

**Biomechanische Eigenschaften
nach „open wedge“ Osteotomie der proximalen
Tibia (HTO) und Osteosynthese mittels Plattenfixateur
mit „Dynamic Locking Screws 5.0mm“ im Vergleich zur
Besetzung mit „Standard-Locking Screws 5.0mm“**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Hoffmann, Tobias Sebastian

2015

Dekan: Professor Dr. I.B. Autenrieth

1.Berichterstatter: Professor Dr. U. Stöckle

2.Berichterstatter: Professor Dr. T. Kluba

Abkürzungsverzeichnis

a.p.:	anterior-posterior
aTFA:	anatomischer tibiofemoraler Winkel
aLPFA:	anatomischer lateraler proximaler Femurwinkel
aLDFA:	anatomischer lateraler distaler Femurwinkel
MPTA:	medialer proximaler Tibiawinkel
aLDTA:	anatomischer lateraler distaler Tibiawinkel
mLPFA:	mechanischer lateraler proximaler Femurwinkel
mLDFA:	mechanischer lateraler distaler Femurwinkel
mLDTA:	mechanischer lateraler distaler Tibiawinkel
mTFA :	mechanischer tibiofemoraler Winkel
JLCA:	Joint Line Convergence Angle (“Gelenköffnungswinkel”)
IKD:	Interkondyläre Distanz
IMD:	Intermalleoläre Distanz
OWHTO:	Open wedge high tibial osteotomy
CFH:	Center of the femoral head
WBL:	Weight bearing line (Mikulicz Linie)
CTTJ:	Center of the tibiotalar joint
LS:	Locking Screw
DLS:	Dynamic Locking Screw
v.B.:	vor Bruch
n.B.:	nach Bruch
6-DoF:	6-Degrees of Freedom

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Fragestellung	1
1.1. Das Kniegelenk.....	1
1.1.1. Anatomie.....	1
1.1.2. Mechanik.....	3
1.1.3. Krankheitsbilder.....	3
1.2. Gonarthrose.....	4
1.2.1. Risikofaktoren und Ursachen.....	4
1.2.2. Klinik.....	5
1.3. Physiologische Achse der unteren Extremität und Varus-, Valgus- Achsenfehlstellung.....	6
1.3.1. Physiologische Achse der unteren Extremität.....	6
1.3.2. Varus-, Valgusfehlstellung und deren Folgen.....	11
1.3.2.1. Genu varum.....	11
1.3.2.2. Genu valgum.....	12
1.3.2.3. Folgen.....	12
1.3.3. Therapie Genu varum.....	12
1.4. Die Geschichte der Osteotomie.....	13
1.5. Open wedge high tibial osteotomy (open wedge HTO)	15
1.5.1. Planung der open wedge HTO.....	15
1.5.1.1. Open wedge HTO Planungsmethoden nach Coventry.....	15
1.5.1.2. Open wedge HTO Planungsmethode nach Minaci.....	15
1.5.1.3. Open wedge HTO Planungsmethode nach Pape.....	17
1.5.1.4. Open wedge HTO Planungsmethode nach Dugdale und Noyes.....	18
1.5.2. Indikationen für die Operation.....	19
1.5.3. Zusammenfassung Operation.....	20
1.5.4. Klinische Probleme.....	20
1.5.5. Knochenheilung.....	21
1.5.6. Bisherige Untersuchungen zur Biomechanik bei Osteotomien.....	23
1.6. Fragestellung der Arbeit.....	24
2. Material und Methoden	25
2.1. Verwendetes Material.....	25
2.1.1. Schrauben.....	25
2.1.1.1. Dynamic Locking Screw 5.0.....	25
2.1.1.2. Locking Screw 5.0.....	26
2.1.2. TomoFix MHT™.....	26
2.1.3. Präparate.....	27
2.2. Vorbereitung Präparate.....	28
2.2.1. Präparation der Sawbones mit der open wedge HTO.....	28
2.2.2. Einbettvorgang der Sawbones in die Aufnehmer.....	33
2.3. Versuchsaufbau.....	37
2.3.1. Optisches Messsystem - PONTOS 5M.....	40
2.4. Versuchsablauf.....	42
2.5. PONTOS Auswertung.....	44
2.6. Statistische Auswertung der gewonnenen Pontosdaten.....	46
2.6.1. Durchführung der statistischen Auswertung.....	46
2.6.1.1. Arithmetisches Mittel.....	47
2.6.1.2. Standardfehler des Mittelwertes.....	47
2.6.1.3. Standardabweichung.....	47

2.6.1.4.	Median.....	47
2.6.1.5.	Perzentile.....	48
2.6.1.6.	Mann-Whitney-U-Test.....	48
2.6.1.7.	Kruskal-Wallis-Test.....	49
2.6.1.8.	Box-Whisker-Plot.....	50
3.	Ergebnisse.....	52
3.1.	Stabilität.....	52
3.1.1.	Bruch der lateralen Kortikalisbrücke.....	52
3.1.2.	Erreichung des Endsignales.....	53
3.2.	Interfragmentäre Bewegung.....	55
3.2.1.	Interfragmentäre Bewegung vor Bruch der lateralen Kortikalisbrücke.....	55
3.2.2.	Interfragmentäre Bewegung nach Bruch der lateralen Kortikalisbrücke.....	57
4.	Diskussion.....	61
5.	Zusammenfassung.....	68
6.	Abbildungsverzeichnis.....	69
7.	Tabellenverzeichnis.....	70
8.	Literaturverzeichnis.....	70
9.	Danksagung.....	76

1. Einleitung und Fragestellung

1.1. Das Kniegelenk

Das Kniegelenk stellt das größte Gelenk des Menschen dar. Als mittleres Gelenk der unteren Extremität verbindet es den Femur mit der Tibia und verbindet die längsten Hebelarme des Skeletts [1].

Es ermöglicht zwischen den Knochen Streckung, Beugung und Rotationen in Beugstellung.

Als ein zentrales Gelenk des Bewegungsvorganges unterliegt es schon bei alltäglichen Beschäftigungen enormen Belastungen. Beim Gehen zum Beispiel wirken maximale Kräfte zwischen 300 Kilogramm [2] und 700 Kilogramm [3] auf das Gelenk ein.

1.1.1. Anatomie

An dem Aufbau des Kniegelenkes sind drei Knochen beteiligt, der Femur, die Tibia und die Patella. Durch die Interaktion dieser Knochen untereinander lässt sich das Kniegelenk in zwei mit Knorpel überzogene Teilgelenke aufteilen [1]:

1. Femoropatellargelenk: Dieses Gelenk wird von der Facies patellaris des Femurs und der Patella gebildet.
2. Femorotibialgelenk: Das Femorotibialgelenk besteht aus einem medialen Anteil, welcher von dem medialen Femurkondylus und dem medialen Tibiakondylus gebildet wird, sowie einem lateralen Anteil der entsprechend von den lateralen Kondylen gebildet wird.
3. Die zwei Teilgelenke befinden sich in einer gemeinsamen Gelenkkapsel, welche aus der Membrana synovialis und der Membrana fibrosa gebildet wird. Die zwischen den Gelenkflächen des Femorotibialgelenks bestehende Inkongruenz wird durch die zwei C-förmigen Menisken, welche zwischen Femur- und Tibiakondylen liegen, ausgeglichen. Damit können Druckspitzen am Knorpel verhindert werden und beugen einer erhöhten Abnutzung vor [1].

Das Kniegelenk wird durch mehrere Bandstrukturen stabilisiert. Die Stellung und sicher Führung der Patella wird durch die Sehne des Musculus quadriceps femoris, welche an der Basis patellae ansetzt, und das Ligamentum patellae, welches von Apex patellae zur Tuberositas tibiae verläuft sowie das mediale patellofemorale Ligament und das laterale Retinaculum [4], gewährleistet [5]. In der Frontalebene wird das Kniegelenk hauptsächlich von den zwei Kollateralbändern stabilisiert. Das Ligamentum kollaterale tibiale verläuft von dem Kondylus medialis femoris zur Facies medialis tibiae und ist mit dem medialen Meniskus, sowie der Gelenkkapsel verbunden [6]. Das Ligamentum kollaterale fibulare zieht vom Kondylus lateralis femoris zum Caput fibulae. Das von der Area intercondylaris anterior zur medialen Fläche des lateralen Femurkondylus verlaufende vordere Kreuzband und das von der Area intercondylaris posterior zur lateralen Fläche des medialen Femurkondylus verlaufende hintere Kreuzband sichern den Kontakt von Femur und Tibia, sowie die Stabilität des Kniegelenkes in der Sagittalebene [4].

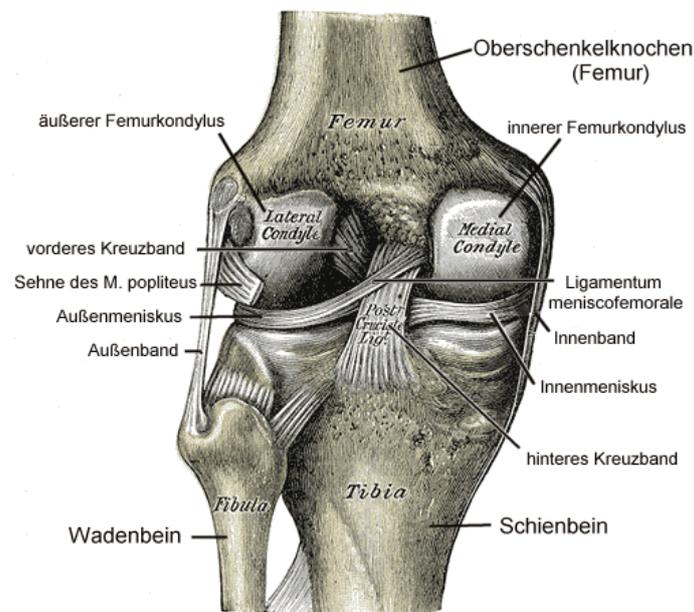


Abbildung 1: Kniegelenk von dorsal

(Gray H., Anatomy: Descriptive and Surgical. Carter, England. 1858)

1.1.2. Mechanik:

Das Kniegelenk ist sowohl ein Rad- als auch ein Scharniergelenk und wird deshalb als Dreh-Scharniergelenk (Trochoginglymus) bezeichnet. Es erlaubt Bewegungen in der Transversalachse, sowie der Longitudinalachse. In der Transversalachse ist eine Streckung von 0°-10° und eine Beugung von 120-150° möglich [1, 4]. Die Streckung wird durch den stabilisierenden Bandapparat eingeschränkt und eine größere Beugung wird durch die aktive Insuffizienz der ischiokruralen Muskulatur unmöglich. Aufgrund der Anspannung der Kreuzbänder beim Streckvorgang, muss ca. 10° vor der maximalen Streckung eine sogenannte „Schlussrotation“ erfolgen. Hierbei rotiert das Knie 5-10° nach außen, wodurch die Anspannung der Bänder gelockert wird.

Rotationen, in der Longitudinalachse, werden bei Streckung durch die Seitenbänder verhindert. Im 90° gebeugten Knie sind eine Innenrotation von 10° und eine Außenrotation von 30-40° möglich [1, 4]. Die geringere Beweglichkeit bei der Innenrotation liegt an den Kreuzbändern, die sich bei dieser Bewegung umeinander wickeln und eine weitere Rotation verhindern.

1.1.3. Krankheitsbilder:

Als größtes Gelenk des menschlichen Körpers, kann das Kniegelenk von einer Vielzahl verschiedener Erkrankungen betroffen sein. Die häufigsten sind Traumata oder chronisch degenerative Veränderungen.

Der Bandapparat und die Menisken werden vor allem durch indirekte Traumata mit Dreh- und Knickmechanismen in Mitleidenschaft gezogen. Dies ist vor allem bei Sportunfällen der Fall [1]. Die chronisch degenerativen Vorgänge zeichnen sich durch den Verschleiß des Gelenkes aus, was in einer Arthrose des Kniegelenkes resultiert (Gonarthrose).

1.2. Gonarthrose

Nach Definition stellt die Arthrose einen, das altersübliche Maß übersteigenden, Verschleiß der Gelenkfläche dar. Sie ist weltweit die häufigste Gelenkserkrankung [7] und kommt am häufigsten am Kniegelenk (Gonarthrose) vor [8]. Ältere Menschen haben ein höheres Risiko an Arthrose zu erkranken. Etwa zwei Drittel der über 65 jährigen haben mindestens an einem Gelenk eine Arthrose [9].

Die Pathologie der Arthrose zeigt, dass über einen längeren Zeitraum, durch degenerative und entzündliche Vorgänge, ein Umbau der Knorpel- und Knochenstruktur erfolgt. Dies führt zu Ulzerationen und der Offenlegung, der normalerweise mit Knorpel bedeckten, Spongiosa [10]. Um den Gelenkkörper vor der dadurch entstandenen Überbelastung zu schützen bildet der Knochen Osteophyten, welche die Gelenkfläche vergrößern [11, 12]. Die Arthrose führt oft auf Dauer zu bewegungsabhängigen Schmerzen und daraus resultierenden Bewegungseinschränkungen.

Die Gonarthrosen lassen sich in zwei Untergruppen aufteilen:

1. Primäre Gonarthrose:
Genese unklar.

2. Sekundäre Gonarthrose:
Entstehung durch mechanische Überbelastung, entzündliche Veränderungen oder metabolische Störungen [13].

1.2.1. Risikofaktoren und Ursachen

Neben dem erhöhten Alter gilt Übergewicht, durch die Mehrbelastung des Kniegelenkes, als Risikofaktor für die Entstehung einer Gonarthrose [14, 15]. Durch Schäden am Meniskus, oder einer Meniskektomie und dem damit verbundenen Wegfall seiner puffernden Wirkung, kann ebenfalls die Entstehung

einer Arthrose beschleunigt werden [16, 17]. In wieweit eine Varus- oder Valgusfehlstellung das Risiko für das Entstehen bzw. das Fortschreiten der Arthrose erhöht ist noch nicht abschließend geklärt. Sharma et al. [18] konnten in ihrer Studie bei fast 3000 Knieen eine erhöhte Inzidenz bei Varusfehlstellung nicht aber bei Valgusfehlstellung nachweisen. Dagegen war bei bereits bestehender Gonarthrose das Risiko für das Fortschreiten sowohl für eine Varusstellung als auch für eine Valgusstellung erhöht [18]. Die Arbeitsgruppe um Tanamas [19] konnte im systematische Review lediglich 4 high-quality Studien finden, die die Progression der Arthrose darstellte und nur eine die eine erhöhte Inzidenz bei Varus- oder Valgusfehlstellung ohne bestehenden Vorschaden feststellte. Weitere mögliche Ursachen sind die angeborene Dysplasie des Gelenkes, sowie die Instabilität durch Schäden am Halteapparat. Sie können zu Fehlbelastungen und Scherkräften, innerhalb des Gelenkes führen und somit in eine Arthrose münden. Die Scherkräfte greifen den Knorpel zwar nicht direkt an, jedoch fördern sie eine vermehrte Instabilität im Gelenk, indem sie weitere Gelenkkompartimente wie z.B. Bänder und Menisken schädigen [20].

Des Weiteren können verschiedene Medikamente (z.B. Ciprofloxacin, Ofloxacin, Levofloxacin) einen beschleunigten Abbau des hyalinen Knorpels induzieren und somit eine Arthrose hervorrufen [21, 22].

1.2.2. Klinik

Vom Patienten werden häufig Anlauf- und Bewegungsschmerzen angegeben, welche nicht abhängig vom Ausmaß der Arthrose sind.

Die Gonarthrose kann ebenfalls komplett symptomlos verlaufen. Weitere klinische Zeichen sind der Gelenkerguss, Verformungen des Gelenkes und ein Gelenkgeräusch, welches durch das aufeinander Reiben der unebenen Gelenkflächen hervorgerufen wird.

Die Diagnostik der Gonarthrose erfolgt anhand einer ausführlichen Anamnese, einer klinischen Untersuchung des Gelenkes, wobei besonders auf Konturen, Stabilität, Beweglichkeit geachtet werden muss.

Bildgebende Verfahren

Es werden vier Standardaufnahmen zur Diagnostik angefertigt. Das Kniegelenk in a.p. und in seitlicher Projektion, eine Patella Tangentialaufnahme und eine Ganzbeinstandaufnahme beidseits a.p. Radiologische Zeichen für eine Gonarthrose sind sichtbare Osteophyten, Verschmälerung des Gelenkspaltes, subchondrale Sklerosierungen und Pseudozysten [23] [24].

Die Ganzbeinstandaufnahmen ermöglichen eine präzise Ausmessung der Beinachsverhältnisse [25].

1.3. Physiologische Achse der unteren Extremität und Varus-, Valgus- Achsfehlstellung

1.3.1. Physiologische Achse der unteren Extremität

Die einheitliche Definition der Winkelbezeichnung mit entsprechender Nomenklatur ist der Verdienst von D. Paley und J.E. Herzenberg [26]. Die verwendeten Abkürzungen sind (Tabelle 1) aufgeführt. Im Folgenden werden die unterschiedlichen Winkel in der Frontalebene erläutert. Die Achsen der unteren Extremität können auf zwei unterschiedliche Arten beschrieben werden, mechanisch und anatomisch. Die anatomische Beinachse verläuft durch die Mittellinie von Femur und Tibia. Fügt man zu diesen zwei Linien die Tangenten der Femurkondylen und der Gelenkflächen von Tibia und des oberen Sprunggelenkes hinzu, entstehen fünf Winkel.

1. Anatomischer femorotibialer Winkel (aFTA):
Lateraler Winkel zwischen anatomischer Femur- und Tibiaachse.

2. Anatomischer lateraler proximaler Femurwinkel (aLPFA)
Winkel zwischen dem Caput femoris und der anatomischen Femurachse.

3. Anatomisch lateraler distaler Femurwinkel (aLDFA):
Lateraler Winkel zwischen anatomischer Femurachse und Tangente der Femurkondylen.

4. Anatomisch medialer proximaler Tibiawinkel (MPTA):
Medialer Winkel zwischen anatomischer Tibiaachse und Tangente des Tibiaplateaus. Im Allgemeinen wird a für anatomisch für diese Winkelbezeichnung nicht verwendet, da die anatomische Achse und die mechanische Achse sich in der Regel entsprechen.

5. Anatomisch lateraler distaler Tibiawinkel (aLDTA):
Lateraler Winkel zwischen anatomischer Tibiaachse und Tangente der Gelenklinie des oberen Sprunggelenkes [27].

Die mechanische Achse des Femurs verläuft vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des Kniegelenkes. Die Verbindungslinie der Zentren vom Kniegelenk und oberen Sprunggelenk repräsentiert die mechanische Achse der Tibia. Die komplette mechanische Beinachse verläuft vom Zentrum des Femurkopfes zum Zentrum des oberen Sprunggelenkes und wird als Mikulicz-Linie bezeichnet. Sie schneidet das Kniegelenk 4 ± 2 mm medial des Kniegelenkzentrums [28], da sie $-1,2^\circ \pm 2,2^\circ$ schräg von kranio-lateral nach medio-kaudal verläuft [27, 29].

Mithilfe der vorliegenden Tangenten lassen sich mit der mechanischen Beinachse fünf Winkel bestimmen:

1. Mechanischer lateraler proximaler Femurwinkel (mLPFA)
Winkel zwischen dem Caput femoris und der mechanischen Femurachse.

2. Mechanischer lateraler distaler Femurwinkel (mLDFA):
Lateraler Winkel zwischen mechanischer Femurachse und Tangente der Femurkondylen.

3. Mechanischer medialer proximaler Tibiawinkel (MPTA):
Medialer Winkel zwischen mechanischer Tibiaachse und Tangente des Tibiaplateaus. Im Allgemeinen wird m für mechanisch für diese Winkelbezeichnung nicht verwendet, da die anatomische Achse und die mechanische Achse sich in der Regel entsprechen.

4. Mechanischer lateraler distaler Tibiawinkel (mLDTA):
Lateraler Winkel zwischen mechanischer Tibiaachse und Tangente der Gelenklinie des oberen Spunggelenkes.

