoFix Standard 1 und PEEKPower 2 zeigten eine deutliche Rissbildung vor Bruch der Gegenkortikalis.

Der mediale Sensor zeigte hierbei eine negative Auslenkung während der laterale eine positive Auslenkung aufwies. Die Auslenkungen am lateralen Sensor waren im Vergleich zum medialen Sensor deutlich größer. Die höchste Primärstabilität zeigte das iBalance System mit 5,5 kN und die TomoFix Standard Platte mit 5,3 kN bei Bruch der Gegenkortikalis. Die niedrigste Stabilität wies die TomoFix Small mit 3,4 kN und die ContourLock Platte mit 3,6 kN auf. Bei keinem System zeigten sich signifikante Horizontalverschiebungen. Die Ergebnisse werden im Folgenden anhand einer Tabelle dargestellt.

Prüfkörper	Fissur / Bruch [kN]	Mediale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Laterale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Kippwinkel bei Fissur & Bruch (°)	Versagensarten
TomoFix 1	4.1 / 5.4	0.58 / 1.19	3.10 / 4.94	1.76 / 2.93	1 und 2
TomoFix 2	5.1 / 5.2	1.03 / 1.12	4.15 / 4.36	2.47 / 2.62	1 und 2
<b>Durchschnitt</b>	<b>4.6 / 5.3</b>	<b>0.80 / 1.15</b>	<b>3.62 / 4.65</b>	<b>2.12 / 2.78</b>	

Tabelle 5: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem TomoFix Standard Implantat (Fa. Synthes)

Prüfkörper	Fissur / Bruch [kN]	Mediale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Laterale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Kippwinkel bei Fissur & Bruch (°)	Versagensarten
PEEKPower 1	- / 3.7	- / 0.54	- / 2.83	- / 1.61	1 und 2
PEEKPower 2	4.2 / 5.1	0.06 / 0.13	2.67 / 3.33	1.25 / 1.53	1 und 2
<b>Durchschnitt</b>	<b>- / 4.4</b>	<b>- / 0.33</b>	<b>- / 3.08</b>	<b>- / 1.57</b>	

Tabelle 6: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem PEEKPower Implantat (Fa. Arthrex)

Prüfkörper	Fissur / Bruch [kN]	Mediale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Laterale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Kippwinkel bei Fissur & Bruch (°)	Versagensarten
iBalance 1	- / 5.7	- / 0.27	- / 1.61	- / 0.64	2
iBalance 2	- / 5.4	- / 0.29	- / 2.06	- / 1.12	2
<b>Durchschnitt</b>	<b>- / 5.5</b>	<b>- / 0.28</b>	<b>- / 1.84</b>	<b>- / 0.88</b>	

Tabelle 7: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem iBalance Implantat (Fa. Arthrex)

Prüfkörper	Fissur / Bruch [kN]	Mediale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Laterale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Kippwinkel bei Fissur & Bruch (°)	Versagensarten
TomoFix sm 1	3.1 / 3.2	0.60 / 0.86	1.25 / 1.82	0.88 / 1.28	2
TomoFix sm 2	3.2 / 3.6	0.43 / 0.60	1.55 / 2.25	0.94 / 1.36	2
<b>Durchschnitt</b>	<b>3.2 / 3.4</b>	<b>- / 0.73</b>	<b>1.40 / 2.03</b>	<b>0.91 / 1.32</b>	

Tabelle 8: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem TomoFix Small Implantat (Fa. Synthes)

Prüfkörper	Fissur / Bruch [kN]	Mediale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Laterale versch. bei Fissur & Bruch [mm]	Kippwinkel bei Fissur & Bruch (°)	Versagensarten
ContourLock1	2.4 / 3.2	0.60 / 0.52	2.45 / 3.85	1.46 / 2.09	1 und 2
ContourLock2	- / 3.9	- / 0.50	- / 4.15	- / 2.22	1 und 2
<b>Durchschnitt</b>	<b>- / 3.6</b>	<b>- / 0.51</b>	<b>1.40 / 4.00</b>	<b>- / 1.32</b>	

Tabelle 9: Versuchsergebnisse der progressiven Versuchsreihe mit dem ContourLock Implantat (Fa. Arthrex)

