

Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie

Klinikum rechts der Isar

der Technischen Universität München

(Leitung: Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff)

**Biomechanische in-vitro Stabilitätsuntersuchung der hohen
Tibiakopf-Umstellungsosteotomie mit und ohne schräge
Spongiosaschraube an Lammtibiae**

Michael Maier

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff

2. Priv.-Doz. Dr. V. Martinek

Die Dissertation wurde am 15.12.2005 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 29.03.2006 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	<u>Verzeichnis der Abkürzungen</u>	5
2	<u>Einleitung</u>	6
2.1	Unikompartmentelle Kniegelenkarthrosen	6
2.1.1	Klinische Befunde	7
2.1.2	Röntgenkriterien	8
2.1.3	Achsenfehlstellungen	9
2.2	Konservative Therapieoptionen für unikompartmentelle Kniegelenkarthrosen	11
2.2.1	Körpergewicht	11
2.2.2	Physiotherapie	11
2.2.3	Gehhilfen	12
2.2.4	Schuhwerk	12
2.2.5	Stützapparate	12
2.2.6	Medikamente	14
2.2.7	Intraartikuläre Injektionen	14
2.3	Operative Therapieoptionen für unikompartmentelle Kniegelenkarthrosen	16
2.3.1	Arthroskopie	16
2.3.2	Arthrotomie	17
2.3.3	Knorpeltransplantation	18
2.3.4	Periostlappenplastik	19
2.3.5	Meniskustransplantation	19
2.3.6	Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia	20
2.3.7	unikompartmenteller/totaler Oberflächenersatz des Kniegelenkes	24
3	<u>Problem- und Fragestellung</u>	27
4	<u>Hypothese</u>	28
5	<u>Material und Methoden</u>	29
5.1	Knochen	29
5.2	Versuchsdurchführung	30
5.3	Operationstechnik	37
5.4	Gruppeneinteilung	47
5.4.1	Gruppe 1	47
5.4.2	Gruppe 2	49
5.4.3	Gruppe 3	50
5.4.4	Gruppe 4	52
5.4.5	Gruppe 5	53
5.4.6	Seitenverteilung der Tibiae und Rotation während der Versuchsdurchführung	53

5.5	Vermessen und Wiegen der Präparate	54
5.5.1	Tibialänge	54
5.5.2	Maximale Tibiaplateau-Breite	55
5.5.3	Gewicht	57
5.5.4	Maximale Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie	58
5.6	Röntgen	60
5.7	Statistik	60
6	Ergebnisse	61
6.1	Interpretation der aufgezeichneten Graphen	62
6.2	Primäre Rotationsstabilität	63
6.2.1	Erstellen einer Regressionsgerade	63
6.2.2	Steigung der Regressionsgerade als Maß für die Primärstabilität	64
6.3	Maximales Drehmoment während der Versuchsdurchführung	67
6.4	Resultierende Schwachstellen in den Gruppen 1 und 2	69
6.4.1	Gruppe 1	69
6.4.2	Gruppe 2	73
6.5	Resultierende Schwachstellen in den Gruppen 3, 4 und 5	77
6.5.1	Gruppe 3	77
6.5.2	Gruppe 4	79
6.5.3	Gruppe 5	81
6.6	Einfluss der gemessenen Knochenparameter auf die primäre Rotationsstabilität	82
6.6.1	Korrelation von Tibialänge und primärer Rotationsstabilität	82
6.6.2	Korrelation von maximaler Tibiaplateaubreite und primärer Rotationsstabilität	84
6.6.3	Korrelation von Knochengewicht und primärer Rotationsstabilität	86
6.6.4	Korrelation maximale Tibiabreite in Osteotomiehöhe und primäre Rotationsstabilität	88
6.7	Einfluss von Innen- und Außenrotation auf die primäre Rotationsstabilität	90
6.8	Verhalten des Implantatmaterials	93
7	Diskussion	94
7.1	Ergebnisdiskussion	97
7.2	Einfluss der Rotation auf die Primärstabilität der Knochen	99
7.3	Schwächen der Testreihe / des Versuchsaufbaus	100
7.3.1	Verwenden von humanen Implantaten im Tiermodell	100
7.3.2	Fehlender Weichteilmantel der Knochen	101
7.3.3	Wiederverwenden der Implantate	101
7.4	Alternative und zukunftsweisende Operations- und Osteosyntheseverfahren	103
8	Zusammenfassung	110