5. Mechanischer tibiofemorale Winkel (mTFA)
Lateraler Winkel zwischen mechanischer Tibia- und Femurachse.[27].

Die Beinachsen mit den dazugehörigen Winkeln sind in Abbildung 2 dargestellt. Bei physiologischen Verhältnissen verlaufen die Tangenten der Femurkondylen und des Tibiaplateaus nahezu parallel. Der dazwischenliegende sogenannte „Gelenköffnungswinkel“ (JLCA: Joint Line Convergence Angle) hat eine Öffnung von 0° - 3° [27, 30]

Verzeichnis der Gelenkwinkel der unteren Extremität

Gelenkwinkel	Abkürzung
anatomisch	a
mechanisch	m
anatomischer femorotibialer Winkel	aFTA
anatomischer lateraler proximaler Femurwinkel	aLPFA
anatomischer lateraler distaler Femurwinkel	aLDFA
anatomischer lateraler distaler Tibiawinkel	aLDTA
medialer proximaler Tibiawinkel	MPTA
mechanischer lateraler proximaler Femurwinkel	mLPFA
mechanischer lateraler distaler Femurwinkel	mLDFA
mechanischer lateraler distaler Tibiawinkel	mLDTA
mechanischer tibiofemoraler Winkel	mTFA
Joint Line Convergence Angle („Gelenköffnungswinkel“)	JLCA

Tabelle 1: Gelenkwinkel der unteren Extremität

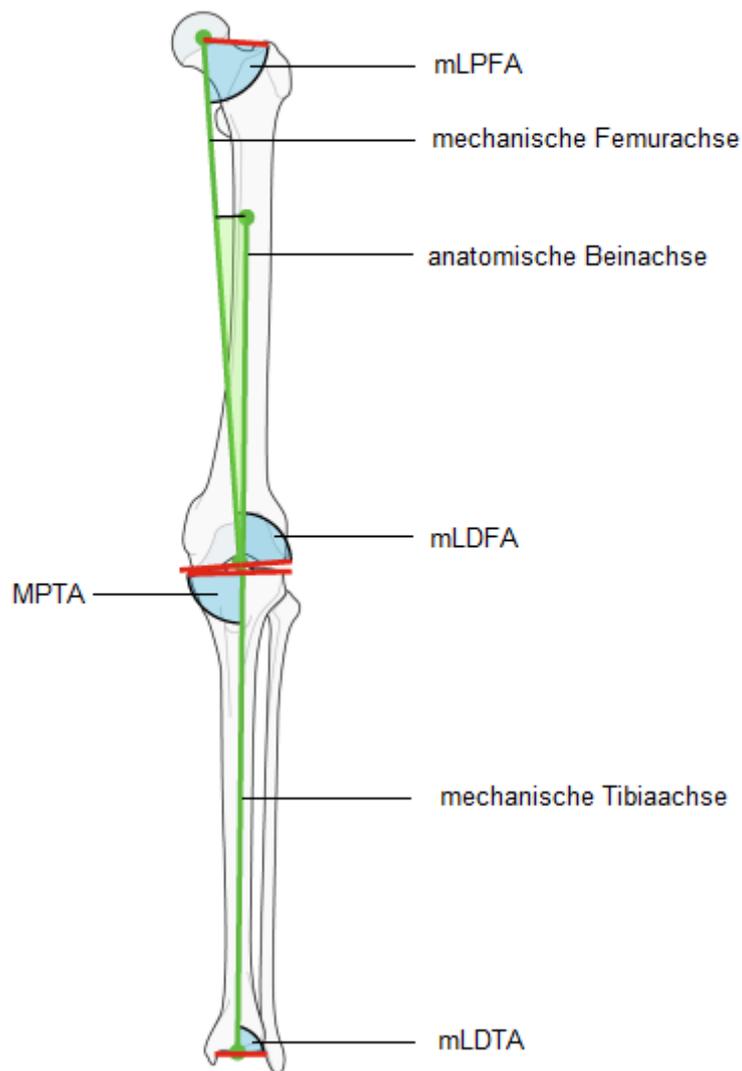


Abbildung 2: Physiologische Beinachsen und Winkel

Die anatomische und mechanische Beinachse des Femurs bilden physiologischer Weise einen Winkel von $7 \pm 2^\circ$ [30]. Die Achsen der Tibia verlaufen parallel. Die anatomische Achse liegt wenige Millimeter medial der mechanischen Achse [30].

1.3.2. Varus-, Valgus-Fehlstellung und deren Folgen

Die häufigsten Deformitäten der unteren Extremität sind das Genu varum und das Genu valgum. Dem können hereditäre, metabolische, neurogene, myopathische, oder posttraumatische Ursachen zu Grunde liegen.

Anatomisch lassen sich 4 Ursachen unterscheiden:

1. Femorale
2. Tibiale
3. Ligamentäre
4. Kondylendeformitäten

Anhand der beschriebenen Beinachsen und Winkel kann festgestellt werden ob das Problem vom Femur oder der Tibia herrührt [27].

1.3.2.1. Genu varum

Verläuft die Mikulicz-Linie 15mm oder mehr medial des Kniegelenkszentrum besteht eine signifikante Varusfehlstellung [30]. Genauer wird das Ausmaß durch den mTFA beschrieben. Die negative Dimension des mTFA beschreibt das Genu varum und die positive Dimension das Genu valgum [31]. Ist der Femur für das Genu varum verantwortlich, zeigt sich ein mL DFA von über $87^\circ \pm 3^\circ$. Ist die Fehlstellung tibial bedingt, ist der MPTA verkleinert ($<87^\circ \pm 3^\circ$) [27, 30]. Ist die Fehlstellung intraartikulär lokalisiert also die interkondyläre Distanz medial oder lateral durch Knorpelverschleiß verkleinert, resultiert ein pathologisch veränderter JLCA.

1.3.2.2. Genu valgum

Die Gelenkwinkel und Achsenverhältnisse des Genu valgum verhalten sich gegensätzlich im Vergleich zum Genu varum. Eine signifikante Valgusdeviation liegt bei einer Abweichung der Mikulicz-Linie von 10mm oder mehr lateral des Kniegelenkszentrum vor [30].

Der mTFA ist kleiner als 0° . Liegt die Ursache für das Genu valgum beim Femur, ist der mLDFW verkleinert ($<87^\circ \pm 3^\circ$). Ist der MPTW größer als $87^\circ \pm 3^\circ$ ist die Fehlstellung tibial bedingt [27, 30]. Die Veränderungen beim Knorpelverschleiß wurden bereits oben mit Beschreibung des JLCA dargestellt.

1.3.2.3. Folgen

Biomechanische Untersuchungen zeigten, dass die Belastung des lateralen bzw. medialen Kniegelenkskompartiment direkt von der Beinachse abhängig ist [32]. Die durch die Varusfehlstellung hervorgerufene Mehrbelastung des medialen Kompartiments begünstigt die Progredienz einer medialen Gonarthrose [19]. Eine erhöhte Inzidenz von Gonarthrosen, ausgelöst durch eine Valgusfehlstellung, konnte bislang nicht bewiesen werden [33].

1.3.3. Therapie Genu varum

Ein Genu varum kann zu muskulärer Dysbalance, ligamentärer Instabilität und Schäden am Gelenkknorpel, mit Entwicklung einer Arthrose, führen [34]. Eine Vielzahl an Studien konnte zeigen, dass eine Korrekturosteotomie bei bestehender Beinachsfehlstellung, die Entwicklung einer Arthrose – und damit die Notwendigkeit einer TEP-Implantation – verzögern bzw. verhindern konnte [35-37]. Um Varusfehlstellungen zu therapieren kann eine valgusierende Umstellungsosteotomie an der proximalen Tibia durchgeführt werden. Hierfür werden die folgenden Verfahren im wesentlichen eingesetzt [38]:

1. Dom Osteotomie
2. Closed wedge high tibial Osteotomie (closed wedge HTO)
3. Open wedge high tibial Osteotomie (open wedge HTO)

Bei der von Maquet et al.[39] beschriebenen **Dom-Osteotomie** wird proximal der Tuberositas tibiae in der Regel über eine Bohrloch-Osteoklastie eine konvexe Osteotomie mit Mittelpunkt des Radius distal angelegt. Um eine Drehung um den distalen Drehpunkt zu ermöglichen, ist eine Fibulaosteotomie erforderlich.

Die **close wege HTO** nach Coventry et al. [34-36] erfordert die Entfernung eines Knochenkeils vom lateralen Teil der proximalen Tibia. Danach wird die durchgeführte Osteotomie mit einer Osteosynthese stabilisiert. Mögliche Komplikationen und Nachteile dieses Verfahren sind Verletzungen des Nervus peroneus mit Fußheberschwäche, ein Kompartmentsyndrom, oder eine Beinverkürzung [40, 41]. Bei der **open wedge HTO** wird die Osteotomie an der medialen Seite der proximalen Tibia durchgeführt. Die Osteotomie wird anschließen um den vorher geplanten Winkel aufgeklappt und mit einer Platte stabilisiert.

1.4. Die Geschichte der Osteotomie

Die genaue Geburtsstunde der Osteotomie ist unbekannt, jedoch existieren schon Aufzeichnungen über durchgeführte Osteoklastien aus dem ersten Jahrhundert nach Christus, beschrieben von Aulus Celsus (3 n.Chr.-61 n.Chr.). Diese Osteoklastien wurden manuell durchgeführt. Im 7.Jahrhundert beschreibt Paulos von Aigina (7.Jh.) die Osteotomie als Mittel gegen andauernde Heilungsprozesse von langen Röhrenknochen in einem seiner Werke [42]. Fortan dauerte es bis zum 17. Jahrhundert bis mit den Osteoklasten, Apparate

in welche sich Extremitäten, welche es zu brechen galt, einspannen ließen, ein Fortschritt im Bereich der Beinachskorrektur stattfand. In diesem Konstrukt wurde der zu brechende Knochen über ein Hypomochlion so weit gebogen, bis er brach. Dies erlaubte jedoch keine exakten Korrekturen. Des Weiteren war die Komplikationsgefahr hoch. Splitterfrakturen und Gelenkverletzungen kamen nicht selten vor [43]. Die erste bekannte Osteotomieoperation fand am 22. November 1826 statt. Diese war eine selbstkonzipierte und eigens durchgeführte koxale Femurosteotomie des Wundarztes John Rea Barton am Pennsylvania Hospital [44]. Der Würzburger Orthopäde Joseph Anton Mayer (1798-1860) war der erste, der in Deutschland Osteotomien durchführte und auch den Begriff einführte. Ihm ist vor allem die Technik der Osteotomietherapie des Genu Valgum mittels Keilentnahme zuzuschreiben [45].

Vor der Einführung der Sepsis und Asepsis war die Infektionsgefahr bei operativen Eingriffen bei Osteotomien ein großes Problem [46].

Dieses Risiko wurde durch die Einführung der subkutanen Osteotomie durch Bernhard von Langenbeck (1810-1887) drastisch gesenkt. Er begründete weiterhin Osteotomien unter Chloroform-Anästhesie, sowie Osteotomien bei Varusfehlstellungen.

Langenbecks Schüler Theodor Billroth (1829-1894) veränderte dessen Methode, indem er die Stichsäge, welche Langenbeck nach der Ansägung des Knochens zur Abtrennung der restlichen Knochenverbindungen nutzte, durch einen Keil ersetzte [44, 47].

Sir William Macewen (1848-1924, Glasgow) veröffentlichte im Jahre 1880 das erstes Buch über Osteotomien [48].

Zum Beginn des 19. Jahrhundert war das Ziel der Operateure, die eine Osteotomie durchführten, eine große Berührungsfläche zwischen den Knochenenden herzustellen, um eine so große Stabilität wie möglich zu erreichen. Weshalb Fixateure kaum zum Einsatz kamen [49].

Die Entwicklung Druckosteosynthese, mittels Schrauben und Platten, oder Fixateur externe, durch die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese Fragen (AO seit 1958) stellte einen großen Fortschritt in der Geschichte der Osteotomie da. Durch die neuen stabilen Techniken verbesserte und verkürzte sich der

Heilungsprozess. Außerdem konnte der Patient früher mobilisiert werden, wodurch Komplikationen wie Muskelatrophie und Thrombosen verringert wurden [50].

1.5. Open wedge high tibial osteotomy (open wedge HTO)

1.5.1. Planung der open wedge HTO

1.5.1.1. Open wedge HTO - Planungsmethoden nach Coventry

Coventry et al. [51] etablierte zwei verschiedene Methoden um eine open wedge HTO zu planen.

Bei der ersten Methode (Abbildung 4, A) wird eine a.p. Röntgenaufnahme des Beines gemacht und die Differenz zwischen dem präoperativen und geplanten postoperativen aTFA berechnet. Valgus-Winkel sind hierbei positiv und Varus-Winkel negativ. Daraus entsteht für den Korrekturwinkel β folgende Formel:

$$\beta = (\text{aTFA post.}) - (\text{aTFA präop.})$$

Bei der zweiten Planungsmethode (Abbildung 4, B) wird eine Ganzbeinröntgenaufnahme gemacht und die Differenz zwischen dem präoperativen mTFA und dem geplanten mTFA berechnet. Empfohlen wird ein postoperativer mTFA von + 3-4° (valgus). Der Korrekturwinkel δ berechnet sich nach Methode 2 folgendermaßen:

$$\delta = (\text{mTFA post.}) - (\text{mTFA präop.})$$

1.5.1.2. Open wedge HTO Planungsmethode nach Miniaci

Die Planungsmethode nach Miniaci et al. [45] (Abbildung 4, C) wird mit drei Linien an einer Ganzbeinröntgenaufnahme des Beines durchgeführt.

Zur genauen Linienziehung unterteilten Miniaci et al. [45] das Tibiaplateaus in Prozentgrade (0-100%, medial = 0%, lateral = 100%). Die erste Linie wird vom

Hüftkopfzentrum durch die 62%-Marke des Tibiaplateaus gezogen, welcher dem Fujisawa point [52] entspricht und der gewünschten postoperativen Mikulicz-Linie entspricht (1). Dann wird der Drehpunkt für die Osteotomie (lateral hinge point) festgelegt und bis zum Zentrum des Sprunggelenks eingezeichnet (2). Die Strecke (2) wird sodann mit dem Zirkel um den Drehpunkt gedreht bis die Linie (1) geschnitten wird. Der Schnittpunkt und der Drehpunkt ergeben Linie (3). Der von den Linien 2 und 3 eingeschlossene Winkel repräsentiert den erforderlichen Korrekturwinkel α .

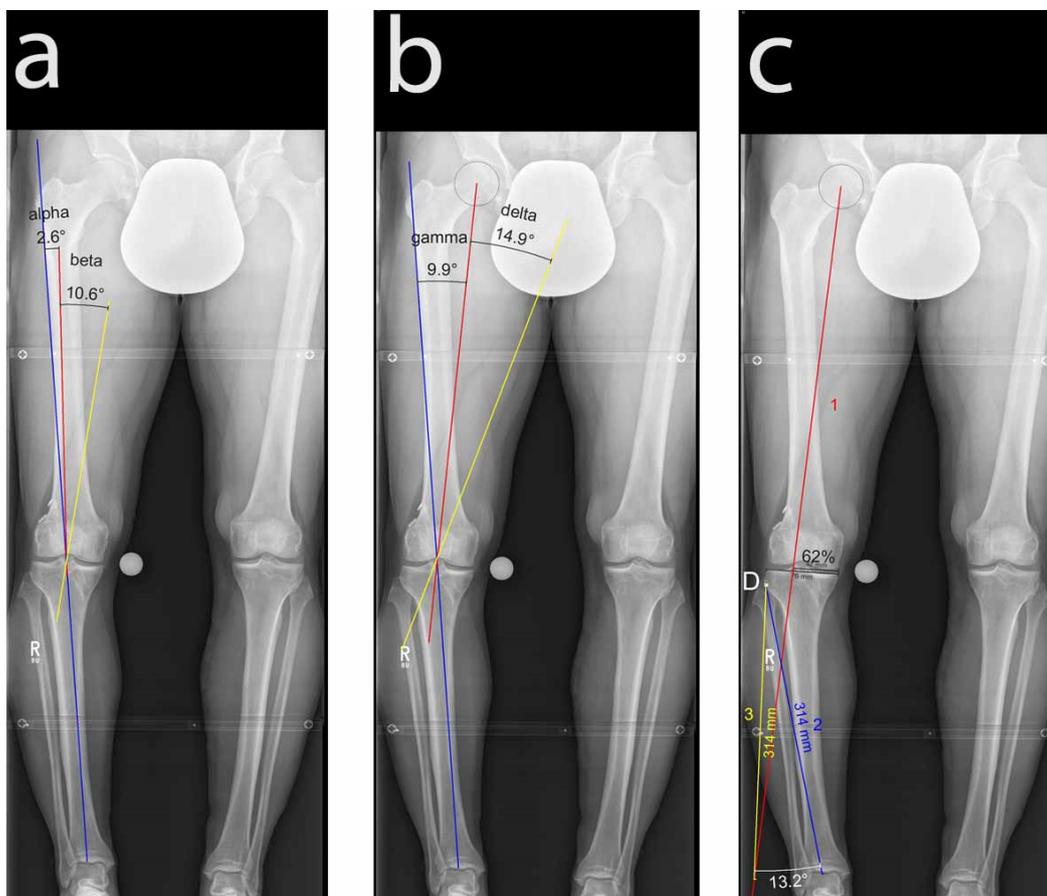


Abbildung 3: Verschiedene Planungsmethoden der open wedge HTO

(Mit freundlicher Genehmigung, Johannes Mueller, Inaugural Dissertation „Retrospektive Untersuchung zum klinischen und radiologischen Ergebnis nach hoher valgusierender, öffnender und additiver Tibiakopfumstellungsosteotomie mit der LC-DCP und Beckenkammkeilen, 2010)

a) Coventry 1:

blaue Linie: anatomische Beinachse; rote Linie: anatomische Femurachse;
gelbe Linie: postoperative anatomische Tibiaachse; α : Winkel zwischen
anatomischer Femur- und Tibiaachse; β : Korrekturwinkel

b) Coventry 2:

blaue Linie: mechanische Tibiaachse; rote Linie: mechanische Femurachse;
gelbe Linie: postoperative mechanische Beinachse; γ : Winkel zwischen
mechanischer Femur und Tibiaachse; δ : Korrekturwinkel

c) Miniaci:

rote Linie: Linie 1; blaue Linie: Linie 2; gelbe Linie: Linie 3; D: Drehzentrum der
Osteotomie; weißer Winkel: Korrekturwinkel

1.5.1.3. Open wedge HTO Planungsmethode nach Pape [53]

Die Planungsmethode nach Pape [45] ist eine modifizierte und weiterentwickelte Version der Methode nach Miniaci et al. [46], mit der sich direkt die Osteotomiehöhe in Millimetern bestimmen lässt.

Zuerst werden die Mikulicz-Linie und die 62%-Marke des Tibiaplateaus eingezeichnet. Danach werden zwei Linien gezogen. Linie 1 entspricht der Linie 2 von Miniaci et al. [46] und zieht vom Osteotomiedrehzentrum zum Sprunggelenkzentrum. Linie 2, welche die gleiche Länge wie Linie 1 hat, zieht vom Osteotomiedrehzentrum zum Schnittpunkt mit der Traglinie. Der Korrekturwinkel ist der Winkel zwischen den beiden Linien. Nun wird im Röntgenbild eine horizontale Linie zum Tibiaplateau gezeichnet und die Osteotomiehöhe lässt sich direkt an der medialen Kortikalis abmessen.

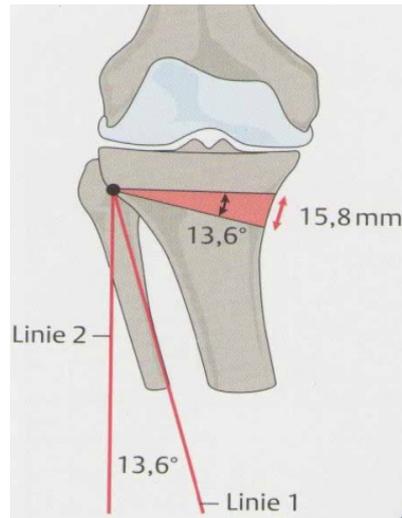


Abbildung 4: Planungsmethode nach Pape [53]

Linie 1: Linie vom Osteotomiedrehzentrum zum Sprunggelenkzentrum; Linie 2: Linie vom Osteotomiedrehzentrum zum Schnittpunkt mit der Traglinie; Winkel zwischen Linie 1 und 2: Korrekturwinkel; roter Abstand: Osteotomiehöhe

1.5.1.4. Open wedge HTO Planungsmethode nach Dugdale und Noyes[54]

Bei der Planungsmethode nach Dugdale und Noyes [46] werden zuerst die mechanische Beinachse und die 62%-Marke des Tibiaplateaus bestimmt und in das Röntgenbild eingezeichnet. Danach wird eine „Schnittlinie“ horizontal zur Tibiagelenkfläche auf der gewünschten Osteotomiehöhe erstellt und diese vom Drehpunkt aus nach distal verlängert. Der distale Anteil wird soweit nach lateral verschoben, bis die gezeichnete Achse durch die 62%-Marke verläuft. Der Winkel um den die Tibia verschoben wurde entspricht dem Korrekturwinkel [46].