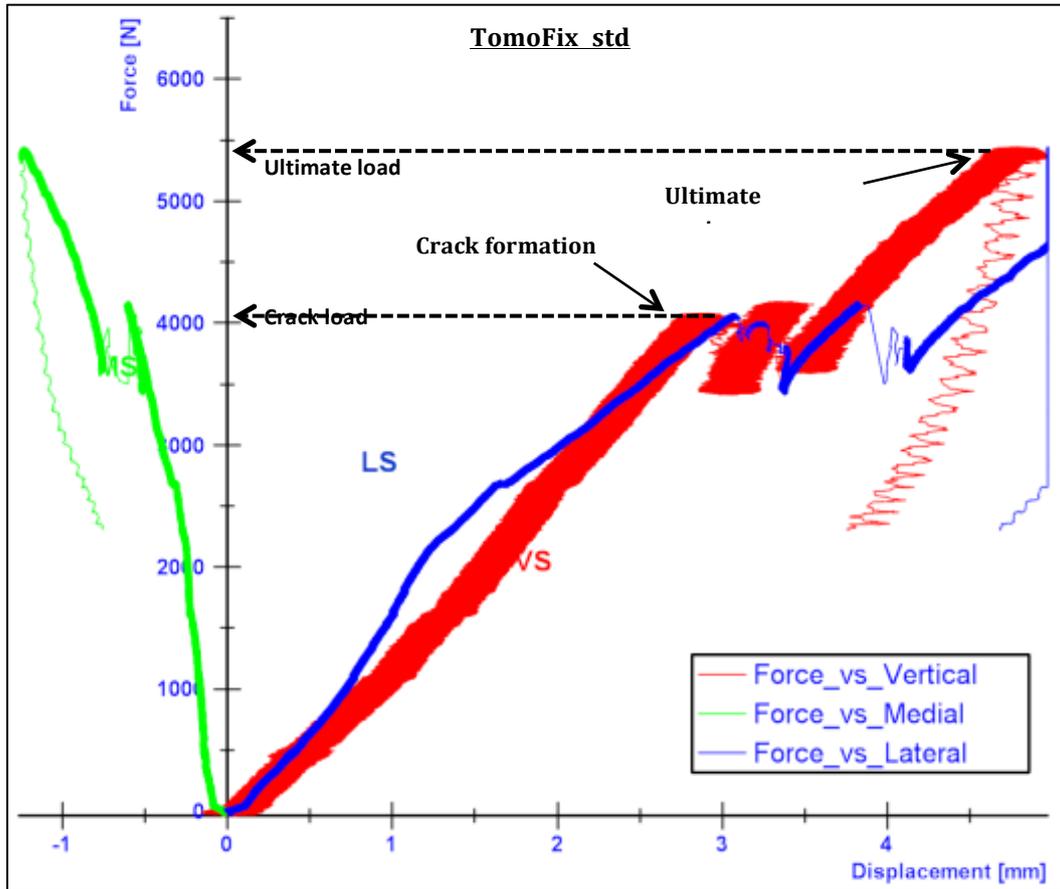


Abbildung 15: Darstellung der einwirkenden Kräfte versus der resultierenden Verschiebung am Beispiel der TomoFix Standard 1 Platte. Der Bruch der Gegenkortikalis (Ultimate) trat unmittelbar nach der Fissurbildung (Crack formation) auf

### 3.2. ERGEBNISSE ZYKLISCHE VERSUCHE

Es wurden jeweils 3 Prüfkörper aus jeder Implantatgruppe der zyklischen Untersuchung unterzogen. Alle Daten konnten gewonnen und ausgewertet werden. Im Rahmen der zyklischen Belastungsversuche kam es bei allen Proben zum Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis (Versagenskriterium 2). Der mediale Sensor zeigte hierbei eine negative Auslenkung während der laterale eine positive Auslenkung aufwies. Die Auslenkungen am lateralen Sensor waren im Vergleich zum medialen Sensor deutlich größer. Die höchste Primärstabilität zeigte sich bei der ContourLock Platte mit 2,2 kN und > 173 000 Zyklen gefolgt von dem iBalance System mit 1,8 kN und >125 000 Zyklen. Die PEEKPower Platte wies mit 1,4 kN und >73 000 Zyklen die niedrigste Primärstabilität auf. Lediglich in einem Fall (iBalance 3) trat kam es zum Implantatversagen durch Bruch einer Schraube.

Prüfkörper	Maximal Last [N]	Verticale Steifigkeit $K_v$ [N/mm]	Laterale Steifigkeit $K_L K_L$ [N/mm]	Lastzyklen	Versagenstyp
ContourLock 3	2400	2100	4400	> 200000	2
ContourLock 4	1760	2300	2400	> 120000	2
ContourLock 5	2400	2700	2600	> 200000	1,2,3

Tabelle 10: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem ContourLock Implantat (Fa. Arthrex)

Prüfkörper	Maximal Last [N]	Verticale Steifigkeit $K_v$ [N/mm]	Laterale Steifigkeit $K_L K_L$ [N/mm]	Lastzyklen	Versagenstyp
TomoFix sm 3	1280	2200	2000	> 60000	2,3
TomoFix sm 4	1280	1750	1500	> 60000	2,3
TomoFix sm 5	1760	2000	2300	> 120000	1,2

Tabelle 11: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem TomoFix small Implantat (Fa. Synthes)

Prüfkörper	Maximal Last [N]	Verticale Steifigkeit $K_V$ [N/mm]	Laterale Steifigkeit $K_L K_L$ [N/mm]	Lastzyklen	Versagenstyp
TomoFix 3	1280	1350	931	> 60 000	2
TomoFix 4	1440	2000	1280	> 80 000	2
TomoFix 5	1760	2500	2435	> 120 000	2

Tabelle 12: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem TomoFix standard Implantat (Fa. Synthes)

Prüfkörper	Maximal Last [N]	Verticale Steifigkeit $K_V$ [N/mm]	Laterale Steifigkeit $K_L K_L$ [N/mm]	Lastzyklen	Versagenstyp
PEEKPower 3	1440	2000	1773	> 80 000	2
PEEKPower 4	1280	1950	1310	> 60 000	2
PEEKPower 5	1440	2785	1333	> 80 000	2

Tabelle 13: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem PEEKPower Implantat (Fa. Arthrex)

Prüfkörper	Maximal Last [N]	Verticale Steifigkeit $K_V$ [N/mm]	Laterale Steifigkeit $K_L K_L$ [N/mm]	Lastzyklen	Versagenstyp
iBalance 3	1760	4000	2000	> 120 000	2,4
iBalance 4	1920	3000	4312	> 140 000	2
iBalance 5	1760	3500	1857	> 120 000	1,2

Tabelle 14: Versuchsergebnisse der zyklischen Versuchsreihe mit dem iBalance Implantat (Fa. Arthrex)

Gruppe	Maximal Last [kN]	Verticale Steifigkeit $K_V$ [N/mm]	Laterale Steifigkeit $K_L K_L$ [N/mm]	Lastzyklen
Contour Lock	2.2	2367	3133	> 173 000
TomoFix sm	1.4	1983	1933	> 80 000
TomoFix	1.5	1950	2233	> 86 000
PEEKPower	1.2	2245	2297	> 73 000
iBalance	1.8	3500	2723	> 125 000