9	Anhang	113
9.1	Mann-Whitney-Tests Tibialängen	113
9.2	Mann-Whitney-Tests Tibiplateaubreite	114
9.3	Mann-Whitney-Tests Tibiagewicht	115
9.4	Mann-Whitney-Tests Tibiabreite in Osteotomiehöhe	116
9.5	primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 1 (4/5 mit)	117
9.6	primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 2 (4/5 ohne)	120
9.7	primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 3 (5/5 mit)	123
9.8	primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 4 (5/5 ohne)	126
9.9	primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 5 (Nativknochen)	129
9.10	Mann-Whitney-Tests primäre Rotationsstabilität	131
9.11	Mann-Whitney-Tests maximal erreichtes Drehmoment	132
10	Literaturverzeichnis	133
11	Abbildungsverzeichnis	152
12	Tabellenverzeichnis	154
13	Diagrammverzeichnis	155
14	Graphikverzeichnis	156
15	Danksagung	157
16	Lebenslauf	158
17	Eidesstattliche Erklärung	161

1 Verzeichnis der Abkürzungen

a.p.	anterior-posterior
AR	Außenrotation
BMI	Body Mass Index
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
COX	Cyclooxygenase
Dr.	Doktor
Fa.	Firma
g	Gramm
HSS	Hospital for Special Surgery
HTO	hohe Tibia-Osteotomie / High Tibial Osteotomy
IR	Innenrotation
kN	Kilo-Newton
LC	Low Contact
LISS	Less Invasive Stabilisation System
mm	Millimeter
N / n	Anzahl
Nm	Newtonmeter
Nr.	Nummer
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika
OATS	Osteochondrales Autologes Transfer System
p	Signifikanzniveau
p.a.	posterior-anterior
PD	Privatdozent
Prof.	Professor
sec.	Sekunde
Univ. Prof.	Universitäts-Professor
WOMAC	Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis-Index
z.B.	zum Beispiel

2 Einleitung

2.1 Unikompartimentelle Kniegelenkarthrosen

Das Kniegelenk besteht aus 3 Kompartimenten. Unterschieden werden mediales und laterales Femorotibial-Gelenk sowie das Femoropatellar-Gelenk. Unikompartimentelle Kniegelenkarthrosen sind dadurch charakterisiert, dass sie sich auf eines der 3 Kompartimente beschränken, während die restlichen 2 Kompartimente gar nicht oder vergleichsweise nur geringgradig betroffen sind, bzw. keine klinische Symptomatik hervorrufen.

Unikompartimentelle Arthrosen im Kniegelenk entstehen posttraumatisch, postentzündlich, aufgrund aseptischer Knochennekrosen oder durch Abweichung der Kniegelenkachse aus der Norm. Diese Abweichungen können rotationsbedingt sein oder durch Verlagerung der mechanischen Achse der unteren Extremität, welche vom Zentrum des Hüftkopfes bis zum Zentrum des oberen Sprunggelenkes verläuft, in der Coranarebene hervorgerufen werden. Achsenfehlstellungen können, wenn entweder das mediale oder das laterale Femorotibialgelenk überbelastet wird, zur Progredienz einer unikompartimentellen Kniegelenkarthrose führen [169] (Abbildung 1).



Abbildung 1: mediale Kniegelenkarthrose

Eine spezifische Ursache für die Entwicklung von degenerativen Arthrosen kennt man nicht, aber wenn sie beim jungen, aktiven Patienten auftreten, sind sie in aller Regel progressiv [53, 147]. Der degenerative Prozess kann neben Schäden des Knorpels (Chondrozyten und Knorpelmatrix) Meniskus- und Bandschäden sowie eine Inkongruenz des Gelenkes beinhalten [169]. Häufig geht der Entwicklung einer unikompartimentellen Kniegelenkarthrose ein Trauma voraus, wodurch die Integrität des Gelenkknorpels zerstört und der degenerative Prozess klinisch symptomatisch wird [11, 88, 134, 156, 233, 235, 236, 253, 315] (Tabelle 1).