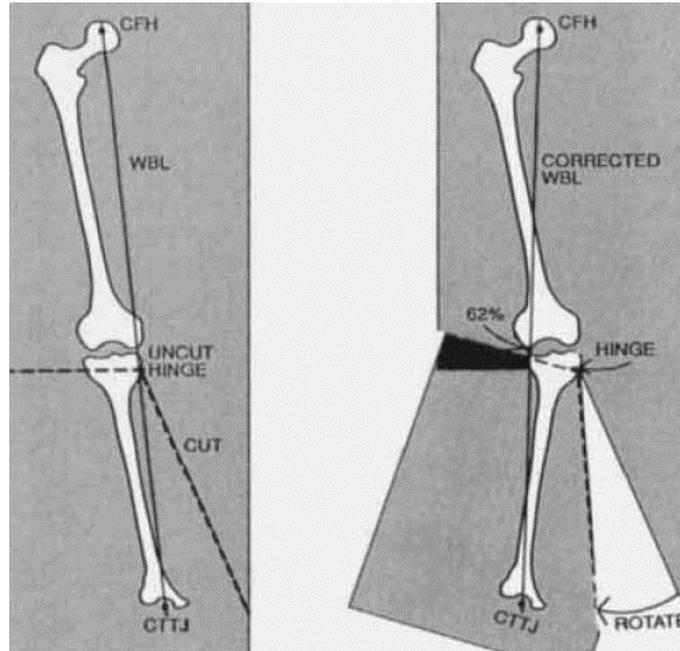


Abbildung 5: Planungsmethode nach Dugdale und Noyes[46]

CFH: Center of the femoral head (Femurkopfzentrum); WBL: Weight bearing line (Traglinie = mechanische Beinachse); CTTJ: Center of the tibiotalar joint (Zentrum des Tibiotalgelenks); gestrichelte Linien: „Schnittlinien“; Rotate: Winkel um den die Tibia verschoben wurde

1.5.2. Indikationen für die Operation

Zur open wedge HTO besteht im Wesentlichen die Indikationen aus einer Varusfehlstellung mit pathologisch veränderter Tibia (MPTA < 87°) mit medialer Arthrose [55-57]. Kontraindikationen für die open wedge HTO sind Fehlstellungen am distalen Femur die zur Varusstellung geführt haben, Pangoarthrose sowie intraartikuläre Fehlstellung und Knochenstoffwechselerkrankungen. Ein Streckdefizit über 20° sollte nicht bestehen. Das Alter stellt nach den neusten Ergebnissen nur eine relative Kontraindikation dar [58, 59]. Hier sollte sicherlich im Einzelfall auch die Indikation zur Kniegelenktotalendoprothese kritisch geprüft werden. Auch für Raucher kann eine Kontraindikation nicht formuliert werden. Es sollte jedoch mit dem Patienten geklärt werden, ob er das Risiko einer ausbleibenden bzw.

verzögerten Knochenheilung eingehen möchte oder die open wedge HTO mit Auffüllung durch autologe Spongiosa das sicherere Verfahren darstellt.

1.5.3. Zusammenfassung Operation

Bei der Operationstechnik nach Staubli et al. [37] wird nach der Markierung der Landmarken, tastbare Oberrand des Pes anserinus, mediale Gelenkspalt, Verlauf des oberflächlichen Innenbandes und Tuberositas tibiae, der Hautschnitt, oberhalb des Pes-anserinus-Ansatzes, ca. 5 cm schräg ansteigend nach hinten durchgeführt. Nach der Freipräparierung des Operationsfeldes, werden zwei Kirschnerdrähte als Orientierungspunkte für die Osteotomie in den Tibiakopf gebohrt. Der erste Draht wird posterior am Oberrand des Pes anserinus mit Zielrichtung Spitze der Fibula gesetzt. Der zweite Draht wird 2 cm ventral parallel zum ersten eingebohrt. Nun erfolgt die Osteotomie, wobei die zwei Drähte als Führungsschienen dienen. Auf der oszillierenden Säge wird vorab die geplante Tiefe der Osteotomie eingestellt. Der Tibiakopf wird bis 10 mm vor der lateralen Kortikalis durchtrennt. Die Aufspreizung des Spaltes erfolgt langsam unter Einbringung immer neuer Meißel in Fächertechnik. Nach Erreichung der gewünschten Öffnungshöhe wird ein Abstandshalter in die Öffnung platziert. Die Osteotomie wird darauf mit dem Plattenfixateur TomoFix stabilisiert [37]. Dieser ist mit Abstandshaltern besetzt, welche ihn 3mm von der Knochenoberfläche fernhalten. Dies dient dem Schutz der Weichteile. Proximal und distal der Osteotomie wird die TomoFix, mit Hilfe von Bohrbüchsen und Führungsdrähten, mit jeweils vier LS 5.0 fixiert.

1.5.4. Klinische Probleme

Verschiedene Studien zeigen ein Komplikationsrisiko bei der open wedge HTO von 8 – 55% [60-62]. Neben allgemeinen Operationsrisiken, wie Infektionen und Thrombosen [60], werden auch vom Implantat und von der Operationstechnik ausgehende Komplikationen beschrieben.

Darunter Fehlstellungen, Ausbleiben des Korrekturergebnisses, Schraubenbrüche, Fraktur des Tibiaplateus, Bruch der lateralen Kortikalisbrücke, verlangsamte Heilung, und Pseudarthrosen [62, 63].

Die retrospektiven Ergebnisse von Spahn et.al. [64] bewiesen, dass die Stabilität der Osteotomie direkten Einfluss auf die Komplikationsrisiken hat. Während die open wedge HTO mit der Puddu-Platte eine Komplikationsrate von 43.6% aufwies, lag diese bei der Besetzung mit der stabileren C-Platte bei nur 16,7%. Schröter et al. [63] bestätigte die hohe Komplikationsrate mit kurzen Spacerplatten.

Agneskirchner et.al. [65] konnten in ihrer biomechanischen Studie ebenfalls eine direkte Korrelation von Plattendesign und Implantatstabilität nach einer open wedge HTO zeigen. Sie stellten fest, dass lange Platten aufgrund ihrer Steifigkeit und Dicke, was sich stabilitätsfördernd auswirkt, kleineren flexiblen Platten vorzuziehen sind [65].

Die Komplikationsrate bei der derzeit standardmäßig verwendeten TomoFix-Platte liegt bei 8,6% [66]. Niemeyer et.al. [67] berichtete bei 40.6% der Patienten während des Heilungsverlaufs über schmerzbedingte Beschwerden im Bereich des Plattenlagers.

1.5.5. Knochenheilung

Obligat für eine ungestörte Knochenheilung ist die intakte Durchblutung der Knochenfragmente, die Ruhigstellung der Fraktur und der Knochenkontakt zueinander [68].

Primäre Knochenheilung

Die primäre Knochenheilung erfolgt nach enger Adaption der Bruchenden und stabiler Fixation der Fraktur. Der Bruchspalt wird von Osteonen längs durchzogen und es erfolgt ein Kontaktheilung [68].

Sekundäre Knochenheilung

Die sekundäre Knochenheilung ist die physiologische Form der Knochenheilung. Das aus den Bruchenden austretende Blut bildet ein Frakturhämatom, welches durch einwachsende Fibroblasten in eine bindegewebige Narbe umgebaut wird. Eingewanderte Chondroblasten sorgen für die Bildung von Faserknorpel innerhalb dieser Narbe, welcher von aktivierten Osteoblasten verknöchert wird. Dieses Knochenkonstrukt wird als Kallus bezeichnet. Der Kallus wird nach und nach abgebaut und durch funktionell adaptierten lamellären Knochen ersetzt [69].

Claes et al. [70] bewiesen in ihrer Studie, dass neben den genannten Komponenten die biomechanischen Gegebenheiten eine entscheidende Rolle bei der sekundären Knochenheilung spielen. Sowohl der Abstand der Knochenfragmente, ein kleiner Fragmentabstand beschleunigt den Heilungsprozess, während ein großer ihn verzögert [71], als auch die interfragmentäre Bewegung haben direkten Einfluss auf den zeitlichen Heilungsverlauf.

Claes et al. zeigten weiterhin [70], dass durch Erhöhung interfragmentäre Bewegung die Kallusbildung beschleunigt werden konnte. Bei einem Fragmentabstand von 2mm und größerer Beweglichkeit erfolgte die Kallusbildung signifikant schneller als bei einem Abstand von 1mm.

Der positive Effekt auf die Knochenheilung bei zunehmender Beweglichkeit ist jedoch begrenzt. Die Osteotomien mit 6mm Abstand zeigten im Vergleich zu den Osteotomien mit 1mm oder 2mm Knochenabstand den langsamsten Heilungsverlauf.

Anhand von Tierstudien wurde festgestellt, dass sich die optimale axiale interfragmentäre Bewegung für die sekundäre Knochenheilung im Bereich von 0,2mm bis 1mm befindet [72, 73].

Die Arbeitsgruppe um M. Bottlang [74] konnte die Steifigkeit des herkömmlichen bei einer Osteotomie verwendeten Plattenkonstruktes, durch den Einsatz einer

Verriegelungsschraube, welche bei einem Gewinde von 4,5mm einen Schraubenhals von 3mm Durchmesser besaß, um 84% verringern. Bei dieser Technik wurde das Prinzip der bikortikalen Verriegelung umgangen, wodurch die Schraube am nahgelegenen Kortex einen minimalen Bewegungsspielraum hatte. Dies ermöglichte eine Verbiegung der Platte bei axialer Belastung und dadurch eine erhöhte interfragmentäre Bewegung am plattenfern gelegenen Kortex.

Diese Bewegungszunahme führte zu einer Zunahme des Kallusvolumen von 36% und einem 44% größeren Mineralanteil im Knochen nach 9 Wochen im Tierexperiment [74].

Des Weiteren fand ein gleichmäßiges Kalluswachstum in dem Osteotomiespalt statt, wohingegen bei der bikortikalen steiferen Fixation medial 49% weniger Mineralanteil als lateral vorhanden waren [74].

Döbele et. Al. [75] zeigten, dass mit der entwickelten Dynamic Locking Screw (DLS) eine weitere Reduzierung der Rigidität, durch eine symmetrische interfragmentäre Bewegung am medialen und lateralen Osteotomierand, ohne eine Biegung der Platte (Funktionsprinzip DLS siehe: 2.1.1.1.) möglich ist.

1.5.6. Bisherige Untersuchungen zur Biomechanik bei Osteotomien

Wie beschrieben spielt die Funktionsweise der Biomechanik bei Osteotomien eine herausragende Rolle für den Heilungsverlauf. Jedoch haben sich bislang nur wenige Studien mit der interfragmentären Beweglichkeit bei Osteotomien beschäftigt.

Duda et.al. [76] untersuchten die Spaltbewegung nach einer komplexen Tibiaosteotomie unter alltäglichen Belastungen. Die Patienten wurden mit einem „Ilizarov Ring-Fixateur“ versorgt, an dessen Schanz-Schrauben Marker angebracht wurden, deren Bewegung von einem optischen Messsystem erkannt und 3-dimensional wiedergegeben werden konnte. Durch diese Studie konnten sie zeigen, dass die interfragmentäre Bewegung unter Belastungen,

wie Laufen oder Aufstehen, im Vergleich zu Ruheaktivitäten um das 2-3 fache größer ist.

In Bezug auf die Biomechanik der open wedge HTO wurde bisher Studien zur Prüfung des Einfluss verschiedenen Plattensysteme auf die Stabilität des Osteotomiekonstruktes durchgeführt [65, 77, 78]. Die Präparate wurden in den Versuchen axial belastet. Als Versagenskriterium wurde jeweils der Bruch der lateralen Kortikalisbrücke festgelegt. Die interfragmentäre Bewegung wurde in diesen Studien nicht gemessen.

1.6. Fragestellung der Arbeit

Es wurden im Rahmen der Studie zwei Hypothesen formuliert:

1. Kann bei der open wedge HTO unter Einsatz der TomoFix MHT™ Platte in Kombination mit der Dynamic Locking Screw (DLS) 5.0 eine Erhöhung der interfragmentären Beweglichkeit plattennah im Vergleich zur Locking Screw (LS) 5.0 erreicht werden?
2. Kann bei der open wedge HTO unter Einsatz der TomoFix MHT™ Platte in Kombination mit der Dynamic Locking Screw (DLS) 5.0 eine gleiche Gesamt-Konstruktstabilität wie bei der Kombination mit der Locking Screw (LS) 5.0 erreicht werden?

2. Material und Methoden

Als Versuchsaufbau wurde eine MTS MiniBionix 858 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, USA) Prüfmaschine und in Stahlzylinder eingebettete Proben gewählt. Im Versuchsaufbau wurden die biomechanischen Eigenschaften der open wedge HTO an einem Tibia-Sawbone (Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden) der vierten Generation mit der TomoFix MHT™ (DePuySynthes, Schweiz), und Fixation mittels zweier unterschiedlichen Schrauben verglichen. Die interfragmentäre Beweglichkeit wurde mit Hilfe eines optischen Messsystems (PONTOS GM 5) bestimmt.

2.1. Verwendetes Material

2.1.1. Schrauben

Schraube A: Dynamic Locking Screw 5.0 (DLS 5.0)
Hersteller: DePuy Synthes, Solothurn, Schweiz

Schraube B: Locking Screw 5.0 (LS 5.0)
Hersteller: DePuy Synthes, Solothurn, Schweiz

2.1.1.1. Dynamic Locking Screw 5.0

Die mit einer Cobalt Chrom Molybdän Legierung versehene DLS 5.0 (Abb. 6) zeichnet sich dadurch aus, dass sich zwischen Steckstift und Außenhülse ein kleiner Raum befindet, welcher unter Belastung eine minimale Bewegung zwischen dem Schraubenkopf und der Gewindehülse zulässt. Der Steckstift ist in der Gewindehülse verschweißt. Schrauben mit einer Länge von 32-36mm haben einen kurzen Steckstift und Schrauben mit einer Länge von 38-90mm haben einen langen Steckstift in der Gewindehülse. Der Kerndurchmesser beträgt 4,3mm und der Außendurchmesser 5,0mm. Durch die Verankerung des Stardrive-Schraubenkopfes in der Platte (Locking Screw) und der Verankerung

der Gewindehülse im Knochen ist eine Bewegung unter Belastung möglich. Die maximale Bewegung beträgt 0,35mm. Die Schraube ist in einer Länge von 32mm bis 90mm verfügbar. Um die Schraube in der Platte mit dem Gewinde am Kopf zu verankern, ist ein Drehmomentschraubendreher mit 4Nm erforderlich [79].



Abbildung 6: Dynamic Locking Screws 5.0mm (DePuy Synthes, Solothurn, Schweiz)

2.1.1.2. Locking Screw 5.0

Bei der aus Titan gefertigten Locking Screw 5.0 handelt es sich um eine Schraube mit fester Verankerung des Stardrive-Schraubenkopfes in der Platte (Locking Screw) und im Knochen.

Der Kerndurchmesser und Außendurchmesser betragen, wie bei der DLS 5.0, 4,3mm und 5,0mm. Die Schraube ist in einer Länge von 14mm bis 90mm erhältlich. Um die Schraube in der Platte mit dem Gewinde am Kopf zu verankern, ist ein Drehmomentschraubendreher mit 4Nm erforderlich.

2.1.2 TomoFix MHT™

Das Design der TomoFix MHT™ (Abb. 7) entspricht dem Konzept der verriegelbaren Kompressionsplatte - LCP (Locking Compression Plate). Die Platte ist proximale mit 4 Verriegelungslöchern ausgestattet, deren proximale Lochachsen durch 10° kaudale Angulation an die Anatomie angepasst sind. Der distale Plattenschaft ist mit 2 Kombilöchern und 2 Verriegelungslöchern zur sicheren Verankerung der Schrauben im Tibiaschaft ausgestattet.

Für optimale Positionierung ist die Platte in zwei Größen erhältlich, Standard und Klein (small). Die Platten sind aus Titan gefertigt. [80]

Plattenabmessungen	TomoFix MHT™ (standard)
Länge (L)	115 mm
Breite (W)	16 mm
Höhe (T)	3 mm
Abstand proximale Löcher A, B, C (P)	11 mm
Radius proximaler Plattenkopf (R)	38 mm
Sagittalwinkel proximale Löcher A, B, C (A)	10° kaudal

Tabelle 2: TomoFix Plattenabmessungen [80]

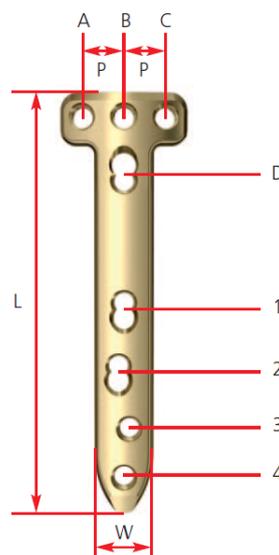


Abbildung 7: TomoFix MHT™ [80]

2.1.3. Präparate

Für das Experiment wurden Tibia-Sawbones links (Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden, Abb. 8) verwendet. Sie weisen gleiche physikalische Eigenschaften wie humane Knochen auf [81-83]. Es standen 22 Sawbones zur Verfügung.

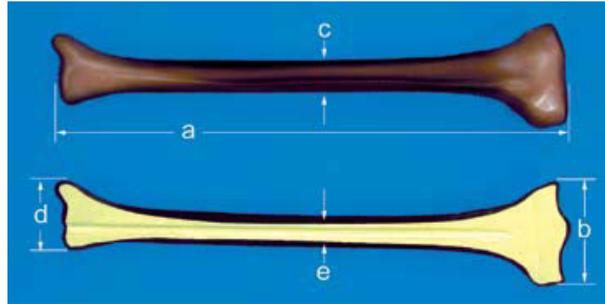


Abbildung 8: Sawbone (3402) tibia large links

Dimensionen: a: 405 mm; b: 84 mm; c: 28 mm; d: 58 mm; e: 10mm [84]

2.2. Vorbereitung der Präparate

2.2.1. Präparation der Sawbones mit der open wedge HTO

An den Sawbones wurde an der medialen Ansicht mit der Präzisionsschiebemesslehre (Digital Caliper 0-150mm; Goldsun Technology Co., LTD.; Suzhou China) ein Abstand zum Tibiaplateau von 45mm gemessen. Zur Orientierung in der sagittalen Ebene diente die Gusslinie der Sawbones. Die aufsteigende Osteotomie wurde mit dem Winkelmesser auf 110° abgemessen und entsprechend markiert. Damit wurde eine einheitliche Osteotomiehöhe für alle Präparate erreicht.

Es wurden zwei 2.0mm Kirschnerdrähte (K-Drähte) mit Zielrichtung des fiktiven Tibiofibulargelenks (Abstand zum Tibiaplateau mit 45mm markiert) eingebohrt. Zuerst wurde der ventrale Kirschnerdraht gesetzt, dann parallel zum ersten und zum Tibial slope der dorsale mit einem Abstand von 2cm.

Für die Osteotomie wurde ein Oszillationswerkzeug, Bosch Multischleifer (PMF 180 E Multi; Robert Bosch GmbH; Stuttgart Deutschland) eingesetzt.

Als Sägeblätter wurden Stahlsägeblätter (Bosch AIZ 20 AB BIM, Bosch AIZ 32 BB BIM; Robert Bosch GmbH; Stuttgart Deutschland) verwendet. Zuerst erfolgte die transversale Osteotomie unterhalb der eingebrachten K-Drähte (Abb. 9). Die transversale Osteotomie wurde nicht komplett durchgeführt. 10mm vor dem lateralen Rand des Sawbones wurde gestoppt. Die Kontrolle erhielt man dorsal und ventral durch Messung des Abstandes vom kompletten Sägeschnitt nach medial. Anschließend erfolgte die aufsteigende

(aszendierende) komplette Osteotomie als „Hinterschneidung“ der Tuberositas tibiae.

Nach dem Sägen wurden die K-Drähte entfernt und die verbliebene „Sawbone-Brücke“ 45 sec. mit dem Heißluftgebläse (HL 2010 E electronic, Steinel, Herzebrock-Clarholz, Deutschland) auf 160 Grad Celsius erhitzt (Abb. 10). Die Verformbarkeit wurde manuell getestet, um die Aufdehnung der Osteotomie ohne Brüche zu gewährleisten.

Danach wurde die Osteotomie mit dem Arthrodesenspreizer (TomoFix Knochenspreizer; DePuySynthes, Solothurn, Schweiz) sukzessive auf 9mm Basiskeilhöhe auf gespreizt. Die Basiskeilhöhe wurde mit der digitalen Präzisionsschiebemeslehre überprüft (Abb. 11). Als Ansatzpunkte für die Schiebemeslehre diente die mediale Gusslinie des Sawbones.

Nun wurde die TomoFix MHT™ Platte, mit LCP 5.0 2mm Abstandshalter in Loch D und Loch 4, an der proximalen, medialen Tibia mit einem K-Draht durch die Führungsbüchse am Loch B, fixiert.

Der Abstand vom proximalen Plattenrand zum Tibiaplateau wurde auf eine Distanz von 10mm festgelegt und kontrolliert sowie bei Bedarf die Platte korrigiert. Dasselbe erfolgte für die Ausrichtung des distalen Anteils zum Schaft. Hier wurde am Loch 4 ein maximaler Abstand von 60mm zum unteren Anteil der Osteotomie festgelegt. Nach korrekter Ausrichtung wurde die Platte distal mit einem weiteren K-Draht fixiert (Abb. 12).