Tabelle 15: Zusammenfassung der zyklischen Versuchsergebnisse

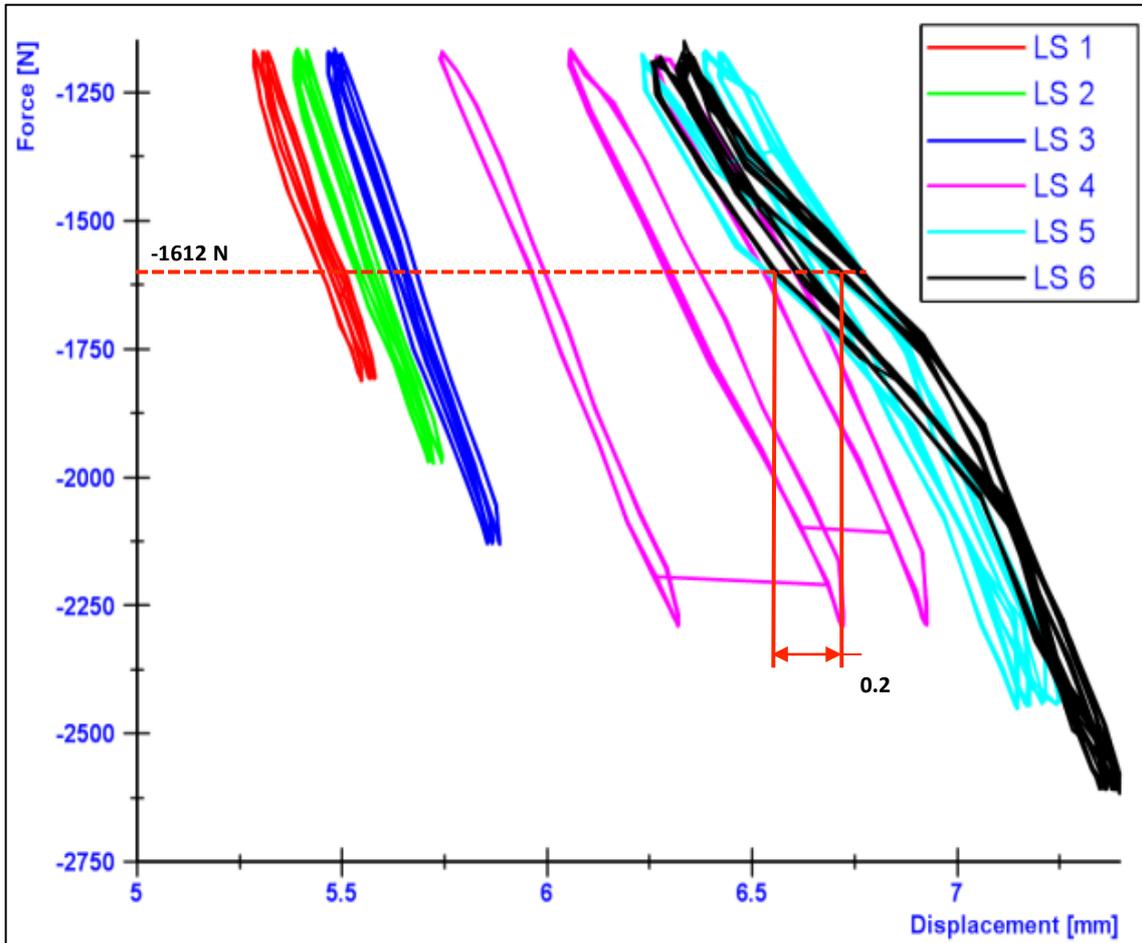


Abbildung 16: Hystereseschleife, Aufzeichnung der lateralen Verschiebung (am Beispiel PEEKPower 5). Die maximale Verschiebung nahm mit der zunehmenden Last zu, wurde aber nicht grösser 0.5 mm

## 4. DISKUSSION

### 4.1. ALLGEMEINES ZUR HTO

Die HTO stellt eine anerkannte und effiziente Technik zur Behandlung der unikompartimentellen Varusgonarthrose dar. Durch eine differenzierte Indikationsstellung, bessere präoperative Planung, sowie neue Operationstechniken und Implantate hat sich die Prognose der Patienten in der Vergangenheit zunehmend verbessert. Die HTO wurde hierdurch zunehmend zu einer ernsthaften Alternative zur Endoprothetik. Durch die geringere Komplikationsrate und einfachere Operationstechnik ist die medial aufklappende Osteotomie in der Routineanwendung der lateral schließenden Osteotomie mit Ausnahmen zu bevorzugen.

Die Ergänzung der horizontalen Osteotomie des Tibiakopfes um eine ventrale winkelförmig aufsteigende Osteotomie, welche die Tuberositas tibiae hinterschneidet soll die Stabilität in der Sagittalebene erhöhen und die knöcherne Heilung beschleunigen. In der Literatur sind klinisch-radiologischen Ergebnisse beschrieben, wonach biplanare Osteotomien eine rasche knöcherne Heilung im vorderen aufsteigenden Anteil der Osteotomie aufweisen (Lobenhoffer et al. 2002, 93-105)(Lobenhoffer and Agneskirchner 2003, 132-138).

Der Effekt der biplanaren Osteotomie auf die Primärstabilität wurde von Zhim et al. untersucht. Er wies eine signifikant größere axiale Steifigkeit und einen geringeren Korrekturverlust der biplanaren versus uniplanaren Osteotomieführung an humanen Kadaver-Tibiae nach 10.000 Belastungszyklen zwischen 0 und 700N nach (Zhim et al. 2006). Jedoch wies der ventrale Schenkel der Osteotomie zur Vermeidung einer Patella infera nach kaudal. Es kann davon ausgegangen werden, dass durch die aufsteigende Osteotomie eine zusätzliche Rotationsstabilität entsteht.

In der vorliegenden Studie wurden keine monoplanaren Osteotomien ausgeführt, sodass kein direkter Vergleich möglich ist. Neben der, durch die Osteotomie bedingte Primärstabilität spielt das Implant die entscheidende Rolle. Dabei sind Fragen wie die Primärstabilität der verschiedenen winkelstabilen Implantate unter statischen und zyklischen Belastungen unbeantwortet. Ziel der Studie war es, die biomechanischen primärstabilisierenden Eigenschaften der verschiedenen Implantate zu erfassen und deren Versagen anhand definierter Kriterien zu beschreiben. Die Ergebnisse sollen Hinweise auf das Versagen der Primärstabilität unter statischen und zyklischen Belastungen des Osteotomieprüfkörpers geben und Rückschlüsse auf die klinische Anwendung ermöglichen.

#### 4.2. FRISCHE TIBIAE ODER KUNSTKNOCHEN

In dieser Untersuchung wurden Sawbones 4. Generation (Fa. Sawbones) verwendet. Diese bieten aufgrund der industriellen Fertigung den Vorteil vergleichbarer biomechanischer und anatomischer Eigenschaften.(Gardner et al. 2010)(Chong et al. 2007)(Heiner 2008) Kadavertibiae weisen keine homogenen biomechanischen Eigenschaften auf. Zudem entsprechen sie aufgrund des hohen Spenderalters (meist über 70 Jahre) nicht der Festigkeit der meist deutlich jüngeren Osteotomiepatienten. In Abhängigkeit der Fixationsart- und Osteotomieführung kann dies einen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des Prüfkörpers nehmen. Jedoch verfügen Kadavertibiae im Unterschied zum Kunstknochen über eine intakte Knochenhaut. Diese kann als passiver Stabilisator der Gegenkortikalis den Korrekturverlust nach deren Fraktur limitieren (Flamme et al. 1999).