Knorpeldegeneration nach <i>Outerbridge</i> 1961 [297]	
Stadium I	weiße, entfärbte oberflächliche Fibrillation
Stadium II	Fragmentation < 1,3 cm ²
Stadium III	Fragmentation > 1,3 cm ²
Stadium IV	Erosion bis zum subchondralen Knochen

Tabelle 1: Stadien der Knorpeldegeneration nach Outerbridge [297]

Unterschieden werden fokale, kleine, oberflächliche Knorpeldefekte, welche oft nicht mit klinischen Symptomen assoziiert sind, von extensiven, tiefen und symptomatischen Läsionen [43, 44, 154, 257]. Man geht davon aus, dass Knorpelschäden, die mehr als 2 bis 4 mm im Durchmesser betragen, selten spontan ausheilen [58, 74, 115, 248, 259]. Größe und Lokalisation des Gelenkknorpeldefektes determinieren den Schweregrad der Symptome und die Notwendigkeit einer medizinischen Behandlung [257]. *Minas und Nehrer* gehen davon aus, dass Gelenkknorpeldefekte, bei denen der exponierte subchondrale Knochen nicht von einem peripheren Knorpelrand gestützt wird, oft klinisch symptomatisch sind und einen progredienten Verlauf haben, der im Alter zusätzlich fortschreitet [257]. Wenn isolierte chondrale oder subchondrale Defekte behandelt werden, kann die Ausbildung einer degenerativen Kniegelenkarthrose minimiert oder verzögert werden [43, 44, 54, 72, 86, 257].

2.1.1 Klinische Befunde

Klinisch stehen Belastungs- oder sogar Ruheschmerzen im betroffenen Kompartiment im Vordergrund. Häufig kommt es zu schmerzbedingten Einschränkungen im Gangbild, welche durch das betroffene Kniekompartiment entlastende Schonhaltungen kompensiert werden, und sukzessive zu einer Verminderung der maximalen schmerzfreien Gehstrecke. Zusätzlich erschwerend können eine Verminderung der Muskelkraft sowie Einschränkungen im Bewegungsumfang des Kniegelenkes hinzukommen. Nachteilig wirken sich hier auch Instabilitäten im für die Stütz- und Schienfunktion des intakten Kniegelenkes essentiell wichtigen Bandapparat aus.

Für die klinische Beurteilung des Kniegelenkes hat sich der Knie-Score des „Hospital for Special Surgery“, welcher im optimalen Fall eine Punktzahl von 100 ergibt, bewährt. Unterteilt wird dieser Score in Schmerz (maximal 30 Punkte), Gang (maximal 12 Punkte), Treppensteigen (maximal 10 Punkte), Bewegungsausmaß (maximal 18 Punkte), Muskelkraft, Flexionskontraktur sowie Stabilität (jeweils maximal 10 Punkte).

Das klinische Ergebnis wird als exzellent eingestuft, wenn der Score zwischen 85 und 100 Punkte beträgt. Ein gutes Ergebnis ist zwischen 70 und 84, ein mäßiges zwischen 60 und 69 und ein schlechtes bei weniger als 60 Punkten zu verzeichnen.

Neben dem genannten Score werden in der Literatur noch vielfach andere subjektive und objektive Bewertungsindizes beschrieben, welche den Schweregrad der klinischen Symptomatik einer Kniegelenkarthrose beurteilen [8, 22, 28, 226, 297, 328].

2.1.2 Röntgenkriterien

Charakteristisch für unikompartimentelle Kniegelenkarthrosen ist, dass sich die radiologischen Arthrosekriterien strikt oder im Vergleich zu den anderen 2 Kompartimenten in weitaus deutlicherer Ausprägung im betroffenen und symptomatischen Bereich des Kniegelenkes präsentieren.