Darauf wurden Löcher für A über die Bohrbüchse (LCP Bohrbüchse 5.0, für Spiralbohrer 4,3mm (323.042); DePuy Synthes, Solothurn, Schweiz) mit dem 4,3mm Bohrer (LCP Spiralbohrer 4.3 mm mit Anschlag, Länge 221mm, 2-lippig, für Schnellkupplung (310.430); DePuy Synthes, Solothurn, Schweiz) auf 75mm und dann für Loch C auf 50mm gebohrt und mit einer 75 mm DLS/LS 5.0 in Loch A und einer 50 mm DLS/LS 5.0 in Loch C besetzt. Das Eindrehen wurde mit dem 4Nm Drehmomentaufsatz durchgeführt. Die letzten Umdrehungen erfolgten per Hand.

Der K-Draht in B wurde darauf entfernt und mit dem 4,3mm Bohrer für eine 70mm DLS/LS 5.0 gebohrt und besetzt. Danach erfolgte eine Kontrollmessung

des Spaltes mit der digitalen Präzisionsschiebemesslehre und bei Veränderung der Öffnungshöhe des Osteotomiespaltes wurde nachjustiert.

Im Loch 1 wurde in leicht absteigender Richtung mit dem 3,2mm Bohrer für eine Kortikalisschraube gebohrt. Diese wurde zunächst mit der Maschine eingedreht und anschließend langsam von Hand angezogen um die Platte sukzessive unter Spannung zu setzen.

Danach wurde für das winkelstabile Loch 2 und 3 mit dem 4,3mm Bohrer bikortikal gebohrt. Loch 2 wurde mit 42mm und Loch 3 mit 36mm Schrauben besetzt.

Der LCP 5.0 2mm Abstandshalter aus Loch 4 wurde entfernt und mit dem 4,3mm Bohrer für eine winkelstabile Schraube gebohrt und mit einer 36mm DLS/LS 5.0 besetzt. Anschließend wurde der LCP 5.0 2mm Abstandshalter aus Loch D entfernt und mit dem 4,3mm Bohrer auf 70mm gebohrt und mit DLS/LS 5.0 besetzt. Zuletzt wurde die Kortikalisschraube aus Loch 1 entfernt, erneut für eine winkelstabile Schraube mit dem 4,3mm Bohrer gebohrt und mit einer 44mm DLS/LS 5.0 besetzt.

Zum Schluss wurde der Arthrodesenspreizer entfernt und eine abschließende Messung des Spaltes vorgenommen. Zur besseren Vergleichbarkeit wurde die mediale Gusslinie wiederum als Ansatzpunkt für den Abstandsmesser genommen (Abb. 13).



Abbildung 9: Transversale Osteotomie

Transversale Osteotomie, mit dem Bosch Multischleifer (PMF 180 E Multi), unterhalb der eingebrachten K-Drähte, entlang der aufgezeichneten Orientierungslinie.



Abbildung 10: Erhitzung „Sawbone-Brücke“

45 sekundenlange Erhitzung bei 160° der „Sawbone-Brücke“, mit dem Heißluftgebläse (HL 2010 E electronic, Steinel, Herzebrock-Clarholz, Deutschland), um eine bruchfreie Aufdehnung zu gewährleisten.



Abbildung 11: Aufspreizen der Osteotomie
 Aufspreizen der Osteotomie, mithilfe des Arthrodesenspreizers, auf 9mm, unter gleichzeitiger Messung mit der digitalen Präzisionsschiebemeslehre an der medialen Guslinie des Sawbones.

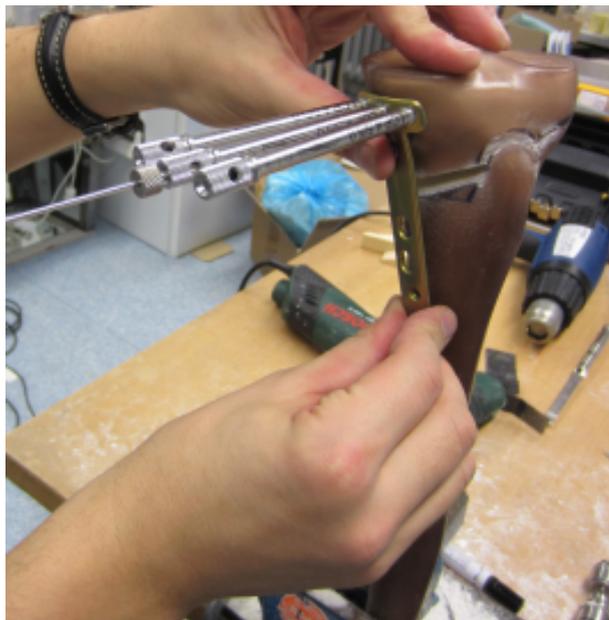


Abbildung 12: Ausrichtung der TomoFix MHT™ Platte
 Nach korrekter Fixation der Platte in Loch B erfolgten eine weitere Überprüfung der Lage und die korrekte Ausrichtung, bevor ein K-Draht zur temporären Fixation in Loch D eingebracht wurde.



Abbildung 13: Abschließende Messung
Abschließende Messung des Spaltes mit der medialen Gusslinie als
Ansatzpunkt

2.2.2. Einbettvorgang der Sawbones in die Aufnehmer

Um die Präparate in die Prüfmaschine einspannen zu können war eine einheitliche Einbettung erforderlich. Proximal war eine Einbettung in einen Eisenring und distal in einen Zylinder nötig. Damit alle Tibiaköpfe in der gleichen Ausrichtung zum Ring eingebracht werden konnten, wurde eine Abdruckform aus einem Holzkasten hergestellt. In den Holzkasten wurde die distale Tibia eines Sawbones eingebettet und dieser danach wieder entfernt. Dadurch entstand eine passgenaue Abdruckform, in welchen jedes Präparat in exakt der gleichen Ausrichtung eingebracht werden konnte. Der Kasten war seitlich an einem Stativ variabel fixiert. Am unteren Ende des Statives wurde eine Platte montiert auf der ein Gusseisentopf befestigt war (Abb. 14). Der Gusseisentopf entsprach vom Durchmesser und Tiefe dem Topf der sich am Aufnehmer der Prüfmaschine befand. Es wurden für jede Probe ein Eisenring mit demselben Durchmesser und derselben Bohrung (6,5mm) für drei Schrauben angefertigt. Der Topf hatte im gleichmäßigen Abstand an der Außenfläche drei Schrauben, welche sich nach innen drehen ließen. In den Topf wurde der Eisenring eingesteckt, in welche die Schrauben gedreht wurden. Damit war die exakt gleiche Ausrichtung aller Proben gewährleistet.

Im oberen Drittel des Statives ließ sich eine Platte befestigen, welche ein Loch enthielt. In diesem Loch konnte ein Zylinder fixiert werden.

Zu Beginn des Einbettvorganges wurde das Präparat in den Holzkastenabdruck, mit Hilfe von Paketklebeband, fixiert. Dieser wurde darauf auf den Kopf stehend an das Stativ angebracht, wodurch sich der proximale Anteil des Tibiakopfes in dem Gusseisentopf befand, in welchem schon ein Eisenring eingebracht war (Abb. 15).

Der Tibiakopfanteil wurde darauf mit einer Kunst-Harzmasse, bestehend aus Aluminiumoxid (48ml), Isocyanate (72ml) und Polyol (82,5ml) (Füller DT 082, Rencast FC52/53 Isocyanate, FC53 Polyol, Gössl&Pfaff GmbH, Karlskron/Braulach, Deutschland), im Eisenring eingebettet.

Nach 30-minütiger Aushärtung der Harzmasse wurde der Holzkasten entfernt und stattdessen die Platte mit dem Zylinderloch an das Stativ befestigt.

Der Eisenzylinder, der die distale Tibia umhüllte, wurde im Loch fixiert, so dass er 6mm unterhalb der Platte herausragte. Dies wurde mit Präzisionsschiebemeslehre überprüft.

Das obere Loch des Zylinders wurde mit Paketklebeband verschlossen. Das Stativ wurde um 180° Grad gedreht und zu besserer Stabilität mit zwei angefertigten Holzpfeilern unterstützt. Da der distale Tibiaanteil nicht in den Zylinder passte wurde der mediale Malleolus abgesägt.

Darauf wurde die distale Tibia mit der gleichen Harzmasse in den Zylinder eingebettet (Aluminiumoxid 128ml, Isocyanate 192ml, Polyol 220ml) (Abb. 16).

Zum Schluss wurden die Schrauben aus dem Gusseisentopf herausgedreht und die Platte mit Zylinder abgeschraubt, wodurch sich das Präparat aus den Haltevorrichtungen entfernen ließ (Abb. 17).

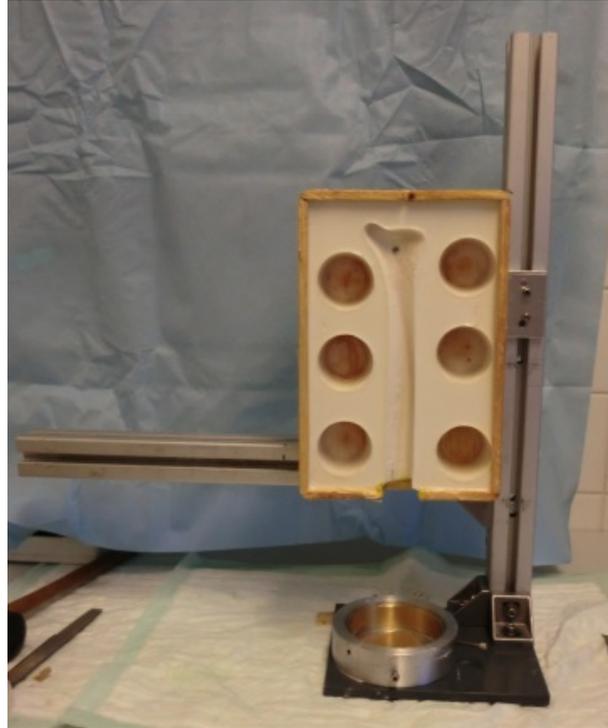


Abbildung 14: Proximale Einbettvorrichtung

Das Stativ an dem der Holzkasten, mit Abdruck der distalen Tibia, sowie die Platte mit Gusseisentopf befestigt wurden.

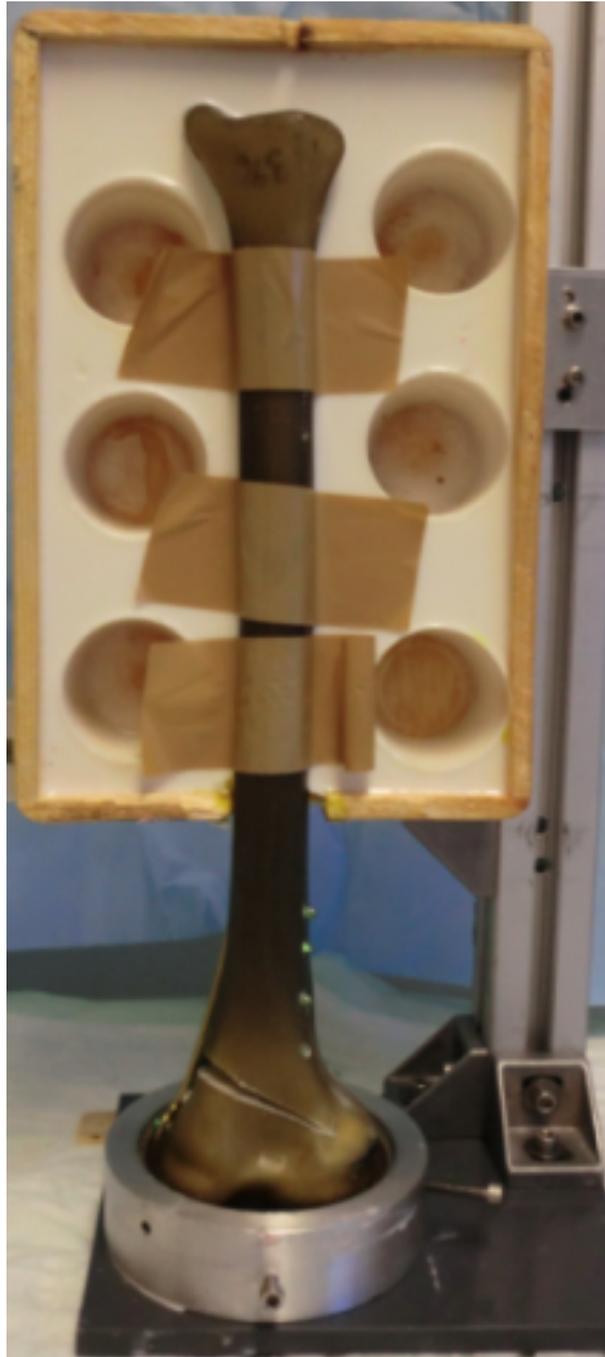


Abbildung 15: Proximale Einbettung
Fixierung des Präparates im Holzkastenabdruck , Ausrichtung des
Präparates und Sitz des proximalen Tibiakopfes im Gusseisentopf.



Abbildung 16: Distale Einbettung

Um 180° gedrehtes Stativ unterstützt durch Holzpfähler. Am Stativ ist die „Zylinderplatte“ mit Zylinder fixiert. Im Zylinder ist die distale Tibia eingebettet.



Abbildung 17: Eingebettetes Präparat

2.3. Versuchsaufbau

Der Aufnehmer an der Prüfmaschine hatte drei Bohrungen mit dem Durchmesser 6,5mm entsprechend dem Eisenring am Tibiakopf. Somit konnten alle Präparate in derselben Rotation in die Maschine über die definierten Bohrungen fixiert werden. Dieser Aufnehmer war zur Krafteinleitung in der Frontalebene verschiebbar. Der Aufnehmer wurde auf 62% lateralen Versatz von der Mitte nach lateral des Gelenks eingestellt, wie für den klinischen Vergleich empfohlen [65].

Der Kraftaufnehmer selbst war wiederum zur Messdose auf einem Kugelgelenk gelagert (Abb. 18).

Die Übertragung der Kraft auf das Tibiaplateau mittels eines Kugelgelenks, ermöglichte eine Bewegungsfreiheit in allen 6 Freiheitsgraden. Des Weiteren wurde durch die flache Einbettung des Tibiaplateaus die gleichmäßige Kraftverteilung auf das Präparat gewährleistet.

Am unteren Aufnehmer der Prüfmaschine befand sich ein Kardangelenke mit eingelassenem Zylinder. Der Zylinder hatte den exakten Innendurchmesser von den Zylindern der Proben. Das Kardangelenke ermöglichte Rotation in der sagittalen- und frontalen Ebene und verhinderte gleichzeitig eine axiale Rotation.

Die Präparate wurden in die Prüfmaschine MiniBionix 858 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, USA) eingespannt, welche auch den von ihr gefahrenen Weg, sowie die ausgeübte Kraft maß.

Der Osteotomiespalt wurde während des Versuches mit dem PONTOS 5M Messsystem (GOM – Optical Measuring Techniques, Braunschweig, Germany) gemessen (Abb. 19). Die MiniBionix 858 und die PONTOS 5M wurden über ein Triggersignalkabel verbunden. Dieses ermöglichte die Übermittlung eines Signals von der MiniBionix 858, bei Erreichung festgelegter Messgrößen, an die PONTOS 5M.

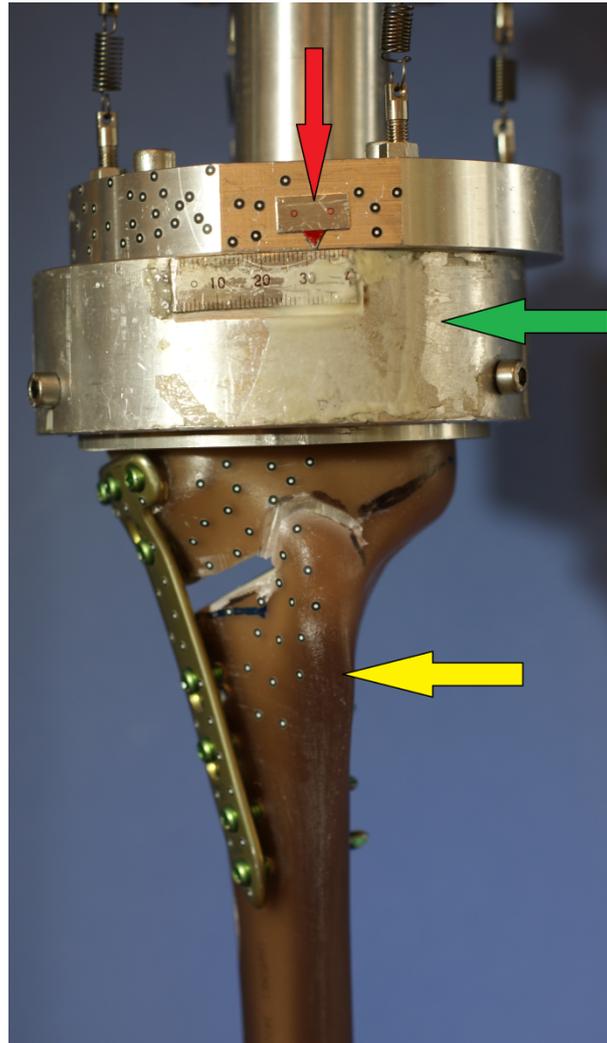


Abbildung 18: Oberer Aufnehmer, mit eingespanntem Präparat, der Prüfmaschine MiniBionix 858 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, USA), mit Kugelgelenk und 62% lateralen Versatzes des Aufnehmers, von der Gelenkmitte aus.

(grüner Pfeil: Oberer Aufnehmer; roter Pfeil: Landmarke für den Versatz um 62%; gelber Pfeil: Eingespanntes Präparat)

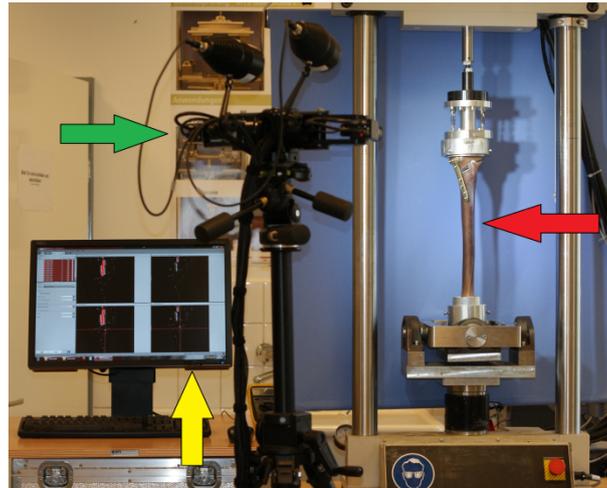


Abbildung 19: Versuchsaufbau

PONTOS 5 M (GOM – Optical Measuring Techniques, Braunschweig, Germany) Kameras mit Stativ und Bildschirm mit geöffneter Pontos-Software im Vordergrund. Im Hintergrund Versuchsaufbau mit eingespanntem Präparat in der Prüfmaschine MiniBionix 858 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, USA).

(roter Pfeil: Präparat eingespannt in die MiniBionix 858; grüner Pfeil: PONTOS 5 M Kameras auf Stativ; gelber Pfeil: geöffnete PONTOS Software)

2.3.1. Optisches Messsystem - PONTOS 5 M

PONTOS 5 M (GOM – Optical Measuring Techniques, Braunschweig, Germany; Abb. 20) ist ein optisches Messsystem. Es besteht aus zwei CCD-Kameras mit je einem Objektiv 35mm die eine Auflösung von 2448 x 2050 Pixeln ermöglichen.

Für die Bewegungserkennung wurden Markierungen auf dem Präparat benötigt. Die Markierungen bestanden aus weißen Punkten mit schwarzem Rand, die auf das Präparat geklebt wurden (Abb. 21).

Die Software der PONTOS 5M konnte diese Punkte erkennen und verarbeiten. Um eine Komponente, wie z.B. von der Osteotomie aus proximal gelegener Anteil der Tibia, in der Software zu bestimmen wurden mindestens 3 Messpunkte auf diesem definiertem Element benötigt, die während des gesamten Bewegungsablaufes im Sichtfeld der Kamera zu erkennen waren. Es

wurden 3 Elemente als Komponenten für die spätere Auswertung festgelegt. Der von der Osteotomie aus proximal gelegene Anteil der Tibia, der von der Osteotomie aus distal gelegene Anteil der Tibia und die TomoFix-Platte. Außerdem wurde der Einlasstopf der MTS beklebt, da dieser bei jeder Messung unverändert blieb und somit bei jeder Auswertung mit Hilfe dieser Punkte dasselbe Koordinatensystem erzeugen werden konnte. Eine Gruppe von Punkten kann in der Software als Element zusammengefasst werden und funktioniert dann wie ein Sensor mit 6 Freiheitsgraden(6-Degree of Freedom (DoF) Sensor). Durch die vielen Punkte konnten die 3 Komponenten problemlos in der Software wiedergegeben werden und die 6-DoF-Bewegung der Komponenten untereinander dargestellt werden [85].