### 4.3. BEDEUTUNG DER PRIMÄREN FIXATIONSSTABILITÄT

Die Bedeutung der primären Fixationsstabilität für den Erhalt des Korrekturwinkels der HTO ist in der Literatur seit langem beschrieben (Hoffmann A A, Wyatt R W, Beck S W 1991 212-217). Die in jüngster Zeit verfügbaren winkelstabilen Fixationssysteme bieten eine höhere primäre Fixationsstabilität und ermöglichen weniger invasive Operationsverfahren. Bisherige nichtwinkelstabile Fixationsverfahren führten im Vergleich zu rigideren Fixationssystemen zu vermehrter Revarisierung der Beinachse und Pseudarthrosenbildung, besonders bei Bruch der Gegenkortikalis. Miller et al. (Miller et al. 1552-57) beschrieben in Ihrer Studie 2005, dass es bei Fraktur der lateralen Kortikalis bei der medial aufklappenden HTO zu einer Abnahme der Steifigkeit um 58% bei axialer und 68% bei Torsionsbelastungen kommt. Stoffel et al. (Stoffel, Stachowiak, and Kuster 944-50) beschreiben bei gleicher Osteotomietechnik und gebrochener lateraler Kortikalis eine um 47% reduzierte axiale Steifigkeit bei der TomoFix Platte im Vergleich zur intakten Kortikalis.

Die Spannweite der optimalen Korrektur der Beinachse ist sehr klein (Hernigou, Medeville, an Debeyre 332-54). Die Aufgabe der Osteosynthese ist es, die Segmente in der korrigierten Position bis zur abgeschlossenen Knochenheilung zu fixieren. Die stabile osteosynthetische Fixation ist von zentraler Bedeutung zur Verhinderung eines möglichen Korrekturverlustes (Myrnerets 569-73). Es konnte in Studien gezeigt werden, dass eine stabile Osteosynthese das Risiko von Korrekturverlust und Revarisierung deutlich senkt (Gautier et al. 379-99).

Die Vorteile von anatomisch vorgeformten, winkelstabilen Implantaten bei medial aufklappenden HTO wurde von Agneskirchner et al. (Agneskirchner et al. 291-300) beschrieben. Sie führten die besseren Ergebnisse bezüglich der Primärstabilität neben der Winkelstabilität auch auf die längere, rigidere und dickere Osteotomieplatte zurück.

Seit einiger Zeit sind alternative winkelstabile Osteotomiesysteme für die medial aufklappende HTO erhältlich. Allerdings ist noch nicht belegt, welche Primärstabilitäten diese Systeme aufweisen.

Neben den Implantaten nehmen auch weitere Faktoren wie das Periost, Bänder- und Muskelzug Einfluss auf die Primärstabilität. Da in dieser Studie Kunstknochen benutzt wurden, konnten diese Faktoren nicht berücksichtigt werden. Es ist somit Vorsicht bei der Übertragung der Ergebnisse auf den klinischen Fall geboten.

#### 4.4. DISKUSSION DER VERSUCHSERGEBNISSE

Die durchschnittliche Bodenreaktionskraft eines normalgewichtigen Probanden während der Standbeinphase wird auf mindestens 700N geschätzt. Bei Adipositas, zusätzlichem Varusmoment, tiefer Kniebeugung unter Vollbelastung (Treppensteigen etc.) oder plötzlichem Stolpern können Druckkräfte auf das Tibiaplateau einwirken, die 1400 N deutlich überschreiten können. Um den Effekt der Gesamtbelastung der Prüfkörper quantifizieren zu können wurde der Zusammenhang zwischen einwirkender Druckkraft und Längendehnung der Prüfkörper in Form von Hystereseschleifen in einer Kraft-Dehnungskurven dargestellt. Die Fläche, die von der Hystereseschleife eingeschlossen wird, stellt den Energieverlust des Materials dar. Die Energie wird innere Reibung und mechanische Schädigung des Knochens verbraucht (Burstein and Wright 1997).

Das Ausmaß der plastischen Längenänderung des Prüfkörpers korreliert zum einen mit dem Ausmaß der Knochenschädigung. Zum anderen mit dem Anteil der plastischen Deformierung der Implantate. Die gemessene plastische Dehnung der Prüfkörper geht hauptsächlich auf die mikrostrukturelle Schädigung des Kunstknochens zurück (Burstein and Wright 1997).

Da die Steifigkeit der Knochen-Plattenkonstruktion im wesentlichen durch Plattenlänge und Federweg des Implantates bestimmt wird ist das Dehnungsverhalten unter axialer Kompression ein Maß für die Fixationsstabilität der Platte (Staubli 2006 39-47) (Spahn et al. 2006 272-278).

Die Versuchsergebnisse dieser Studie quantifizieren die biomechanischen Eigenschaften der getesteten Osteotomiesysteme unter statischen und zyklischen Belastungen. Es bestätigen sich die in der Praxis beobachteten hohen Festigkeitswerte der verwendeten Implantate. Die Fraktur der Gegenkortikalis trat als häufigster Versagensmodus in beiden Testgruppen auf. Die axialen Belastungen führten zu einer Translation und Rotation zwischen den Segmenten. Durch die lateral stärker ausgeprägte Translation kommt es zu einer seitlichen Verschiebung und Valgusrotation, welche ab einer bleibenden Rotation  $> 1,4^\circ$  mit einem Versagen der Gegenkortikalis vergesellschaftet waren.

Die Ergebnisse der statischen Belastungsversuche zeigten unter Laborbedingungen bei allen getesteten Implantattypen eine ausreichend hohe Stabilität in Bezug auf die zu erwartenden Belastungswerte eines durchschnittlich schweren Patienten (80 Kg). Diese entspricht bei langsamen gehen 2,4 kN. Die höchste Primärstabilität erreichte das iBalance System (5,5 kN) gefolgt von der TomoFix Standard Platte (5,3 kN). Obgleich die Maximaldruckkräfte des iBalance Systems und dem TomoFix Std. vergleichbar waren, zeigte sich bei der iBalance mit  $0,9^\circ$  eine deutlich geringere Tibiplateaurotation im Vergleich zum TomoFix Std ( $2,8^\circ$ ). Dieser Unterschied ist auf die höhere Steifigkeit (3,1 kN/mm) zurückzuführen, da das Implantat im Osteotomiespalt abstützend eingebracht wird. Unsere Hypothese wurde insofern bestätigt dass neue winkelstabile Plattensysteme ausreichend hohe Primärstabilitäten aufweisen.