Radiologische Kriterien für eine unikompartimentelle Kniegelenkarthrose sind eine Verschmälerung des Gelenkspaltes, interkondyläre Knochenausziehungen, subchondrale Skelosierungszonen, osteophytäre Anbauten als Zeichen regulatorischer Kompensationsmechanismen des Knochens, subchondrale Geröllzysten im betroffenen ossären Segment und eine Achsenfehlstellung des betroffenen Beines [8, 52] (Tabelle 2).

Einteilung der degenerativen Arthrose nach Ahlbäck 1968 [8]	
Stadium I	Gelenkspaltverschmälerung
Stadium II	Aufbrauch des Gelenkspaltes
Stadium III	geringer Knochenabrieb
Stadium IV	moderater Knochenabrieb
Stadium V	schwerer Knochenabrieb
Stadium VI	Subluxation

Tabelle 2: Einteilung der degenerativen Arthrose nach Ahlbäck [8]

Zur Determination dieser Arthrosezeichen benötigt man zunächst eine anteroposteriore und eine seitliche konventionelle Röntgenaufnahme des betroffenen Kniegelenkes. Außerdem bietet es sich an, das kontralaterale Gelenk radiologisch mitzuerfassen, um erstens eine Vergleichsmöglichkeit zu haben und zweitens einen Anhalt für eine eventuelle Abweichung des subjektiven Beschwerdeausmaßes des Patienten vom radiologischen Befund zu finden.

Unabdingbar für die präoperative Diagnostik gerade unikompartimenteller Kniegelenkarthrosen ist eine lange anteroposteriore Ganzbein-Röntgenaufnahme der betroffenen Extremität unter Belastung im Einbeinstand. Diese soll proximal das Zentrum des Hüftgelenkes und distal das obere Sprunggelenk erfassen (Abbildung 2, Seite 9). Anhand dieser Röntgenaufnahme lässt sich die mechanische Achse der betroffenen Extremität, welche im Idealfall durch einen Punkt im Kniegelenk läuft, der 30 - 40 % lateral der Eminentia intercondylaris liegt, annähernd exakt bestimmen [114]. Die mechanische Tragachse der unteren Extremität (Mikulicz-Linie) wird von einer Linie gebildet, welche vom Zentrum des Hüftkopfes zur Mitte der Talusrolle läuft. *Dugdale* [97] und *Noyes* [284] planen Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia so, dass die resultierende mechanische Achse der unteren Extremität durch die 62% Koordinate des Tibiaplateaus geht (0% = medialer, 100% = lateraler Rand des Tibiaplateaus).

Aufgrund von mediolateralen Verschiebungen im femorotibialen Gelenk kann man außerdem Hinweise auf ligamentäre Instabilitäten des Kniegelenkes bekommen. *Curl* [86] und *Resnick* [318] empfehlen eine Stehend-Röntgenaufnahme mit 40° Knieflexion zur Beurteilung der posterioren Femurcondylen und des posterioren Tibiaplateaus vor allem lateralseitig.

Wichtig für die klinische Beurteilung eines Kniegelenkes ist es immer, zwischen subjektiven und objektiven Kriterien zu unterscheiden. Die Angaben der Schmerzintensität oder der maximal möglichen schmerzfreien Gehstrecke müssen nicht immer mit dem Ausmaß des

radiologischen Arthrorestadiums übereinstimmen und umgekehrt. Deshalb ist es wichtig, einheitliche und standardisierte Richtlinien für die klinische Beurteilung des Kniegelenkes zu schaffen, welche sowohl die subjektiven, als auch die objektiven Kriterien berücksichtigen. Nur so ist es möglich, für den jeweiligen Patienten das für ihn und sein Alter optimale Therapieregime anzuwenden und seinen persönlichen Benefit zu maximieren.

Grelsamer beschreibt, dass klinische Symptome einer unikompartimentellen Arthrose ab einer Varus- oder Valgus-Fehlstellung von 10° auftreten [128]. Er geht wie *Cooke* [78] von einer normalen mechanischen Achse von 0° - 3° Varus aus [128]. *Odenbring* beschrieb 1993 in einer röntgenologischen Studie bei Patienten mit medial betonter Gonarthrose einen durchschnittlichen Knieaußenwinkel von $1,1^\circ$ bis $1,6^\circ$ Varus [289]. Auch *Hsu* [157] und *Moreland* [261] sprechen von einem physiologischen Alignment im Kniegelenk von $1,2^\circ$ bis $1,3^\circ$ Varus.