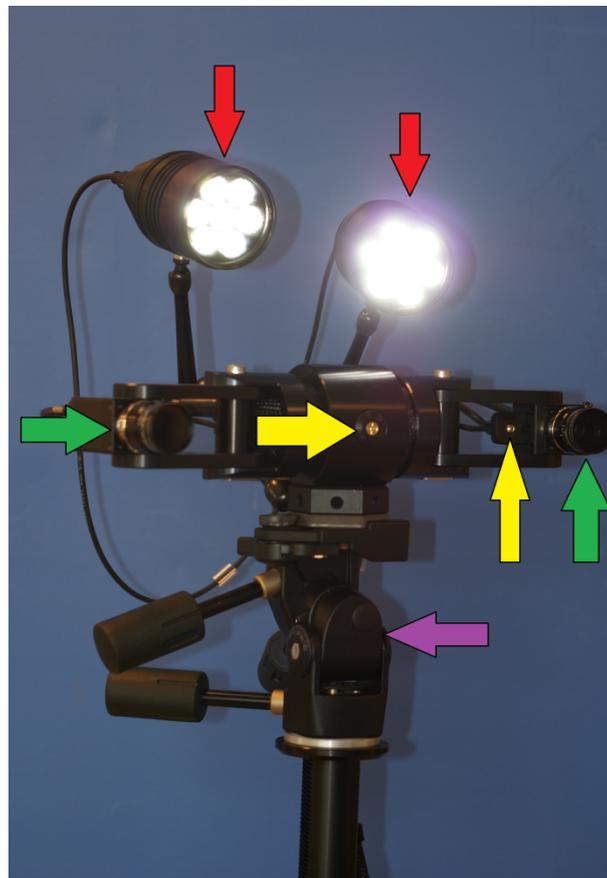


Abbildung 20: PONTOS 5 M

(rote Pfeile: Kaltlampen; grüne Pfeile: Kameras mit 35mm Objektiv;
gelbe Pfeile: Laserpointer; lila Pfeil: Stativ)

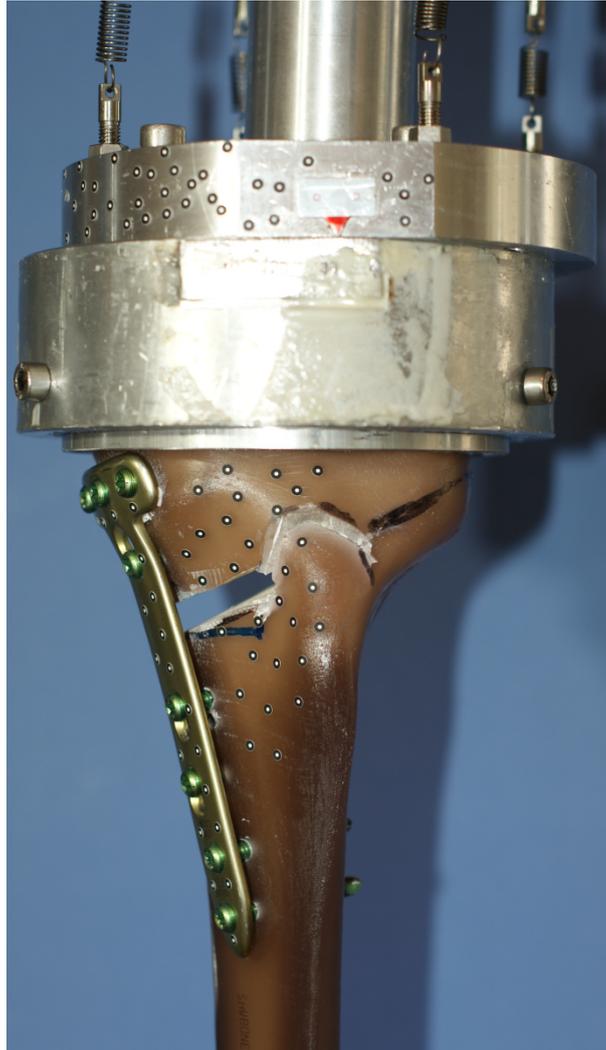


Abbildung 21: Präparat mit Markern

2.4. Versuchsablauf

Von den ursprünglich 22 Sawbones konnten 19 getestet werden (10 besetzt mit LS 5.0 und 9 besetzt mit DLS 5.0). Die Präparate 3045, 3055 und 3057 mussten verworfen werden, weil beim Einbetten die laterale Kortikalisbrücke brach. Bei den Präparaten 3045 und 3057 klebte der Eisenring am Gusseisentopf fest und beim Heraushebeln kam es zum Bruch der Kortikalisbrücke. Das Präparat 3055 fiel während des Drehvorganges um 180° auf den Boden, wodurch die laterale Kortikalisbrücke stark beschädigt wurde. Die verwendbaren Proben wurden mit 2 hintereinander geschalteten Protokollen getestet. Zur Erreichung einer Vorspannung wurde die MTS auf 50

Newton heruntergefahren. Dann wurde eine sinusförmige Belastung von 150-800 Newton für 60 Zyklen à 0,25 Herz verwendet.

Dies erfolgte, damit sich das gesamte System harmonisch in dem Aufbau setzen konnte.

Das zweite Protokoll (Tab. 3) stellte ein zyklisches Stufenprotokoll dar, welches bis zum Erreichen eines Abbruchkriteriums weiterarbeitete.

Als Abbruchkriterium wurden definiert: Eine Fahrtstrecke der MTS von 3mm und/oder das Erreichen des 90.000 Zyklus.

Die Anfangslast wurde mit 800 Newton bestimmt in Anlehnung an das Protokoll von Agneskirchner et al. , welche nach je 10.000 Zyklen à 2 Herz um 160 Newton gesteigert wurde [65].

Laststufe	Zyklus	Newton
1	0-9.999	50-800
2	10.000-19.999	50-960
3	20.000-29.999	50-1120
4	30.000-39.999	50-1280
5	40.000-49.999	50-1440
6	50.000-59.999	50-1600
7	60.000-69.999	50-1760
8	70.000-79.999	50-1920
9	80.000-89.999	50-2080

Tabelle 3: Laststufenprotokoll

Das Laststufenprotokoll der MTS wurde so erstellt, dass am Beginn des ersten Zyklus (diese Bilder stellten die Referenz dar) und nach je 1.000 Zyklen ein Triggersignal, von der MiniBionix 858, von fünf Volt an die PONTOS-Messmaschine übermittelt wurde. Das Protokoll der PONTOS wurde so erstellt,

dass mit einer Frequenz von 15 Herz Bilder aufgenommen wurden. Zudem lief während der gesamten Messung ein Ringspeicher, welcher die letzten 100 aufgenommen Bilder kontinuierlich im Arbeitsspeicher zwischenspeicherte. Das von der MTS übermittelte Signal löste bei der PONTOS die Speicherung von 100 Bildern vor (jene aus dem Ringspeicher) und 100 Bildern nach dem Signal aus. Bei einer Verschiebung der Druckmaschine um 2,5mm wurde ebenfalls die Auslösung eines Triggersignales eingestellt, welches ebenfalls die Speicherung von 200 Bildern auslöste.

2.5 PONTOS Auswertung

Nach der automatischen Erkennung und Verarbeitung der Punkte, durch die PONTOS-Software, wurde das Koordinatensystem aus den Punkten des Einlasstopfes erstellt (Abb. 22). Danach wurden die 3 Komponenten (Der von der Osteotomie aus proximal gelegene Anteil der Tibia, der von der Osteotomie aus distal gelegene Anteil der Tibia und die TomoFix MHT™ Platte) in der Software festgelegt, welche zur Erstellung der 6-DoF-Sensoren obligat sind. Es war somit möglich bei allen Proben dasselbe Koordinatensystem zu positionieren. Dies gelang durch Erkennung der Form des Einlasstopfes als 3D Figur und anschließendes Kopieren aus dem als erstes definierten Koordinatensystems. Es wurden nun 3 Punkte im proximalen virtuellen Körper und im distalen virtuellen Körper bestimmt. Einer medial einer intermediär und einer lateral. Diese wurden nun in den distalen Körper entlang der Y-Achse verschoben. Somit konnten diese auf alle anderen Proben transformiert werden (Abb. 23). Damit konnte die Beweglichkeit an den unterschiedlichen Arealen im Sawbone bestimmt werden (Abb. 24).

Da sich die MTS Prüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von 2 Herz bewegte, während das optische Messsystem PONTOS mit einer Geschwindigkeit von 15 Herz Bilder aufnahm, spiegelte nicht jede Aufnahme die Maximale Auslenkung wieder. Deswegen wurden die generierten Daten der drei 6-DoF-Sensoren von der PONTOS Software in Excel Tabellen überführt und dort die Maxima herausgefiltert.

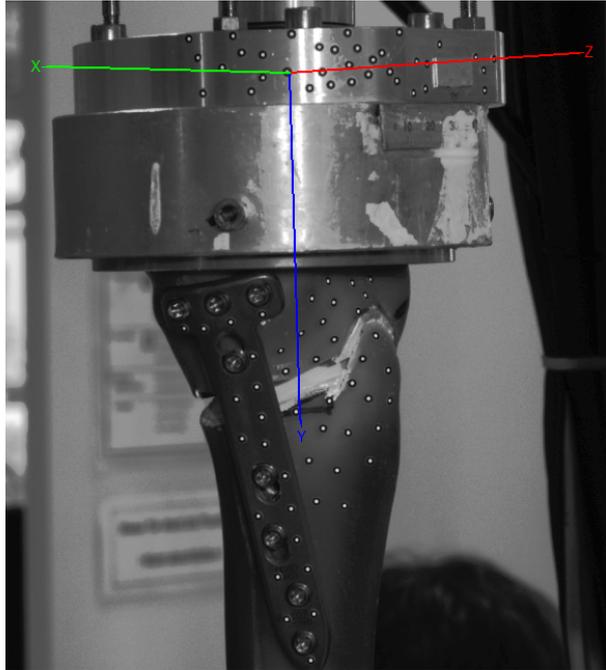


Abbildung 22: Koordinatensystem

Bild aus der Pontossoftware-Auswertung, mit bereits erstelltem Koordinatensystem.

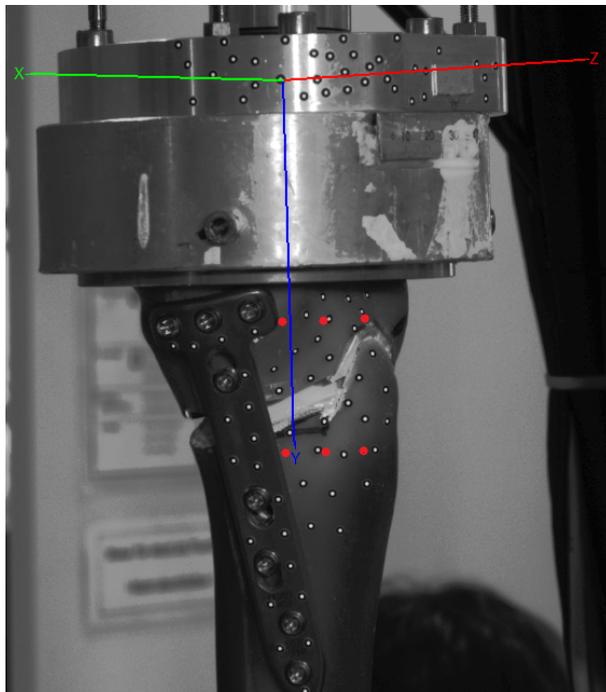


Abbildung 23: Lage der Orientierungspunkte

Die Lage der Orientierungspunkte, an welchen die der 6-DoF-Sensoren erstellt wurden. Hier als rote Punkte zu sehen.

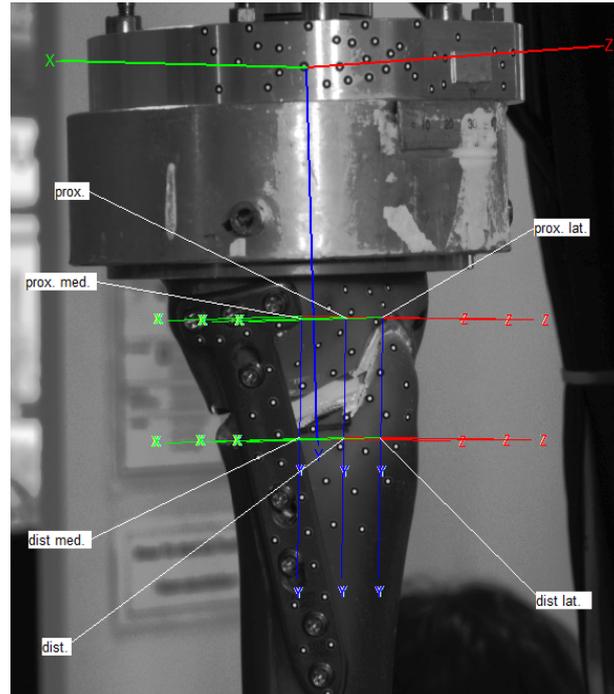


Abbildung 24: 6-DoF-Sensoren

Die sechs, durch weiße Pfeile (mit Erklärungskasten) gekennzeichnete, 6-DoF-Sensoren. Jeweils drei proximal der Osteotomie und drei distal der Osteotomie.

2.6. Statistische Auswertung der gewonnenen Pontosdaten

Die aufbereiteten Daten wurden zur statistischen Auswertung in SPSS Version 22 überführt.

2.6.1. Durchführung der statistischen Auswertung

Im Vorfeld wurde eine Poweranalyse durchgeführt. Bei einer geforderten Power von 80%, einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,5$ und einer erwarteten Standardabweichung von 0,2 sowie einer zu erkennenden Differenz von 0,2mm wurde eine Gruppengröße von 10 Präparaten berechnet.

Die gewonnen Daten wurden mit statistischen Größen ausgewertet und mit der Hilfe von dem Kruskal-Wallis-Test und dem Mann-Whitney-U-Test auf Unterschiede getestet.

Als statistische Größen dienen das arithmetische Mittel, der Standardfehler des Mittelwertes, die Maxima und Minima, der Median, die Standardabweichung, sowie die 25%-, 50%- und 75%-Perzentile.

2.6.1.1. Arithmetisches Mittel

Der arithmetische Mittelwert ist definiert als Summe der Daten geteilt durch die Anzahl der Daten.

2.6.1.2. Standardfehler des Mittelwertes

Die Standardabweichung einer Stichprobe muss oft abgeschätzt werden, weil die Standardabweichung meist nicht bekannt ist.

Die Schätzung weicht von der wahren Standardabweichung so ab wie der Mittelwert vom Erwartungswert.

Der Standardfehler des Mittelwertes errechnet sich aus der Standardabweichung, welche durch die Wurzel aus der Anzahl der Messwerte dividiert wird.

2.6.1.3. Standardabweichung

Die Standardabweichung beschreibt die Streuung der Werte einer Zufallsvariablen um ihren Erwartungswert. Da es sich um ein Maß für die Streuung um den Mittelwert handelt wird die Standardabweichung auch als mittlerer Fehler des Mittelwertes bezeichnet.

Sie wird aus der Wurzel der Varianz berechnet. Umso näher die Werte einer Stichprobe beieinander liegen, desto kleiner ist die Standardabweichung.

2.6.1.4. Median

Der Median ist ein Mittelwert für Verteilungen in der Statistik. Wenn man eine Anzahl von Werten nach ihrer Größe sortiert ist der Median der Wert, welcher in der Mitte steht.

Der Median teilt eine Stichprobe in zwei gleich große Hälften auf. Auf der einen Seite Werte die größer als der Median und auf der anderen Seite Werte die kleiner sind als der Median.

2.6.1.5. Perzentile

Die Perzentilen sind ein statistisches Mittel um die Stichprobe in Abschnitte einzuteilen. 75%-Perzentile bedeutet zum Beispiel, dass mindestens 75% der Werte unterhalb des angezeigten Wertes liegen und höchstens 25% darüber.

2.6.1.6. Mann-Whitney-U-Test

Der Mann-Whitney-U-Test ist ein nichtparametrischer Test für unabhängige Stichproben mit dem sich überprüfen lässt, ob die Verteilung von zwei Stichproben signifikant unterschiedlich ist.

Mann-Whitney-U-Teststatistik:

$$U = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n S(X_i, Y_j)$$

$S(X, Y) = 1$ bei $Y < X$; $S(X, Y) = 0$ bei $Y > X$

Es werden zwei Hypothesen aufgestellt, die Nullhypothese und die Alternativhypothese. Die Nullhypothese (H_0) sagt aus, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Stichproben besteht und die Alternativhypothese (H_1) sagt, dass ein signifikanter Unterschied besteht. Das Signifikanzniveau „ α “ liegt bei 5%. Der exakt kritische Wert des Mann-Whitney-U-Testes liegt bei kleinen Stichproben tabellarisch vor und muss bei größeren approximativ, wenn $m > 3$, $n > 3$ und $m + n > 19$ vorliegt, mit der Formel

$$U \approx N \left(\frac{mn}{2}; \frac{nm(n+m+1)}{12} \right)$$

berechnet werden. Die kritischen Werte können dann aus den kritischen Werten der approximativen Normalverteilung abgeleitet werden.

Zu Beginn des Testes wird eine Rangreihe nach Größe gebildet. Bei der Auswertung der DLS 5.0 vs. LS 5.0 siehe dies Beispielhaft für Laststufe 1 Mediale Werte aus:

Laststufe 1 Mediale Werte

Rang	1	2	3	4	5	Usw.
Bewegung in mm	0,042	0,043	0,046	0,047	0,048	Usw.
Schraubenart	LS	LS	DLS	LS	DLS	Usw.

Tabelle 4: Beispieltabelle für die Rangreihe des Mann-Whitney-U-Test

Darauf werden aus den Zahlenreihen zwei Prüfgrößen U_1 und U_2 gebildet.

$$U_1 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_1 \cdot (n_1 + 1)}{2} - R_1$$

$$U_2 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_2 \cdot (n_2 + 1)}{2} - R_2$$

n_1 und n_2 stehen jeweils für die Anzahl der Zahlenwerte von DLS 5.0 und LS 5.0. R_1 und R_2 sind die Rangzahl von DLS 5.0 und LS 5.0. Diese werden getrennt gebildet, durch das aufsummieren der jeweiligen Rangzahlen der verschiedenen Schrauben(hier z.B. LS 5.0: 1+2+4+...). Für das weitere Vorgehen wird der kleinere Wert von U_1 und U_2 benötigt ($\min(U)$).

Die Nullhypothese kann abgelehnt werden wenn:

Bei kleinen Stichproben: $\min(U) < U_{\text{krit}}$

Bei großen Stichproben:

$$Z = \frac{U - \frac{n_1 n_2}{2}}{\sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 + 1)}{12}}} \approx N(0; 1)$$

2.6.1.7. Kruskal-Wallis-Test

Der Kruskal-Wallis-Test ähnelt dem Mann-Whitney-U-Test, mit dem Unterschied, dass er signifikante Unterschiede von mehr als zwei Stichproben überprüfen kann.

Wie auch beim Mann-Whitney-U-Test gibt es eine Nullhypothese und eine Alternativhypothese.

Bei dem Kruskal-Wallis-Test wird die Prüfgröße H berechnet.

Zuerst wird der Rang R_i für jede der n Werte in der Gesamtheit der Stichproben errechnet. Daraus lassen sich die Rangsummen S_h für die jeweiligen Proben bilden.

Mit Hilfe der Rangsummen kann nun die Teststatistik berechnet werden:

$$H = \frac{12}{n(n+1)} \sum_h \frac{S_h^2}{n_h} - 3(n+1)$$

Unter der Nullhypothese folgt die Teststatistik einer Chi-Quadrat-Verteilung. Die Prüfgröße H wird mit der theoretischen Größe aus der Chi-Quadrat-Verteilung für einen gewählten Fehler 1. Art verglichen. Um entsprechenden Wert aus der Chi-Quadrat-Tabelle zu finden muss der Freiheitsgrad (Df) bestimmt werden.

Df=k-1 ; k= Anzahl der Stichproben

Wenn die Prüfgröße H größer ist als der H-Wert aus der Chi-Quadrat-Tabelle, wird H_0 verworfen.

2.6.1.8. Box-Whisker-Plot

Das Box-Whisker-Plot ist ein „Fünf-Punkte-Zusammenfassung-Diagramm“. Es stellt den Median, das Maximum, das Minimum und die 75%- sowie 25%-Perzentile dar.

Das Box-Whisker-Plot gibt eine schnelle Übersicht in welchem Bereich sich Daten befinden und wie sie in diesem verteilt sind.

Es besteht aus einer Box, welche oberhalb von der 75%-Perzentile und unterhalb von der 25%-Perzentile begrenzt wird. Dadurch enthält die Box 50% aller Werte.

Die Mitte der Box bildet ein Strich, welcher den Median widerspiegelt. Sollte dies nicht der Fall sein, liegt eine schiefe Verteilung vor.

Die Box wird nach oben und unten durch jeweils eine „Whisker“ verlängert, die durch einen waagerechten Strich beendet wird. Diese „Whisker“ beinhalten die Werte die außerhalb der Box liegen und gehen bis zum Maximum/Minimum.