Unter zyklischer Belastung zeigten sich bei allen Implantaten Maximalkräfte zum Zeitpunkt des Versagens unterhalb des Grenzwertes aus der Literatur von 2,4 kN. Jedoch entsprechen die statischen Untersuchungen nicht der Belastung während der Rehabilitation mit rezidivierenden Belastungen. Ziel der zyklischen Versuche war es, die täglichen Belastungen zu simulieren. Obgleich die gleichen Versagenskriterien auftraten, waren die Maximalbelastungen im Vergleich zu den statischen Versuchen signifikant niedriger. Die ContourLock Platte (2,2 kN) erzielte im Vergleich die höchste Maximalkraft bei Versagen, gefolgt vom iBalance System (1,8 kN). Die PEEKPower Platte schnitt ab schlechtesten ab (1,4 kN).

Die Ergebnisse zeigen, dass die neuen Systeme durchaus gleichwertige oder höhere Primärstabilitäten liefern. Es zeigte sich ebenfalls, dass Systeme mit einem die mediale Kortikalis abstützenden Keilsystem (ContourLock und iBalance) höhere Stabilitäten unter zyklischen Versuchsbedingungen aufwiesen. Die ContourLock Platte zeigte die größte Widerstandskraft bis zum Versagen (2,2 kN bei 173.000 Zyklen) gefolgt von dem iBalance System, wohingegen die PEEKPower Platte mit 1,4 kN und 73.000 Zyklen am schlechtesten abschnitt. Die guten Ergebnisse der ContourLock Platte können auf den breiten proximalen Plattenanteil zurückgeführt werden, welcher mit seinen Schrauben das Tibiaplateau großflächig fixiert, sowie der Keilabstützung im Osteotomiespalt. Die guten Ergebnisse des iBalance Systems sind auf seine Bauweise welche den Osteotomiespalt abstützt zu erklären.

Aufgrund der nahezu identischen Osteotomieführung der Plattensysteme scheinen die unterschiedlichen Werte im Plattendesign- und Fixation begründet zu sein. Die ContourLock Platte unterscheidet sich durch Plattenlänge, einem Keil und einer breiteren horizontalen (T-Förmigen) Auslegung proximal und distal im Vergleich zum Tomofix. Sie liegt dem Kochen dicht an. Der in der ContourLock enthaltene Keil stützt die Fragmente in der Keilbasis und verkürzt

den Hebelarm zwischen Implantat und Gegenkortikalis. Dieses Prinzip wird ebenfalls im iBalance System angewendet, wobei zusätzlich durch die Hingebohrung die Gegenkortikalis gestärkt wird. Fraglich bleibt ob die reduzierte Elastizität die Knochenheilung beeinträchtigt.

Der in die ContourLock Platte und dem iBalance System integrierte Keil reduziert die Elastizität. Es tritt ein Effekt ähnlich einer zuklappenden Osteotomie ein. Dabei kommt es jedoch bei höherer axialer Krafteinleitung eher zu strukturellen knöchernen Schäden im Sinne einer plastischen Verformung der Prüfkörper.

Demnach kann es bei früher Vollbelastung eines über 80 Kg schweren Patienten zum Korrekturverlust kommen. Jedoch Es ist anzumerken, dass die TomoFix Small Platte lediglich für Patienten bis 65 Kg Körpergewicht zugelassen ist. Zudem ist bei Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Anwendung Vorsicht geboten, da keine Weichteilstabilisierenden Kräfte von Muskeln, Ligamenten oder dem Periost berücksichtigt wurden und höheren Belastungen erst zu späteren Zeitpunkt stattfinden, wenn bereits die Heilung des Knochens fortgeschritten ist.

## 4.5. DISKUSSION DER METHODEN

### 4.5.1. DISKUSSION: ABLAUF DER BELASTUNG UND STUDIENPROTOKOLL

In allen Versuchsgruppen wurde eine Keilbasishöhe von 8 mm sowie eine mit minimaler Abweichung des iBalance Systems identische Osteotomieführung gewählt. Somit bestanden für alle Gruppen nahezu identische Ausgangsbedingungen.

Die Hauptbelastung bei nicht abgeschlossener Frakturheilung entsteht im klinischen Alltag durch zyklische Belastung im Rahmen der postoperativen Mobilisation (Perren and Rahn 1980 228-232). Die Osteosynthese sollte diesen zyklischen Belastungen bis Abschluss der Knochenheilung ohne Korrekturverlust standhalten, um gute Ergebnisse zu ermöglichen. Näherungsweise vergleichbare Bedingungen zwischen Biomechanik und Klinik sind gegeben, wenn potenziell auftretende Belastungsspitzen der postoperativen Rehabilitation (z.B. zunehmende Belastung im zeitlichen Verlauf der Rehabilitation, Treppensteigen unter Vollbelastung) in der biomechanischen Versuchsdurchführung entweder durch zyklische Belastung oder durch sukzessive Belastungssteigerung der Prüfkörper simuliert wird (Taylor et al. 2004 625-632).

Die biomechanische Untersuchung der Festigkeit einer Konstruktion besitzt nur eine eingeschränkte Aussagekraft für die klinische Anwendung. Eine Knochen-Implantat-Konstruktion kann eine hohe Festigkeit besitzen aber unter zyklischer Dauerbelastung früher versagen als eine elastischere Konstruktion (Claes et al. 1998). Zudem stellt die zyklische Beanspruchung der Osteosynthese mit zunehmender Last die am wahrscheinlichsten auftretende Art der Belastung vor Abschluss der knöchernen Heilung dar (Burstein and Wright 1997).

Bisherige Studien basierten auf der Annahme, dass ein Patient in der Nachbehandlungsphase sein Kniegelenk alle 5 Minuten über 12 Stunden pro Tag mit definierter Belastung beugt und diese Belastung während der Nachbehandlung stufenweise steigert. Im Zeitraum von 6 postoperativen Wochen resultieren 6048 Bewegungszyklen. In dieser Studie wurde der Prüfkörper über diese vermuteten klinischen Bedingungen hinaus auf 300.000 zyklische Belastungen bis zum Versagen belastet um die Versagensgrenzen aufzuzeigen. Die Festigkeitsprüfung zur Bestimmung der Maximalbelastung erfolgte unter kontinuierlicher Kraftzunahme bis zum Versagen des Prüfkörpers. Das Vorgehen ist mit bisherigen Studien identisch.

Die progressive Maximalbelastungsversuche und zyklische Belastungsversuche wurden an separaten identischen Prüfkörpern ausgeführt. Somit konnten wir mögliche strukturelle Veränderungen am Knochen oder Implantat durch vorherige Versuche ausschließen.

Die Prüfkörper wurden mit Hilfe einer Materialprüfmaschine kraftregelt, zyklisch oder statisch axial in simulierter Streckstellung mit schrittweiser Belastungssteigerung bis zum Versagen belastet. Die hierzu eingesetzte Materialprüfmaschine ermöglichte die erforderlichen exakten Lastwechsel. Die kraftgeregelt Steuerungs wurde gewählt, da sie die klinisch auftretende Belastungssituation einer wirkenden Kraft an der proximalen Tibia bei axialer Kompression des Osteotomiespaltes am ehesten widerspiegelt. Dies entspricht auch der Methodik anderer biomechanischen Studien nach Osteotomie des Tibiakopfes (Agneskirchner et al. 2006 291-300) (Flamme et al. 1999) (Zhim et al. 2006 28-32).

Die Ausrichtung der Tibia-Längsachse erfolgte an der 62% Tibiaplateaubreite, sog. „Fujisawa-Punkt“, um die axiale Krafteinleitung unter klinischen Bedingungen zu simulieren. Art und Ausrichtung der Einbettung der Prüfkörper und der Versuchsaufbau entsprach der Methodik früherer Studien.

Die Verwendung von Sensoren zur Messung erschien uns in der vorliegenden Studie als sehr gut geeignete Methode. Hierdurch können Messungen aller drei Raumebenen durchgeführt werden. Durch die Präzision der Sensoren konnte eine genaue Messung mit einer theoretischen Präzision von 0,3 mm der Mikrobewegungen der Tibiasegmente gegeneinander in allen drei Raumebenen analysiert werden.

Der von uns gewählte Ausgangswert von 160N entsprach 10 % der maximalen Last aus unseren statischen Vorversuchen. Als Anfangsobergrenze wurde 800N gewählt, entsprechend 50% der maximalen Last. Der Gesamtzyklus mit progressiver Krafteinleitung bestand aus 15 Teilzyklen. Die gewählten Belastungsparameter sollten annähernd dem dreifachen Körpergewicht eines durchschnittlich großen (1,78 m) und schweren (756 N/ 80 Kg) männlichen Patienten entsprechen und stimmten mit den geschätzten und publizierten Maximalbelastungen des Kniegelenkes während des normalen Gehzyklus überein (Fulwood et al. 1981).

Die gewählten zyklischen Belastungen mit stufenweiser Belastungssteigerung sollten die vermuteten klinischen Bedingungen in der frühen Nachbehandlungsphase entsprechen, sowie darüber hinaus die maximale zyklische Belastbarkeit vergleichend darstellen.

#### 4.5.2. DISKUSSION DER DEFINITION DES VERSAGENS DER KNOCHEN-IMPLANTAT-KONSTRUKTION

Das Versagen der Ostotomie ist in der Literatur nicht einheitlich definiert. In dieser Studie wurde das Versagen als ein sichtbares Nachgeben der Gegenkortikalis mit Abkippung des Tibiakopfes in der Sagittal- oder Transversalebene (Agneskirchner et al. 2006) von > 2mm definiert (Claes et al. 1998) (Perren 2002 1093-1110) da sich dies negativ auf die Frakturheilung

auswirkt und mit erhöhter Inzidenz von Pseudarthrosenbildung einher geht. Die Dehnung von  $> 0,5$  mm in der Hystereseschleife nach Bruch der Gegenkortikalis (laterale Kortikalis) und der sichtbare Kollaps der Spongiosa entstehen aufgrund einer Fraktur der Gegenkortikalis, mit anschließender Revarisierung und Impaktierung der weichen Spongiosa durch die harte Kortikalis. Schraubenausrisse von  $> 1$  mm (Stuart et al., 1999) lassen bei einer Steigungstiefe von 1 mm auf eine Dislokation um eine Steigungstiefe schließen. Das Knochenlager kann in diesem Fall der Schraube keinen suffizienten Halt bieten und es kommt zum Korrekturverlust.

## 5. SCHLUSSFOLGERUNG

Das Risiko der Revarisierung nach HTO steigt mit steigendem Korrekturwinkel an. Durch die Verwendung von winkelstabilen Implantaten kann die Primärstabilität gesteigert und die Wahrscheinlichkeit eines Korrekturverlustes gesenkt werden. Unter statischen Testbedingungen zeigten alle getesteten Systeme eine ausreichend hohe Primärstabilität, d.h. alle getesteten Implantate wiesen eine ausreichend hohe statische Stabilität von über 2400 N bezogen auf das hauptsächlich auftretende Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis auf. Dies entspricht einem Wert der über der Belastung eines normalgewichtigen (80 Kg) Patienten beim normalen Gang liegt. Bei allen getesteten Prüfkörpern trat das Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis ein. Die TomoFix Standard Platte wies eine höhere Primärstabilität als die TomoFix Small auf.

Die Ergebnisse der zyklischen Untersuchungen zeigen, dass die Stabilität maßgeblich vom Implantat beeinflusst wird. Die ContourLock Platte mit dem proximal weiteren T-förmigen Konstruktion zeigte die höchsten Stabilitätswerte gefolgt von dem iBalance HTO System. Dabei kam es ebenfalls zum Versagen durch Bruch der Gegenkortikalis. Die weitere T-Förmige Auslegung und die Abstützung der medialen Kortikalis, welche eine schließende Osteotomie imitiert erhöhen die Primärstabilität. Bei der Übertragung auf den klinischen Fall ist jedoch zu berücksichtigen, dass in diesem Modell zusätzliche Stabilisatoren wie das Periost, ligamentäre und muskuläre Faktoren nicht berücksichtigt wurden. Zudem ist in Betracht zu ziehen, dass eine gewisse Elastizität für die knochenheilungsfördernde Kallusmassage, von Bedeutung ist.