Ungewöhnlich lange „Whisker“ können auf Ausreißer in den Werten hindeuten.

Zu große Ausreißer wurden markiert ($^{\circ}$ = „milder Ausreißer“; * = „extremer Ausreißer“) und gingen nicht in die Erstellung der Box-Whisker-Plots ein.

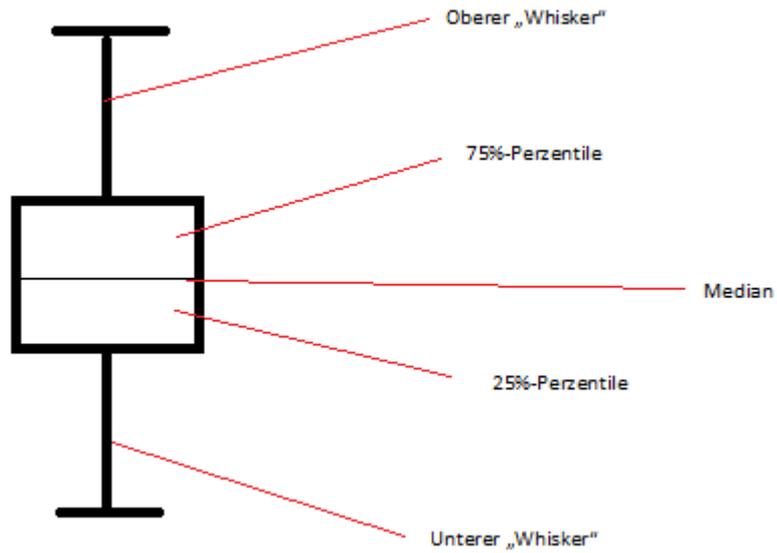


Abbildung 25: Box-Whisker-Plot

3. Ergebnisse

3.1. Stabilität

3.1.1. Bruch der lateralen Kortikalisbrücke

Die laterale Kortikalisbrücke der DLS 5.0 Präparate brach im Mittel bei 29.489 Zyklen (Laststufe 3), die Kortikalisbrücke der LS 5.0 Präparate bei 49.850 Zyklen (Laststufe 5).

Die Kortikalisbrücke, der mit DLS 5.0 besetzten Sawbones brach im Mittel 20.361 Zyklen früher, als die der mit LS 5.0 besetzten Sawbones.

Bei der DLS 5.0 erreichten, vor dem Bruch der lateralen Kortikalisbrücke, alle neun Präparate die dritte Laststufe, vier die Vierte und zwei die Fünfte.

Die zehn LS 5.0 Präparate erreichten, vor dem Bruch der lateralen Kortikalisbrücke, alle die dritte Laststufe. Neun erreichten die vierte Laststufe, acht die Fünfte, sechs die Sechste und drei die Siebte.

Präparat 3030 sticht bei den LS 5.0 Präparaten als früher Ausreißer heraus (Tabelle 5).

DLS 5.0		LS 5.0	
Sawbonenr.	Laststufe / Zyklus	Sawbonenr.	Laststufe / Zyklus
3032	3 / 20.000	3030	3 / 21.500
3047	3 / 22.500	3038	4 / 34.000
3053	3 / 24.000	3036	5 / 42.000
3052	3 / 26.000	3041	5 / 44.000
3046	3 / 29.900	3037	6 / 52.500
3049	4 / 30.500	3039	6 / 55.500
3051	4 / 30.500	3031	6 / 56.500
3042	5 / 41.000	3044	7 / 63.000
3050	5 / 41.000	3033	7 / 64.000
-	-	3040	7 / 65.500

Tabelle 5: Laststufe/Zyklus bei Bruch der lateralen Kortikalisbrücke

3.1.2. Erreichung des Endsignales

Die mit DLS 5.0 besetzten Sawbones erreichten den Endsignalweg der MTS Bionix 858 von 2,5mm im Mittel 20.025 Zyklen früher, als die der mit LS 5.0 besetzten Sawbones.

Die DLS 5.0 Präparate erreichten die 2,5mm Strecke im Mittel bei Zyklus 44.509 (Laststufe 5) und die LS 5.0 Präparate bei 64.534 (Laststufe 7).

Ein DLS 5.0 Präparat erreichte das Endsignal in der dritten Laststufe, drei in der Vierten, vier in der Sechsten und eins in der Siebten.

Von den zehn LS 5.0 Präparaten erreichte eines das Endsignal in der dritten Laststufe, eines in der Fünften, zwei in der Sechsten, zwei in der Siebten, eines sowohl in der Achten als auch in der Neunten und zwei Präparate erreichten das Maximum von 90.000 Zyklen bevor die MTS einen Weg von 2,5mm messen konnte (Tabelle 6).

Durch den Bruch der lateralen Kortikalis ergaben sich zwei biomechanische Modelle im Hinblick auf die interfragmentäre Beweglichkeit, die getrennt betrachtet werden mussten. Somit erfolgte die weitere Auswertung bis zum Bruch der lateralen und in einer weiteren Auswertung nach Bruch der lateralen Kortikalis.

DLS 5.0		LS 5.0	
Sawbonenr.	Laststufe / Zyklus	Sawbonenr.	Laststufe / Zyklus
3032	3 / 20.139	3030	3 / 21.500
3046	4 / 30.544	3038	5 / 47.394
3047	4 / 35.266	3039	6 / 56.583
3049	4 / 35.285	3031	6 / 58.084
3051	6 / 50.660	3037	7 / 62.698
3050	6 / 52.709	3033	7 / 64.272
3053	6 / 57.280	3041	8 / 70.000
3042	6 / 58.700	3036	9 / 84.812
3052	7 / 60.000	3040	*
-	-	3044	*

Tabelle 6: Laststufe/Zyklus bei Erreichen des Endsignales

* = 2,5mm nicht erreicht (Geht als maximale Zyklusanzahl von 90.000 in die Statistik ein)

3.2. Interfragmentäre Bewegung

3.2.1. Interfragmentäre Bewegung vor Bruch der lateralen Kortikalisbrücke

Die interfragmentäre Bewegung nahm, sowohl bei den DLS 5.0 Präparaten als auch bei den LS 5.0 Präparaten, unter Steigerung der Belastung in allen drei Messbereichen zu. Des Weiteren vergrößerte sich das Bewegungsausmaß in den einzelnen Laststufen mit dem Abstand von der TomoFix MHT™ (Abb. 26). Außerdem spiegelten die einzelnen Messwerte der mit DLS 5.0 besetzten Sawbones eine größere Bewegung als die entsprechenden Messwerte der mit LS 5.0 besetzten Sawbones wieder (Tabelle 27). Diese Unterschiede bewegten sich in einem Rahmen von 0,13mm bis 0,35mm (Tabelle 6).

Laststufe	Mediale Bewegung (mm)		Intermediate Bewegung (mm)		Laterale Bewegung (mm)	
	LS	DLS	LS	DLS	LS	DLS
1 (50-800 N)	0,13±0,04	0,31±0,07	0,15±0,04	0,31±0,07	0,19±0,05	0,32±0,07
2 (50-960 N)	0,17±0,05	0,44±0,16	0,21±0,06	0,45±0,17	0,24±0,07	0,48±0,19
3 (50-1120 N)	0,28±0,2	0,59±0,23	0,33±0,22	0,63±0,27	0,38±0,25	0,69±0,31
4 (50-1280 N)	0,42±0,38	0,66±0,2	0,48±0,41	0,71±0,24	0,58±0,48	0,79±0,29
5 (50-1440 N)	0,39±0,33	0,74±0,13	0,46±0,36	0,79±0,18	0,56±0,43	0,89±0,24
6 (50-1600 N)	0,54±0,38		0,65±0,44		0,75±0,51	
7 (50-1760 N)	0,73±0,41		0,86±0,48		0,96±0,55	

Tabelle 7: Interfragmentäre Bewegung der Präparate vor Bruch

Die Unterschiede zwischen DLS und LS sind signifikant ($p < 0.001$).

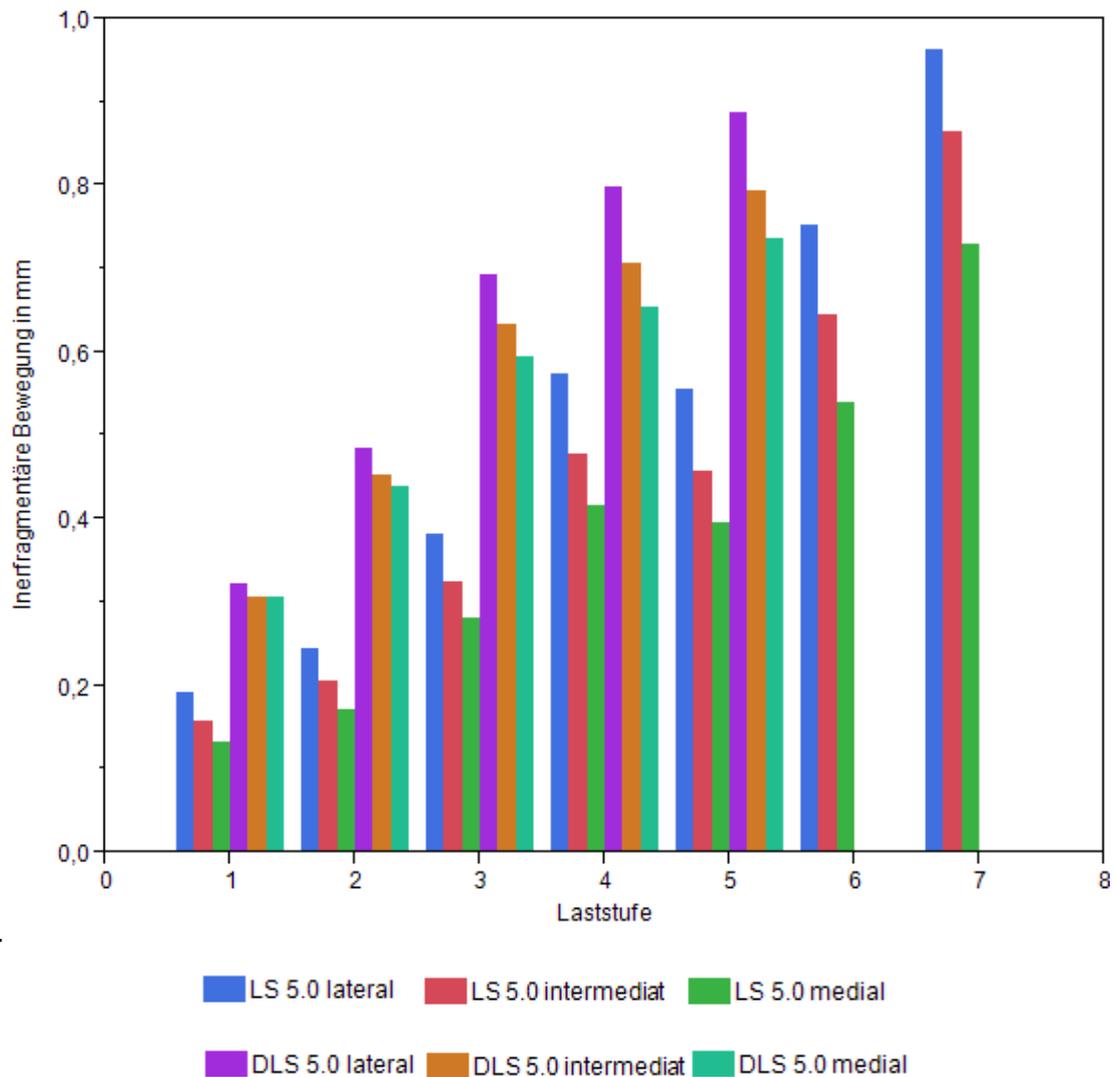


Abbildung 26: Die Mittelwerte der interfragmentären Bewegung von DLS 5.0 und LS 5.0, pro Laststufe, vor Bruch der lateralen Kortikalisbrücke zeigen, dass die interfragmentäre Bewegung abhängig vom Abstand der TomoFix MHT™ ist. Umso weiter von der Platte entfernt, desto mehr Bewegung lässt sich messen. Außerdem vergrößern sich die Bewegungsunterschiede der einzelnen Messbereiche bei Zunahme der Belastung (Laststufe).

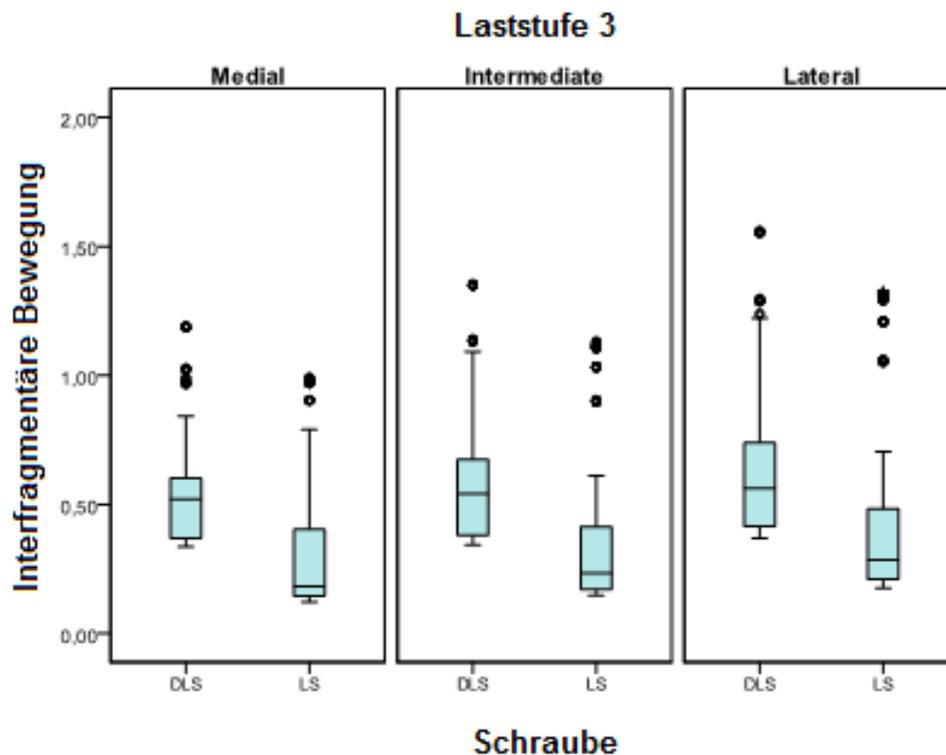


Abbildung 27: Das Box-Plot-Diagramm für Laststufe 3 zeigt (stellvertretend für alle Laststufen), dass durch den Einsatz der DLS 5.0 eine Vergrößerung der interfragmentären Bewegung sowohl plattennah, als auch intermediär und plattenfern erreicht werden konnte.

3.2.2. Interfragmentäre Bewegung nach Bruch der lateralen Kortikalisbrücke

Nach Bruch der lateralen Kortikalisbrücke kam es zur Zunahme der interfragmentären Bewegung im Vergleich zu vor dem Bruch, welche sich bei Vergrößerung der Belastung weiter erhöhte (Abb. 28). Das unterschiedliche Bewegungsausmaß stellte sich wie vor dem Bruch da, es nimmt von plattennah nach plattenfern zu (Tabelle 8).

Die interfragmentäre Bewegung der DLS 5.0 Präparate war in den Messbereichen zwischen 0,17mm - 0,7mm größer, mit Ausnahme bei Laststufe 3 (Präparat 3030), als die der LS 5.0 Präparate (Abb. 29).

Laststufe	Mediale Bewegung (mm)		Intermediate Bewegung (mm)		Laterale Bewegung (mm)	
	LS	DLS	LS	DLS	LS	DLS
3 (50-1120 N)	2,53	1,54±0,28	2,9±0,02	1,75±0,32	3,45	2,04±0,38
4 (50-1280 N)	1,26±0,13	1,71±0,21	1,39±0,14	1,99±0,24	1,58±0,15	2,31±0,28
5 (50-1440 N)	1,77±0,22	1,72±0,16	1,96±0,22	2,03±0,15	2,22±0,28	2,39±0,19
6 (50-1600 N)	1,67±0,36	1,84±0,19	1,87±0,42	2,23±0,19	2,16±0,49	2,66±0,27
7 (50-1760 N)	1,88±0,19	2,27	2,15±0,23	2,68	2,47±0,27	3,17
8 (50-1920 N)	1,96±0,15		2,2±0,14		2,54±0,14	
9 (50-2080 N)	2,05±0,12		2,33±0,09		2,69±0,85	

Tabelle 8: Interfragmentäre Bewegung der Präparate nach Bruch

Die Unterschiede zwischen DLS und LS sind signifikant ($p < 0.001$), Ausnahme mediale Bewegung in der Laststufe 5 (rot, n.s).

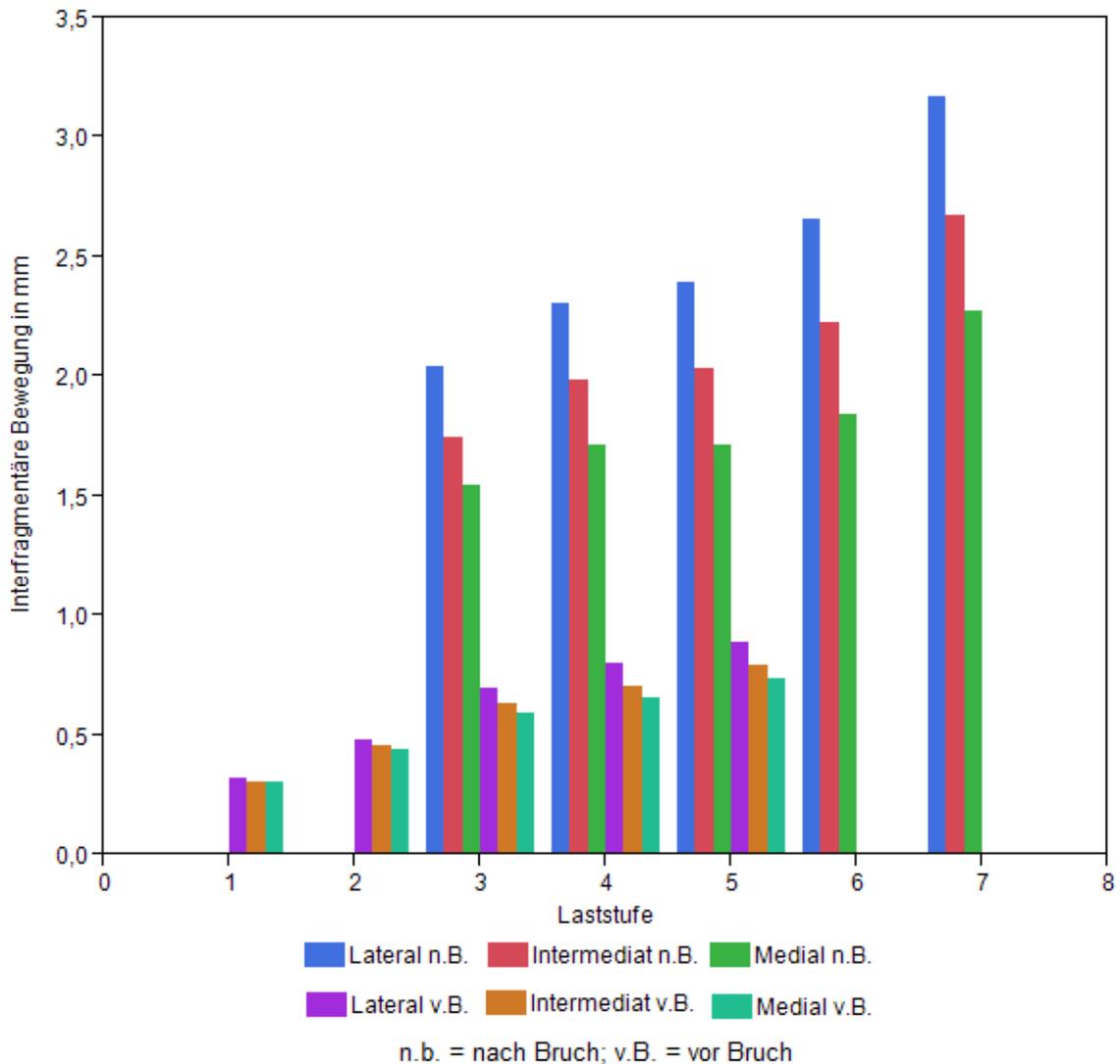


Abbildung 28: Das Diagramm stellt die Mittelwerte der interfragmentären Bewegung der DLS 5.0 Präparate vor und nach Bruch der lateralen Kortikalisbrücke dar. Nach Bruch vergrößert sich die Bewegung um mehr als das doppelte in allen Messbereichen. Die interfragmentäre Bewegung nach Bruch ist vor allem lateral, welche räumlich dem Bruch am nächsten ist, extrem und erreicht in Laststufe 7 Werte von über 3mm.