## LITERATURVERZEICHNIS

Aglietti et al 239-51. o. J. „Aglietti, P. et al. ‚Tibial osteotomy for the varus osteoarthritic knee.‘ Clin.Orthop.176 (1983): 239-51.“

Agneskirchner et al. 291-300. o. J. „Agneskirchner, J. D. et al. ‚Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy.‘ Knee Surg Sports Traumatol.Arthrosc. 14.3 (2006): 291-300.“

Agneskirchner et al. 2006. o. J. „Agneskirchner J D, Freiling D, Hurschler C, Lobenhoffer P. Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006; (14): 291-300.“

Aydoglu et al. 156-60. o. J. „Aydogdu, S. et al. ‚Peroneal nerve dysfunction after high tibial osteotomy. An anatomical cadaver study.‘ Acta Orthop Belg. 62.3 (1996): 156-60.“

Burstein and Wright 1997. o. J. „Burstein, A. H. and T. M. Wright. Biomechanik in Orthopädie Und Traumatologie. Stuttgart: Thieme Verlag, 1997.“

Chong et al. 2007. o. J. „Chong AC, Miller F, Buxton M, Friis EA (2007) Fracture Toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone. J Biomech Eng 129(4):487–493“.

Claes et al. 1998. o. J. „Claes L E, Heigele C A, Neidlinger-Wilke C, Kaspar D, Seidl W, Margevicius K J, Augat P. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. Clin Orthop 1998;132-147.“

Coventry 1136-40. o. J. „Coventry, M. B. ‚Upper tibial osteotomy for osteoarthritis.‘ J Bone Joint Surg Am 67.7 (1985): 1136-40.“

Coventry et al. 196-201. o. J. „Coventry, M. B., D. M. Ilstrup, and S. L. Wallrichs. ‚Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven

cases.' *J Bone Joint Surg Am* 75.2 (1993): 196-201."

Coventry, M. B., D. M. Ilstrup, und S. L. Wallrichs. 1993. „Proximal Tibial Osteotomy. A Critical Long-Term Study of Eighty-Seven Cases“. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 75 (2): 196–201.

Dugdale, Noyes, and Styer 248-64. o. J. „Dugdale, T. W., F. R. Noyes, and D. Styer. ‚Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length.‘ *Clin.Orthop.*274 (1992): 248-64.“ In .

Flamme et al. 1999. o. J. „Flamme, C. H. et al. ‚Primary stability of different implants used in conjunction with high tibial osteotomy.‘ *Arch.Orthop.Trauma.Surg.* 119.7-8 (1999): 450-55.“

Fowler et al. 2000. o. J. „Fowler PJ, Tan JL, Brown GA (2000) Medial opening wedge high tibial osteotomy: how I do it. *Oper Tech Sports Med* 8:32–38“.

Fulwood et al. 1981. o. J. „Fulwood R, Abraham S, Johnson C. Height and weight of adults ages 18-74 years by socioeconomic and geographic variables. *Vital Health Stat* 11 1981; (11): 1-62.“

Galla et al. 2006. o. J. „Galla M, Lobenhoffer H P, Staubli A E. Die valgusierende öffnende Umstellungsosteotomie der proximalen Tibia mit dem Plattenfixateur. In: *Kniegelenknahe Osteotomien.* (Eds.Lobenhoffer HP, Agneskirchner J, Galla M). Stuttgart, New York: Thieme, 2006; 51-64.“

Gardner et al. 2010. o. J. „Gardner MP, Chong ACM, Pollock AG, Wooley PH (2010) Mechanical Evaluation of Large-Size Fourth-Generation Composite Femur and Tibia Models. *Ann Biomed Eng* 38(3):613–620“.

Gautier et al. 379-99. o. J. „Gautier, E. et al. ‚Fixation of high tibial osteotomy with the AO cannulated knee plate.‘ *Acta Orthop Scand.* 70.4 (1999): 397-99.“

Giffin et al. 376-82. o. J. „Giffin, J. R. et al. ‚Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee.‘ Am J Sports Med 2004.Mar.;32.(2.):376.-82. 32.2 376-82.“

Heiner 2008. o. J. „Heiner AD (2008) Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. J Biomech 41:3282–3284“.

Hernigou, Medeville, an Debeyre 332-54. o. J. „Hernigou, P, D Medeville, and J Debeyre. ‚Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity: A ten to thirteen year follow-up study.‘ J.Bone Joint Surg.Am. 69 (1987): 332-54.“

Hoffmann A A, Wyatt R W, Beck S W 1991 212-217. o. J. „Hofmann A A, Wyatt R W, Beck S W. High tibial osteotomy. Use of an osteotomy jig, rigid fixation, and early motion versus conventional surgical technique and cast immobilization. Clin Orthop 1991;212-217.“

Lobenhoffer and Agneskirchner 2003. o. J. „Lobenhoffer P, Agneskirchner J D. Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2003; (11): 132-138.“

Lobenhoffer et al. 93-105. o. J. „Lobenhoffer, P, C De Simoni, and AE Staubli. ‚Open-wedge high-tibial osteotomy with rigid plate fixation.‘ Techniques in Knee Surgery 1.2 (2002): 93-105.“

Lobenhoffer et al. 2002. o. J. „Lobenhoffer P, De Simoni C, Staubli A. Open-wedge high-tibial osteotomy with rigid plate fixation. Techniques in Knee Surgery 2002; (1): 93-105.“

Lobenhoffer und Agneskirchner 2003. o. J. „Lobenhoffer P, Agneskirchner JD (2003) Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 3(11):132–138“.

Maas et al. 2013. o. J. „Maas S, Dikko Kaze A, Dueck K, Pape D (2013) Static

and Dynamic Differences in Fixation Stability between a Spacer Plate and a Small Stature Plate Fixator Used for High Tibial Osteotomies: A Biomechanical Bone Composite Study. *ISRN Orthopedics*, Volume 2013. doi: 10.1155/2013/387620“.

Miller et al. 1552-57. o. J. „Miller, B. S. et al. ,The effect of lateral cortex disruption and repair on the stability of the medial opening wedge high tibial osteotomy.’ *Am J Sports Med*. 33.10 (2005): 1552- 57.“

Miniaci et al. 250-59. o. J. „Miniaci, A. et al. ,Proximal tibial osteotomy. A new fixation device.’ *Clin Orthop*.246 (1989): 250-59.“ In .