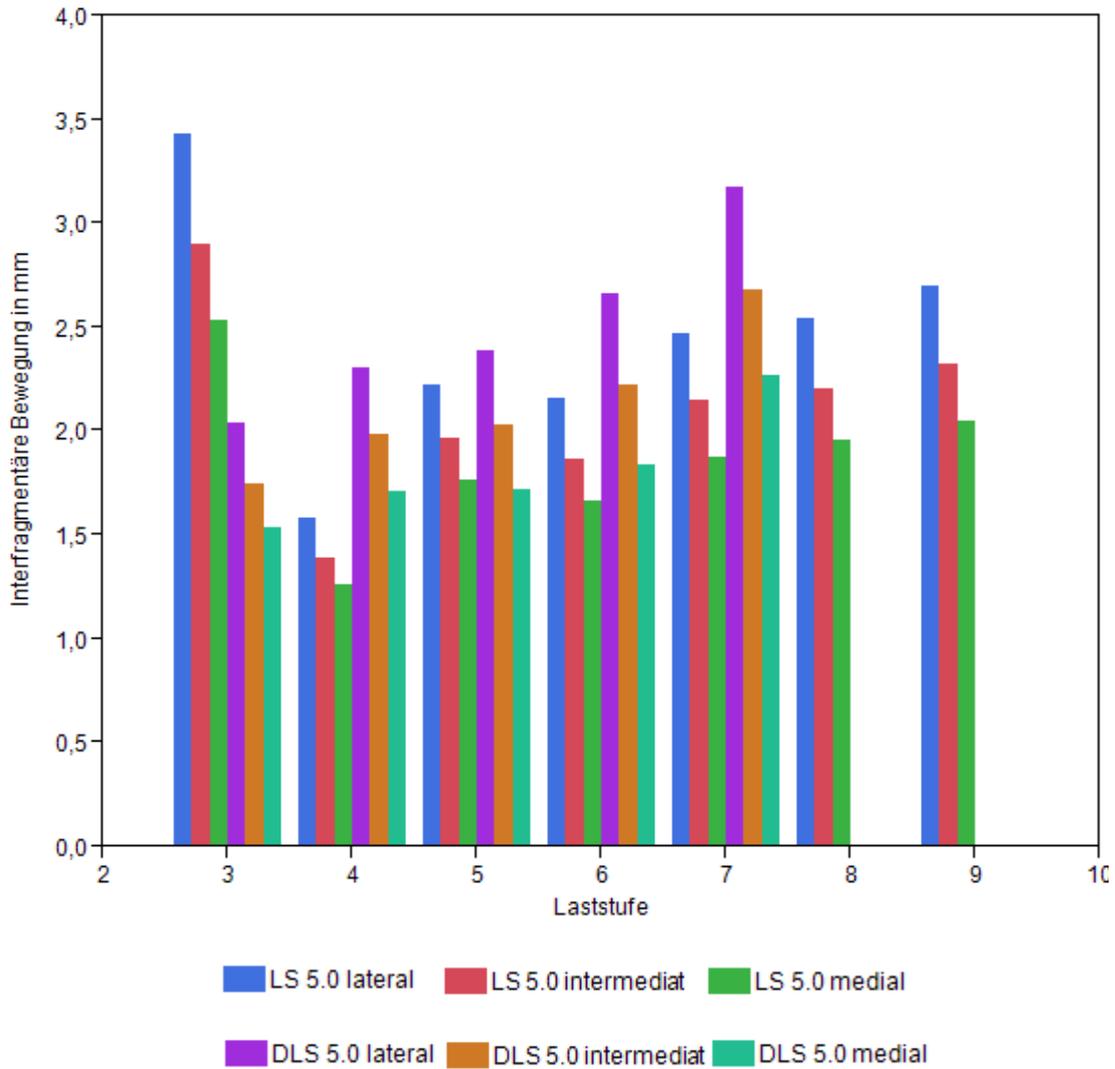


Abbildung 29: Die interfragmentäre Bewegung nach Bruch der lateralen Kortikalisbrücke bewegt sich bei den Proben im Wertebereich von 1,25mm bis 3,45mm und liegt über dem Wertebereich für eine optimale Knochenheilung (0,2mm – 1mm).

4. Diskussion

Die vorgestellten Studienergebnisse zeigen, dass bei der open wedge HTO unter Einsatz der TomoFix™ MHT Platte in Kombination mit der Dynamic Locking Screw 5.0 eine plattennahe Erhöhung der interfragmentären Beweglichkeit im Vergleich zur Locking Screw 5.0 erreicht werden kann. Die Gesamtstabilität nimmt ab und die laterale Kortikalis bricht früher.

Für die Versuche wurden Sawbones der vierten Generation gewählt um die gleichen biomechanischen Eigenschaften wie humane Knochen zu gewährleisten [86-88]. Im Gegensatz zu Sawbones haben humane Knochenpräparaten den Nachteil, dass der interindividuelle Unterschied, sowie mögliche veränderte biomechanische Eigenschaften durch osteodegenerative und osteodestruktive Prozesse die Ergebnisse wesentlich beeinflussen und als nicht vorhersehbare Bias in die Auswertung eingehen. Durch die Homogenität der Sawbones war es möglich bei einer geforderten Power von 80% die Fallzahl auf 10 Präparaten pro Schraubenart zu begrenzen. Dies konnte durch die Sawbones, welche alle aus einem Guss gefertigt wurden, gewährleistet werden. Die Sawbones wiesen jedoch Nachteile in der Verformbarkeit auf. Bei den Vorversuchen zeigten sich Risse und/oder Frakturen der lateralen Kortikalisbrücke bei bereits geringer Aufdehnung der Osteotomie. Die bisher publizierten Arbeiten mit Tibia Sawbones und open wedge HTO berichteten über keine Probleme bei der Herstellung [65]. Jedoch lässt die Arbeit von Dorsey et al. [89] darauf schließen, dass die Arbeitsgruppe ähnliche Probleme hatten. Sie führten keine „wahre“ open wedge HTO durch, sondern entfernten einen Keil um die Aufdehnung zu umgehen. Dieses Problem ließ sich durch die Erhitzung der lateralen Brücke lösen. Dadurch wurde eine kurzzeitige Verformbarkeit erreicht. Die exakte Zeitspanne und Temperatur für diesen Vorgang wurden vorab getestet. Sicherlich muss eingeräumt werden, dass mit diesem Verfahren möglicherweise ein Einfluss auf das Bruchverhalten im Versuch genommen wurde. Es zeigten sich aber keine Nachteile in den

Vorversuchen. Daten über den Einfluss von Erhitzung bei Sawbones auf die biomechanischen Eigenschaften sind nicht verfügbar.

Während der Präparation kam es zu minimalen Unterschieden in den Osteotomien, trotz standardisierter Vorgehensweise und gleicher Operateure. Dies lag zum einem daran, dass die exakt gleiche Bohrung der K-Drähte bei jedem Präparat manuell nicht möglich war. Dadurch entstanden kleine interindividuelle Unterschiede in dem Sägewinkel der Osteotomie. Zum anderen variierte die geplante Breite der lateralen Kortikalisbrücke minimal, aufgrund der ebenfalls manuellen Durchführung des Sägevorganges. Des Weiteren musste wegen Überhitzung des Sägeblattes der Sägevorgang mehrmals unterbrochen und neu angesetzt werden. Der zu Beginn angesetzte Sägewinkel konnte beim Weitersägen nicht zu hundert Prozent reproduziert werden. Außerdem entstanden bei einigen Präparaten, trotz Erhitzung und vorsichtiger Aufdehnung der Osteotomie Mikrorisse an der Kortikalisbrücke.

Dies dürfte eine Erklärung für die Brüche bei dem Einbettvorgang sein. Möglicherweise könnten solche Mikrorisse auch der Grund für das frühe Versagen eines Präparats aus der Gruppe LS in der Laststufe 3 gewesen sein. Die retrospektive Beurteilung der Fotodokumentation ließ allerdings keine solche Risse als Erklärung erkennen. Somit wurde diese Probe auch nicht aus der Auswertung ausgeschlossen.

Als Grundlage für den Versuchsablauf dienten mehrere bekannte Arbeiten. Die Arbeitsgruppe Bergmann et.al. [90] fand in ihren Versuchen heraus, dass die größten Belastungen auf das Kniegelenk beim Treppensteigen (346% des Körpergewichts beim Absteigen bzw. 316% des KG beim Aufsteigen), gefolgt vom Laufen (261% des KG) entstehen. Diesen harmonisch stattfindenden Belastungen ist das Kniegelenk etwas 1,1 Millionen Mal im Jahr ausgesetzt [91]. Wenn man dies auf die 6 Wochen Teilbelastung mit 15 kg nach open wedge HTO umrechnet wären dies 126.575 Zyklen. In diesem Zeitraum muss die Osteotomie durch den Heilungsprozess schon soviel Stabilität dazu gewonnen haben um die danach stattfindende Vollbelastung auszuhalten. Diese hätte Beispielhaft bei einer 75kg schweren Person Maxima von bis zu

259,5kg zur Folge. Die Abschätzung einer Realitätsnahen Simulation gestaltete sich daher äußerst schwierig. Im Gegensatz zur zyklischen Belastung im Laborversuch nimmt die Stabilität in vivo über die Dauer zu und nicht ab. Darüberhinaus bietet das Tibiofibulargelenk Stabilität für die laterale Kortikalis. Der Versagensfall mit Bruch der lateralen Kortikalis simuliert daher immer den schlechtesten Fall eine sogenannten Fraktur Typ II nach Takeuchi [92]. Somit ist die Stufenweise Laststeigerung wie von Agneskirchner et al. [65] vorgestellt als sinnvollste Annäherung zu akzeptieren und wurde daher auch daran angelehnt.

Dies hatte den Vorteil, dass sowohl der Einfluss der absolut wirkenden Belastung, als auch die Auswirkung einer längeren harmonischen Belastung auf das Präparat geprüft werden konnte. Diese Prüfmethode gibt jedoch keine Auskunft darüber wie groß die einmalig wirkende Kraft für das Versagen des Systems sein müsste. Eine Aussage über F_{Max} ist daher nicht möglich.

Für die Versuche wurde die MiniBionix 858 (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, USA) als Prüfmaschine gewählt. Im Gegensatz zu statischen Prüfmaschinen ist sie durch die Öl-Hydraulik in der Lage eine harmonische Belastung auch bei einer Frequenz von 2 Hz im Versuchsaufbau zu erzeugen.

Die PONTOS 5 M (GOM – Optical Measuring Techniques, Braunschweig, Germany) wurde als Messmaschine verwendet. Im Gegensatz zu den häufig eingesetzten Ultraschallmesssystemen für die Abstandsbestimmung oder auch induktiven linearen Verschiebungswandler hat dieses System eine höhere Präzision mit einer Auflösung von 0,005 mm. Ferner kann sie hochfrequent minimale Bewegungen bis 29 Hz aufnehmen. Des Weiteren ermöglicht die Software eine Auswertung im 3-dimensionalen Raum, was die genaue Bestimmung der Bewegung im Osteotomiespalt als resultierender Vektor ermöglichte [85]. Die abweichenden Bewegungswerte der MiniBionix 858 und der PONTOS begründen sich auf den zwei verschiedenen Messtechniken. Die MiniBionix 858 misst nur den von ihr gefahrenen axialen Weg, wohingegen die

PONTOS die komplexe Bewegung im 3-dimensionalen Raum in einem Gesamtvektor, der die Bewegung in allen drei Ebenen einschließt, wiedergibt.

Zunächst sollte das Bruchverhalten beurteilt werden. Alle Präparate wurden während der Versuche überwacht und der Zyklus bei Bruch dokumentiert. Die gefundenen Ergebnisse in der Gruppe TomoFix™ mit LS 5.0 waren mit den bereits publizierten vergleichbar. In der vorliegenden Arbeit zeigte sich nach durchschnittlich 49.850 Zyklen in Laststufe 5 bei 1440 N ein Bruch der lateralen Kortikalis. Agneskirchner et al. berichteten über ein Versagen nach 65.520 Zyklen in Laststufe 4 bei 1280 N. Dieser Unterschied ist sicherlich durch die unterschiedlichen Zyklen zu erklären. In der vorliegenden Arbeit wurde pro 10.000 Zyklen die Laststufe gesteigert. Somit scheinen der Versuchsaufbau und die Präparation der Präparate, zu einem vergleichbaren Resultat geführt zu haben. Für das Bruchverhalten der DLS gibt es keinen vergleichbaren Arbeiten. Im Hinblick auf die in der Eingangshypothese muss festgehalten werden, dass die TomoFix™ in Verbindung mit der DLS 5.0 nicht die gleiche Stabilität bietet. Bereits bei durchschnittlich 29.489 Zyklen und in Laststufe 3 kam es zum Bruch der lateralen Kortikalis. Die signifikante Stabilitätsminderung ist demnach auf die vermehrte Beweglichkeit durch die DLS zurück zu führen. Die Rigidität scheint die laterale Kortikalis zu schützen. Ob das Vorspannen der Platte und damit die Auslenkung der DLS bei der Implantation der TomoFix™ einen Einfluss auf das Bruchverhalten hat, kann anhand des durchgeführten Versuchs nicht beantwortet werden. Andere Studien sind zur Klärung dieser Fragestellung nicht verfügbar. Unabhängig von der möglichen Beeinflussung sollte die Zugschraube in Loch 1 immer eingesetzt werden. Den Bruch der lateralen Kortikalis haben alle Arbeitsgruppen beobachtet ob am Sawbone oder am humanen Präparat [65, 89, 93]. Das es eine klinische Bedeutung hat, ob die laterale Kortikalis gebrochen ist oder nicht ist unbestritten. Insbesondere seit der eingeführten Klassifikation von Takeuchi et al. [92] ist auch die Bruchform und deren Folgen besser zu verstehen. Im durchgeführten Versuch war die laterale Kortikalis jedoch am Versuchsanfang intakt. Die Frage die sich daraus ergibt, bricht die laterale Kortikalis in vivo im Verlauf nach erfolgter Operation

und intraoperativer intakter lateraler Kortikalis auch? Außer Schröter et al. [63] hat auch Miller et al. [94] über das Phänomen berichtet. In der genannten Arbeitsgruppen kamen aber kurze Spacer-Platten zum Einsatz, die mit den eingesetzten kurzen Spacer Platten bei Agneskirchner et al. [65] vergleichbar sind. Die geringere Stabilität ist bekannt. Somit sind diese Ergebnisse wiederum auf den vorliegenden Versuch nicht anzuwenden. In der Realität kommt es täglich zu etwa 3.014 Laufzyklen [91] bei Belastungen von 261% [90] des Körpergewichtes. Wenn man die weiteren täglichen Belastungen des Kniegelenks noch dazu rechnet wäre ein Bruch der lateralen Kortikalisbrücke nur eine Frage von Tagen. Das dies in der Realität nicht passiert ist wahrscheinlich den umliegenden Strukturen, Bänder, Muskeln, Kapseln (Tibiofibulargelenk) und Knochen (vor allem Fibula), welche sich stabilitätssteigernd auswirken zu verdanken. Hier wird sicherlich das proximale Tibiofibulargelenk wie auch der Kapselbandapparat eine Rolle spielen. Untersuchungen über deren Bedeutung sind noch nicht verfügbar. Aus der dargestellten Problematik wird auch klar, weshalb die Ergebnisse in zwei Auswertungen dargestellt werden müssen: Vor dem Bruch der lateralen Kortikalis und nach Bruch der lateralen Kortikalis.

Vor dem Bruch der lateralen Kortikalis bietet diese eine Stabilität und es ist mit einer geringeren interfragmentären Beweglichkeit zu rechnen. Es konnte gezeigt werden, dass die interfragmentäre Beweglichkeit der DLS 5.0 sich in allen drei Messbereichen mit Werten um $0,26\text{mm} \pm 0,07\text{mm}$ größer darstellt als die der LS 5.0 Präparate. Dieser Unterschied zeigte sich vor allem in den ersten beiden Laststufen in der plattennahen Bewegung mit $0,31\text{mm}$ zu $0,13\text{mm}$ und $0,44\text{mm}$ zu $0,17\text{mm}$. Die plattennahe Beweglichkeit der LS Gruppe war wiederum mit der von Agneskirchner et al. [65] gefundenen ($0,13\text{mm}$) vergleichbar. Die gefundenen Bewegungsmuster plattennah in der DLS Gruppe sind mit der Arbeit von Döbele et al. [75] nur bedingt vergleichbar. Die Arbeitsgruppe fand eine 50% höhere Beweglichkeit Plattennah in der DLS Gruppe im Vergleich zur LS Gruppe ($423\mu\text{m}$ vs. $282\mu\text{m}$). Der Versuch fand jedoch am Defektmodell und einer Röhre statt. Darüber hinaus erfolgte die

Belastung mit 200N. Es ist davon auszugehen, dass im vorliegenden Versuch zum einen die Vorspannung der Platte und damit der Schrauben und zum anderen durch die höhere Last die daraus resultierende Plattenbiegung einen Einfluss auf die Bewegungsausmaße hat.

Die DLS 5.0 Präparate zeigen in jeder Laststufe mit interfragmentären Bewegungswerten von 0,31mm bis 0,89mm den Bereich für die optimale Knochenheilung von 0,2mm bis 1mm [73], wohingegen die LS 5.0 Präparate den Wertebereich erst in der zweiten Laststufe bzw. plattennah erst in der dritten Laststufe erreichen konnten. Hierbei ist zu Bedenken, dass die gemessenen Werte nicht eins zu eins in vivo übernommen werden können, da die stabilitätsfordernde Wirkung der umgebenen Strukturen, wie Knochen, Bänder, Muskeln und Kapseln, in dieser Studie fehlten. Es ist davon auszugehen dass diese Strukturen die Bewegung verringern würden und deshalb die Bewegungswerte für die optimale Knochenheilung durch einen Einsatz der LS 5.0 in der Realität noch später erreicht werden würden. Oder unter Betrachtung der DLS Gruppe formuliert: Die Beweglichkeit wäre geringer und sicher im optimalen Bereich für die Heilung. Die Arbeitsgruppe Plecko et.al. [95] konnte in einem Tierexperiment zeigen, dass die interfragmentäre Bewegungszunahme durch den Einsatz von DLS 5.0 zu einer beschleunigten Kallusbildung der Gesamtosteotomie und vor allem plattennah, im Vergleich zu Studien mit anderen Systemen, führte.

In Bezug auf die vorliegenden Messungen bedeutet das, dass die erreichte Mehrbewegung durch Einsatz der DLS 5.0 eine schnellere Knochenheilung bei der open wedge HTO begünstigen könnte.

Der Einfluss des Bruches der lateralen Kortikalibrücke auf den Heilungsprozess wird hingegen kontrovers diskutiert. Während Miller et. Al. [96] vermuten, dass der unbemerkte Bruch die Stabilität des Konstruktes soweit beeinflusst das es zu Arthrosen oder Pseudoarthrosen kommen kann, beschrieben Stoffel et.Al. [78] und Agneskirchner et.Al. [65] das die TomoFix genügend Reststabilität für einen problemlosen Heilungsverlauf gewährleisten würde. Grund für die

unterschiedlichen Annahmen waren die noch nicht geklärte Frakturform und deren Einfluss. Takeuchi et al. [92] zeigten in ihrer Arbeit sehr gut die unterschiedlichen Bruchformen und stellten die Hypothese auf, dass bei Typ II Frakturen, also wenn die Fraktur unterhalb des Tibiofibulargelenkes ausläuft eine deutliche Minderung der Stabilität zur Folge hat. Der Bruch der lateralen Kortikalis ist durch den Versuchsaufbau ohne Fibula oder Bänder mit dem Typ II vergleichbar.

Die in dieser Studie gemessenen Werte zeigen den negativen Einfluss des der Typ II Fraktur auf die Stabilität des Gesamtsystems. Die Bewegungswerte der DLS 5.0 Präparate steigen in den Laststufen nach Bruch der Kortikalisbrücke um $1,22\text{mm} \pm 0,21\text{mm}$ an und selbst bei den steiferen LS 5.0 Präparaten kommt es zur enormen Bewegungszunahme von $1,53\text{mm} \pm 0,63\text{mm}$ im Vergleich zur intakten Kortikalisbrücke. Diese Werte belegen ein komplettes Versagen des Systems bei Bruch der lateralen Kortikalis, unabhängig von der Steifigkeit des eingesetzten Systems.

Auch wenn es ursprünglich nicht Ziel dieser Arbeit war die Bedeutung der Fraktur der lateralen Kortikalis darzustellen, ist es trotzdem eine wesentliche Erkenntnis und fügt sich als Erklärung für die klinischen Beobachtungen ein.

Limitierung der vorliegenden Studie ist das Fehlen der stabilitätsgebenden Strukturen, so dass der Versuch eine vereinfachte Darstellung simuliert. Des Weiteren findet ein umgekehrter Prozess in den Laststufen statt. In vivo nimmt die Stabilität durch beginnende Knochenheilung zu und in der präsentierten Arbeit eher ab. Darüber hinaus fand lediglich eine axiale Belastung statt. Ein Torsionsmoment hätte sicherlich einen weiteren Einfluss.

Schlussfolgern lässt sich, dass der Einsatz der DLS 5.0 bei einer open wedge HTO die interfragmentäre Bewegung vor allem plattennah steigert. Die Konstruktstabilität nimmt unter Einsatz der TomoFix™ in Verbindung mit der DLS 5.0 ab. Nach Bruch der lateralen Kortikalis ist sowohl in der Gruppe TomoFix™ mit DLS 5.0 als auch in der Gruppe TomoFix™ mit LS 5.0 eine deutliche Zunahme der interfragmentären Beweglichkeit zu verzeichnen und

simuliert die Situation nach einem Bruch der lateralen Kortikalis Typ II nach Takeuchi.

5. Zusammenfassung

Die erste Hypothese, dass die Kombination TomoFix™ mit der DLS 5.0 die plattennahe interfragmentäre Beweglichkeit erhöht, konnte bestätigt werden. Die zweite Hypothese, dass die Gesamt-Konstruktstabilität gleich bleibt, musste verworfen werden. Es zeigte sich eine signifikante Abnahme der Rigidität mit frühzeitigem Bruch der lateralen Kortikalis. Die günstigen plattennahen biomechanischen Eigenschaften der Kombination TomoFix™ mit der DLS 5.0 lassen allerdings in der klinischen Situation eine sichere und im Vergleich zur rigideren Standardfixation gegebenenfalls raschere knöcherne Konsolidierung erwarten. Die eingeführte Messmethode und der Versuchsaufbau konnten darüber hinaus die Fraktursituation Typ II nach Takeuchi simulieren und die deutliche Zunahme der Instabilität verifizieren. Die genannten Erkenntnisse sind neu und ermöglichen es, bisherige klinische Anwendungsbeobachtungen besser zu erklären. Die biomechanischen Erwartungen an das „Konzept DLS“ bestätigen sich damit im Laborversuch grundsätzlich für die HTO der proximalen Tibia. Daher können der Versuchsaufbau und die gewonnenen Ergebnisse als Grundlage für die Weiterentwicklung derartiger Implantate, weitere biomechanische Versuchsreihen sowie für sich anschließende klinische Studien dienen.

6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Kniegelenk von dorsal (Gray H., Anatomy: Descriptive and Surgical. Carter, England. 1858).....	2
Abbildung 2:	Physiologische Beinachsen und Winkel.....	10
Abbildung 3:	Verschiedene Planungsmethoden der open wedge HTO..	16
Abbildung 4:	Planungsmethode nach Pape [53].....	18
Abbildung 5:	Planungsmethode nach Dugdale und Noyes [46].....	19
Abbildung 6:	Dynamic Locking Screws 5.0mm (DePuy Synthes, Solothurn, Schweiz).....	24
Abbildung 7:	TomoFix MHT™ [80].....	27
Abbildung 8:	Sawbone (3402) tibia large links.....	28
Abbildung 9:	Transversale Osteotomie.....	31
Abbildung 10:	Erhitzung „Sawbone-Brücke“.....	31
Abbildung 11:	Aufspreizen der Osteotomie.....	32
Abbildung 12:	Ausrichtung der TomoFix MHT™ Platte.....	32
Abbildung 13:	Abschließende Messung.....	33
Abbildung 14:	Proximale Einbettvorrichtung.....	35
Abbildung 15:	Proximale Einbettung.....	36
Abbildung 16:	Distale Einbettung.....	37
Abbildung 17:	Eingebettetes Präparat.....	37
Abbildung 18:	Oberer Aufnehmer, mit eingespanntem Präparat.....	39
Abbildung 19:	Versuchsaufbau.....	40
Abbildung 20:	PONTOS 5 M.....	41
Abbildung 21:	Präparat mit Markern.....	42
Abbildung 22:	Koordinatensystem.....	45
Abbildung 23:	Lage der Orientierungspunkte.....	45
Abbildung 24:	6-DoF-Sensoren.....	46
Abbildung 25:	Box-Whisker-Plot.....	51
Abbildung 26:	Die Mittelwerte der interfragmentären Bewegung.....	56
Abbildung 27:	Box-Plot-Diagramm für Laststufe 3.....	57

Abbildung 28:	Mittelwerte der interfragmentären Bewegung der DLS 5.0 Präparate vor und nach Bruch.....	59
Abbildung 29:	Interfragmentäre Bewegung nach Bruch.....	60

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Gelenkwinkel der unteren Extremität.....	9
Tabelle 2:	TomoFix Plattenabmessungen [80].....	27
Tabelle 3:	Laststufenprotokoll.....	43
Tabelle 4:	Beispieltabelle für die Rangreihe des Mann-Whitney-U-Test.....	49
Tabelle 5:	Laststufe/Zyklus bei Bruch der lateralen Kortikalisbrücke.....	53
Tabelle 6:	Laststufe/Zyklus bei Erreichen des Endsignales.....	54
Tabelle 7:	Interfragmentäre Bewegung der Präparate vor Bruch.....	55
Tabelle 8:	Interfragmentäre Bewegung der Präparate nach Bruch.....	58

8. Literaturverzeichnis

1. Bob A., Bob.K., *Duale Reihe Anatomie*. Thieme, Stuttgart. 2007.
2. Morrison, J.B., *The mechanics of the knee joint in relation to normal walking*. Journal of Biomechanics, 1970.
3. Seireg, A. and Arvikar, R.J., *The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking*. Journal of Biomechanics, 1975.
4. Schünke M., Schulte E., Schumacher U., *Prometheus, Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem (2.Auflage)*. Thieme, Stuttgart. 2007.
5. Panagiotopoulos, E., et al., *Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(1): p. 7-12.
6. Platzer W., *TaschenAtlas der Anatomie 1. Bewegungsapparat*. Thieme, Stuttgart. 2005.
7. N. Arden, M.C.Nevitt, *Osteoarthritis: epidemiology*. In: *Best practice & research. Clinical rheumatology*. 2006.
8. Robert-Koch-Institut, *Gesundheit in Deutschland. Datentabellen. Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. Berlin.

9. Tilley, H.I.R.u.S., *The Pathogenesis of Osteoarthritis*. 2007. Springer.
10. Döffert J., *Indikation, Technik, Ergebnisse der Korrektur der Beinachse durch Tibiakopfkorrekturosteotomie (ohne posttraumatische Veränderungen) Ergebnisse einer retrospektiven Studie*. 2000.
11. Groß AF, Fickert S., Günther KP., *Übergewicht und Arthrose. Der Orthopäde*. Springer, Berlin. 2005.
12. Swoboda B., *Aspekte der epidemiologischen Arthroseforschung. Der Orthopäde*. Springer, Berlin. 2001.
13. Bühling, K.J., *Intensivkurs: Allgemeine und spezielle Pathologie*. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, München. 2004.
14. Jiang L, Tian W., Wang Y, Rong J, Bao C, Liu Y, Zhao Y, Wang C., *Body mass index and susceptibility to knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis*. 2011.
15. Magliano, M., *Obesity and arthritis*. Menopause Int, 2008. **14**(4): p. 149-54.
16. Figueroa D, C.R., Villalón I, Tuca MJ, Vaisman A, Valdés M., *Clinical factors and findings in knee arthroscopy of patients with knee arthrosis candidates for conversion to total replacement*. 2013.
17. Abrams GD, F.R., Gupta AK, Harris JD, McCormick FM, Cole BJ., *Trends in meniscus repair and meniscectomy in the United States, 2005-2011*. 2013.
18. Sharma, L., et al., *Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis*. Ann Rheum Dis, 2010. **69**(11): p. 1940-5.
19. Tanamas, S., et al., *Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review*. Arthritis Rheum, 2009. **61**(4): p. 459-67.
20. B. Schewe, J.F., K. Weise, *Knorpelverletzungen am Kniegelenk; Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*. 2008.
21. Menschik, M., *Effects of ciprofloxacin and ofloxacin on adult human cartilage in vitro*. 1997.
22. Egerbacher, M., *Ciprofloxacin causes cytoskeletal changes and detachment of human and rat chondrocytes in vitro*. 2000.
23. Chew, F., *Skeletal Radiology*. 2010. Lippincott Williams & Wilkins; 3 Auflage.
24. Pape D., Seil R., Adam F., Rupp S., Kohn D., Lobenhoffer P., *Bildgebung und präoperative Planung der Tibiakopfosteotomie. Der Orthopäde*. Springer, Berlin. 2004.
25. Schröter, S., et al., *Digital planning of high tibial osteotomy. Interrater reliability by using two different software*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA, 2012.
26. Paley, D. and J. Herzenberg, *Principles of Deformity Correction*. Vol. 3. 2005, Berlin, Heidelberg, New York: Springer. 806.
27. Galla, M., Lobenhoffer, Ph., *Die physiologischen Achsenverhältnisse des Beins, in Kniegelenknahe Osteotomien*. Thieme, Stuttgart. 2006.
28. Paley D, P.J., *[Principles of deformity correction around the knee]*. Orthopade. 2000.
29. Chao, E.Y., *Biomechanics of malalignment*. 1994.

30. Paley D., *Principles of Deformity Correction*. Springer, Berlin. 2002.
31. Schröter, S., et al., [*Precision in the Planning of Open Wedge HTO.*] Z Orthop Unfall, 2012.
32. Agneskirchner, J.D., et al., *The effects of valgus medial opening wedge high tibial osteotomy on articular cartilage pressure of the knee: a biomechanical study*. Arthroscopy, 2007. **23**(8): p. 852-61.
33. Brouwer, R.W., et al., *Osteotomy for treating knee osteoarthritis*. Cochrane Database Syst Rev, 2007(3): p. CD004019.
34. Josten C, T.A., Stichert B., *Umstellungsosteotomien bei unikondylärer Gonarthrose*. Trauma und Berufskrankheit. 2003.
35. Adili, A., et al., *Valgus high tibial osteotomy. Comparison between an Ilizarov and a Coventry wedge technique for the treatment of medial compartment osteoarthritis of the knee*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2002. **10**(3): p. 169-76.
36. Hernigou, P., et al., *Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 1987. **69**(3): p. 332-54.
37. Staubli, A.E., et al., *TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia--early results in 92 cases*. Injury, 2003. **34 Suppl 2**: p. B55-62.
38. Lobenhoffer P., A.J., Galla M., *Kniegelenknahe Osteotomien*. Thieme, Stuttgart. 2007.
39. Maquet, P., *Valgus osteotomy for osteoarthritis of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 1976(120): p. 143-8.
40. Briem, K., et al., *Effects of the amount of valgus correction for medial compartment knee osteoarthritis on clinical outcome, knee kinetics and muscle co-contraction after opening wedge high tibial osteotomy*. J Orthop Res, 2007. **25**(3): p. 311-8.
41. Chae, D.J., et al., *Tibial slope and patellar height after opening wedge high tibia osteotomy using autologous tricortical iliac bone graft*. Knee, 2008. **15**(2): p. 128-33.
42. Klaus von Rudorff, G.F.v.R., *Orthopädie für PhysiotherapeutInnen: Unterrichtsleitfaden nach Maßgabe der curricularen Empfehlung des Deutschen Verbandes für Physiotherapie und des Zentralverbandes der Krankengymnasten, Physiotherapeuten (ZVK) e.V.* 2007
43. Ludwig Zichner, M.A.R.u.K.-D.T., *Orthopädie, Geschichte und Zukunft, Museumskatalog*. Steinkopff. 1999.
44. Rainer-Peter Meyer, A.G., Urs Kappeler, *Hüftchirurgie in der Praxis*. Springer, Berlin. 2005.
45. Mayer, J.A., *Das Neue Heilverfahren Der Fötalluxationen Durch Osteotomie*. Nabu Press, Bonn. 2011.
46. Wolfgang U. Eckart, W.U.E.P.M., *Illustrierte Geschichte Der Medizin Von Der Französischen Revolution Bis Zur Gegenwart*. Srpnger, Berlin. 2009.
47. Schwarzmann-Schafhauser, D., *Orthopädie im Wandel*. Franz Steiner, Stuttgart. 2005.
48. Macewen, S.W., *Osteotomy with an inquiry into the aetiology and pathology of knock-knee, bow-leg, and other osseous deformities of the lower limbs*. 1880.

49. Döffert, J.R., *Indikation, Technik, Ergebnisse der Korrektur der Beinachse durch Tibiakopfkorrekturosteotomie*. 2000.
50. Povacz, F., *Geschichte Der Unfallchirurgie*. Springer, Berlin. 2007.
51. Coventry, M.B., *Upper tibial osteotomy for osteoarthritis*. J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(7): p. 1136-40.
52. Fujisawa, Y., K. Masuhara, and S. Shiomi, *The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints*. Orthop Clin North Am, 1979. **10**(3): p. 585-608.
53. Pape, D., *Präoperative radiologische Planung von kniegelenknahen Tibiaosteotomien*, in *Kniesgelenknahe Osteotomien*, P.A. Lobenhoffer, J.; Galla, M., Editor. 2006, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. p. 29-37.
54. 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 Relat Res, 1992(274): p. 248-64.
55. Hassenpflug, J., A. von Haugwitz, and H.J. Hahne, *[Long-term results of tibial head osteotomy]*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1998. **136**(2): p. 154-61.
56. Ivarsson, I., R. Myrnerets, and J. Gillquist, *High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. A 5 to 7 and 11 year follow-up*. J Bone Joint Surg Br, 1990. **72**(2): p. 238-44.
57. Insall, J.N., D.M. Joseph, and C. Msika, *High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long-term follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(7): p. 1040-8.
58. Takeuchi, R., et al., *Clinical results and radiographical evaluation of opening wedge high tibial osteotomy for spontaneous osteonecrosis of the knee*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009. **17**(4): p. 361-8.
59. Floerkemeier, S., et al., *Outcome after high tibial open-wedge osteotomy: a retrospective evaluation of 533 patients*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013. **21**(1): p. 170-80.
60. Osti, M., et al., *Complication rate following high tibial open-wedge osteotomy with spacer plates for incipient osteoarthritis of the knee with varus malalignment*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013.
61. Meidinger, G., et al., *May smokers and overweight patients be treated with a medial open-wedge HTO? Risk factors for non-union*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(3): p. 333-9.
62. van den Bekerom, M.P., et al., *Early complications after high tibial osteotomy: a comparison of two techniques*. J Knee Surg, 2008. **21**(1): p. 68-74.
63. Schröter, S., et al., *High complication rate after biplanar open wedge high tibial osteotomy stabilized with a new spacer plate (Position HTO plate) without bone substitute*. Arthroscopy, 2011. **27**(5): p. 644-52.
64. Spahn, G., *Complications in high tibial (medial opening wedge) osteotomy*. Arch Orthop Trauma Surg, 2004. **124**(10): p. 649-53.
65. Agneskirchner, J.D., et al., *Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(3): p. 291-300.
66. Bode, G., et al., *Prospective 5-year survival rate data following open-wedge valgus high tibial osteotomy*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2013.

67. Niemeyer, P., et al., *Open-wedge osteotomy using an internal plate fixator in patients with medial-compartment gonarthrosis and varus malalignment: 3-year results with regard to preoperative arthroscopic and radiographic findings*. *Arthroscopy*, 2010. **26**(12): p. 1607-16.
68. Doris Henne-Bruns, H.B., *Duale Reihe Chirurgie; Thieme*. 2012.
69. Fritz U. Niethar, J.P., *Orthopädie; Thieme*. 2005.
70. Claes, L.E., et al., *Effects of mechanical factors on the fracture healing process*. *Clin Orthop Relat Res*, 1998(355 Suppl): p. S132-47.
71. Claes, L., et al., *Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing*. *J Orthop Res*, 1997. **15**(4): p. 577-84.
72. Claes, L.E., et al., *Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1995. **10**(5): p. 227-234.
73. Goodship, A.E. and J. Kenwright, *The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures*. *J Bone Joint Surg Br*, 1985. **67**(4): p. 650-5.
74. Bottlang, M., et al., *Far cortical locking can improve healing of fractures stabilized with locking plates*. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. **92**(7): p. 1652-60.
75. Döbele, S., et al., *The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness*. *Langenbecks Arch Surg*, 2010. **395**(4): p. 421-8.
76. Duda, G.N., et al., *Interfragmentary motion in tibial osteotomies stabilized with ring fixators*. *Clin Orthop Relat Res*, 2002(396): p. 163-72.
77. Spahn, G., et al., *Biomechanical investigation of different internal fixations in medial opening-wedge high tibial osteotomy*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006. **21**(3): p. 272-8.
78. 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)*, 2004. **19**(9): p. 944-50.
79. DePuy Synthes, *DLS Dynamic Locking Screw: Boosting biological bone healing*, 2012. p. <http://www.synthes.com/sites/intl/Products/featured-products-solutions/Pages/DLS-Dynamic-Locking-Screw.aspx>. (21.11.2013)
80. DePuy Synthes, *TomoFix Mediale Tibiakopfplatte (MHT). Für mediale Tibiakopfosteotomien*. Synthes.
81. Heiner, A.D., *Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias*. *J Biomech*, 2008. **41**(15): p. 3282-4.
82. Chong, A.C., et al., *Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone*. *J Biomech Eng*, 2007. **129**(4): p. 487-93.
83. Chong, A.C., et al., *Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading*. *Ann Biomed Eng*, 2007. **35**(7): p. 1196-205.
84. Sawbones Europe AB, *Large Left Fourth Generation Composite Tibia*. p. <http://www.sawbones.com/products/product.aspx?1934>. (21.11.2013)

85. Döebele, S., et al., *New method for detection of complex 3D fracture motion--verification of an optical motion analysis system for biomechanical studies*. BMC Musculoskelet Disord, 2012. **13**: p. 33.
86. Nicayenzi, B., et al., *Biomechanical measurements of cortical screw stripping torque in human versus artificial femurs*. Proc Inst Mech Eng H, 2012. **226**(8): p. 645-51.
87. Grover, P., et al., *Mechanical characterization of fourth generation composite humerus*. Proc Inst Mech Eng H, 2011. **225**(12): p. 1169-76.
88. Zdero, R., et al., *Cancellous bone screw purchase: a comparison of synthetic femurs, human femurs, and finite element analysis*. Proc Inst Mech Eng H, 2008. **222**(8): p. 1175-83.
89. Dorsey, W.O., et al., *The stability of three commercially available implants used in medial opening wedge high tibial osteotomy*. J Knee Surg, 2006. **19**(2): p. 95-8.
90. Kutzner, I., et al., *Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects*. J Biomech, 2010. **43**(11): p. 2164-73.
91. Morlock, M., et al., *Duration and frequency of every day activities in total hip patients*. J Biomech, 2001. **34**(7): p. 873-81.
92. Takeuchi, R., et al., *Fractures around the lateral cortical hinge after a medial opening-wedge high tibial osteotomy: a new classification of lateral hinge fracture*. Arthroscopy, 2012. **28**(1): p. 85-94.
93. Pape, D., et al., *Effect of a biplanar osteotomy on primary stability following high tibial osteotomy: a biomechanical cadaver study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010. **18**(2): p. 204-11.
94. Miller, B.S., et al., *Complications after medial opening wedge high tibial osteotomy*. Arthroscopy, 2009. **25**(6): p. 639-46.
95. Plecko, M., et al., *The dynamisation of locking plate osteosynthesis by means of dynamic locking screws (DLS)-An experimental study in sheep*. Injury, 2013. **44**(10): p. 1346-57.
96. 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, 2005. **33**(10): p. 1552-7.

9. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Stöckle, ärztlicher Direktor der BG-Unfallklinik Tübingen, rechtherzlich für die Möglichkeit meine Promotionsarbeit an der BG-Unfallklinik Tübingen durchführen zu können und für die freundliche Überlassung des Promotionsthemas.

Meinem Betreuer Dr. Steffen Schröter möchte ich für seine einzigartige Unterstützung und seine intensive und gleichzeitig geduldige Betreuung in allen Phasen der Arbeit danken. Für die Förderung zum selbständigen wissenschaftlichen Arbeiten und die viele Zeit, die er sich für meine Probleme und Fragen genommen hat, bin ich ihm besonders dankbar.

Bedanken möchte ich mich auch bei dem gesamten Team des Labors für Biomechanik und Biomaterialien der Medizinischen Hochschule Hannover, unter der Leitung von Priv.-Doz. Dr.-Ing. Christof Hurschler, für das wunderbar entspannte Arbeitsklima, die Unterstützung während den Messungen und vielen hilfreichen Tipps und Anmerkungen während der Auswertung. Besonders hervorheben möchte ich Dipl.-Ing. Bastian Welke und Dipl.-Ing. Michael Schwarze die mir bei jedem Problem mit Rat und Tat zur Seite standen.

Dr. Stefan Döbele möchte ich für seine hilfreichen Ratschläge bei der Auswertung und seinen Beitrag zu einem entspannten Arbeitsklima in der Forschungsabteilung der BG Tübingen danken.

Zuletzt möchte ich meinen Eltern und meinem Bruder für ihren Rückhalt in allen Lebenslagen und ihre Unterstützung während des Studiums und der Fertigstellung der Promotionsarbeit danken.