Myrnerets 569-73. o. J. „Myrnerets, R. ,Failure of the correction of varus deformity obtained by high tibial osteotomy.’ *Acta Orthop.Scand*. 51.3 (1980): 569-73.“

Naudie, Amendola and Fowler 60-70. o. J. „Naudie, D. D., A. Amendola, and P. J. Fowler. ,Opening wedge high tibial osteotomy for symptomatic hyperextension-varus thrust.’ *Am J Sports Med* 2004.Jan.- Feb.;32.(1.):60.-70. 32.1 60-70.“

Pape et al. 122-34. o. J. „Pape, D. et al. ,[Imaging and preoperative planning of osteotomy of tibial head osteotomy].’ *Orthopade*. 33.2 (2004): 122-34.“

Perren 2002 1093-1110. o. J. „Perren S M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br* 2002; (84): 1093-1110.“

Perren and Rahn 1980 228-232. o. J. „Perren S M, Rahn B A. Biomechanics of fracture healing. *Can J Surg* 1980; (23): 228-232.“

Spahn et al. 2006 272-278. o. J. „Spahn G, Muckley T, Kahl E, Hofmann G O. Biomechanical investigation of different internal fixations in medial opening-

wedge high tibial osteotomy. Clin Biomech (Bristol , Avon ) 2006; (21): 272-278.“

Staubli 2006 39-47. o. J. „Staubli A. Verwendung winkelstabiler Plattenfixateure bei der öffnenden Osteotomie. In: Kniegelenknahe Osteotomien. (Eds.Lobenhoffer HP, Agneskirchner J, Galla M). Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 2006; 39-47.“

Stoffel et al. 2004. o. J. „Stoffel K, Stachowiak G, Kuster M. Open wedge high tibial osteotomy: biomechanical investigation of the modified Arthrex Osteotomy Plate (Puddu Plate) and the TomoFix Plate. Clin Biomech (Bristol , Avon ) 2004; (19): 944-950.“

Stoffel, Stachowiak, and Kuster 944-50. o. J. „Stoffel, K., G. Stachowiak, and M. Kuster. ‚Open wedge high tibial osteotomy: biomechanical investigation of the modified Arthrex Osteotomy Plate (Puddu Plate) and the TomoFix Plate.‘ Clin Biomech.(Bristol., Avon.). 19.9 (2004): 944-50“.

Taylor et al. 2004 625-632. o. J. „Taylor W R, Heller M O, Bergmann G, Duda G N. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. J Orthop Res 2004; (22): 625-632.“

Zhim et al. 2006 28-32. o. J. „Zhim F, Laflamme G Y, Viens H, Laflamme G H, Yahia L. Biomechanical stability of a retrotubercle opening-wedge high tibial osteotomy. J Knee Surg 2006; (19): 28-32.“

## PUBLIKATIONEN

R. Seil, **K. Dück**, D. Pape

A clinical sign to detect root avulsions off the posterior horn of the medial meniscus.

*ESSKA Journal*, Volume 19, Number 12, December 2011.

Stefan Maas, Arnaud Diffo Kaze, **Klaus Dück** and Dietrich Pape  
Static and Dynamic Differences in Fixation Stability between a Spacer Plate and a Small Stature Plate Fixator Used for High Tibial Osteotomies: A Biomchanical Bone Composite Study

*ISRN Orthopedics*, 2013, Article ID 387620.

Dietrich Pape, **Klaus Dück**, Olaf Lorbach, Romain Seil, Henning Madry.  
Wedge volume and Osteotomie surface depend on surgical technique for high tibial osteotomie.

*ESSKA Journal*, Volume 21, January 2013.

Johannes E. Plath, Daniel J.H. Henderson, Julien Coquay, **Klaus Dück**,  
Laurent Lafosse  
Arthroscopic Repair of Subscapularis Tendon Tears.

*JBJS Essent Surg Tech*, Volume 7, Number 2 (e13), May 2017.

Johannes E. Plath, Daniel J.H. Henderson, Julien Coquay, **Klaus Dück**, David  
Haeni, Laurent Lafosse  
Does the Arthroscopic Latarjet Procedure Effectively Correct “Off-Track” Hill-  
Sachs Lesions?.

*The American Journal of Sports Medicine*, Volume 46, Number 1, September  
2017.

Arnaud Dikko Kaze, Stefan Maas, Danièle Waldmann, Andreas Zilian, **Klaus Dueck**, Dietrich Pape  
Biomechanical properties of five different currently used implants for open-wedge high tibial osteotomy.

*Journal of Experimental Orthopaedics*, Volume 2, Number 14, June 2015.

Henning Madry, Lars Goebel, Alexander Hoffmann, **Klaus Dück**, Torsten Gerich, Romain Seil, Thomas Tschernig, Dietrich Pape  
Surgical anatomy of medial open-wedge high tibial osteotomy: crucial steps and pitfalls.

*KSSTA*, Volume 12, 2017.

## POSTER

U. König, A. Missalla, **K. Dück**  
Die Massenruptur der Rotatorenmanschette  
Ergebnisse nach arthroskopischer Versorgung  
25. Kongress der Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie  
(AGA) 25.09-27.09 2008 Interlaken/Schweiz

**K. Dück**, D. Pape, R. Seil  
Rediscovery of the posterior compartments of the knee for meniscal repairs: case series of 18 lesions.  
EFORT Congress 2011 Copenhagen

**K. Dück**, D. Pape, R. Seil  
Meniscal root tears: Diagnosis and therapeutic principles. Case series of 15 lesions.  
Basel Knee Days 2011

Hirschmann M., Meyer R., Gerhard P., **Düick K.**, Friederich N.  
Langzeitergebnisse nach arthroskopisch assistierter anatomischer  
Einzelbündel-Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit Patellarsehnen-  
Autograft die „Bruderholz-Technik“

28. Kongress der Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie  
(AGA) 22-24 September 2011 Regensburg (Deutschland)

## VORTRÄGE

**Düick K.**, Pape D., Seil R.  
Meniskuswurzelläsionen: Diagnose und Therapieprinzipien anhand von 15  
Fällen.

28. Kongress der Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie  
(AGA) 22-24 September 2011 Regensburg (Deutschland)

## LEBENS LAUF

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.

## DANKSAGUNG

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Dietrich Pape für die Überlassung und Betreuung des Themas sowie für die Unterstützung während der Promotion.

Mein besonderer Dank gilt Prof. Maas und seinem Team von der Universität Luxembourg für die technische Unterstützung.

Danken möchte ich nicht zuletzt meiner Familie für ihre Unterstützung.

Tag der Promotion: 15.11.2021  
Dekan: Prof. Dr. M.D. Menger  
Berichterstatter: Prof. Dr. Dietrich Pape  
Prof. Dr. Tim Pohlemann  
Prof. Dr. Stefan Landgraeber