2.1.3 Achsenfehlstellungen

Achsenfehlstellungen im Bereich der unteren Extremitäten können angeboren oder erworben sein. Erworbene Deformitäten können von der Genese her posttraumatisch oder durch Inkongruenzen der Gelenkflächen aufgrund von aseptischen Knochennekrosen oder einer Osteochondrosis dissecans bedingt sein. Eine weitere Ätiologie für erworbene Achsenabweichungen sind Fehl- bzw. Überbelastungen, welche durch Übergewicht oder mangelnde Bewegung hervorgerufen werden.

Abweichungen von der physiologischen mechanischen Tragachse in der Frontalebene äußern sich in Varus- bzw. Valgusfehlstellungen in den unteren Extremitäten. Als physiologisch wird eine anatomische Beinachse von 5° - 7° Valgus [83] angesehen. Die anatomische Achse der unteren Extremität wird bestimmt durch den Winkel, der zwischen Femur- und Tibiaschaft liegt.

Normalerweise trägt das mediale Kompartiment des Knies 60% der Kraft, die durch das Kniegelenk geht, das laterale 40% [83, 185, 186, 261, 262]. Neuere Gang- und Standanalysen [157] ergaben bei der Simulation des Einbeinstandes sogar eine Lastübertragung durch das mediale Tibiaplateau von 75%. Ändert sich aufgrund von Varus- bzw. Valgusfehlstellungen die anatomische Achse einer Extremität, so dezentriert sich konsekutiv die physiologische mechanische Tragachse, im Sinne einer Medialisierung bei Varusfehlstellungen und einer Lateralisierung bei Valgusfehlstellungen. Somit kommt es auch zu einer Umverteilung der Kräfteverhältnisse und in der Folge zur Entwicklung unikompartimenteller Arthrosen im Kniegelenk. Aus Varusfehlstellungen entwickeln sich folglich medial betonte, aus Valgusfehlstellungen lateral betonte Gonarthrosen (Abbildung 2).

Nach *Simonet* verursacht eine 10° -Deformierung im Kniegelenk einen Belastungsanstieg um das 3-fache auf die Areale der betroffenen Gelenkoberfläche [339].

Neben Achsenabweichungen in der Frontalebene gibt es auch Rotationsdeformitäten in den unteren Extremitäten. Kombiniert ergeben diese Achsenfehlstellungen ein komplexes Muster, welches nicht unerhebliche Auswirkungen auf die Biomechanik sowie die statischen und dynamischen Eigenschaften des menschlichen Gangbildes hat [241]. So fließen propriozeptive Mechanismen ebenso wie Schrittlänge, Standphase und extrinsische Belastungen auf das

Kniegelenk wie das muskuläre Adduktionsmoment in das klinische Erscheinungsbild von Achsenfehlstellungen der unteren Extremitäten mit unikompartimentellen Kniegelenkarthrosen ein [15, 126, 135, 171, 185, 197, 309, 334, 371, 373, 379].

Insgesamt stellen Fehlstellungen im Bereich der unteren Extremitäten ein sehr komplexes Gebiet dar, so dass die Planung und Durchführung der adäquaten Therapieoption von multiplen Faktoren abhängig und somit von entscheidender Bedeutung für die angestrebte Genesung des Patienten ist [302].



Abbildung 2: Ganzbeinaufnahme mit rechtsbetonter medialer Gonarthrose

2.2 Konservative Therapieoptionen für unikompartimentelle Kniegelenkarthrosen

Wie bei fast allen Erkrankungen des Bewegungsapparates sind die konservativen Behandlungsmöglichkeiten auszuschöpfen, bevor operative Therapieoptionen in Erwägung gezogen werden.

2.2.1 Körpergewicht

An erster Stelle steht eine hohe Compliance von Seiten des Patienten, der selbst Initiativen ergreifen sollte, um das Ausmaß der klinischen Symptomatik, wie Schmerzen oder Bewegungseinschränkungen, zu minimieren. Hierzu gehört die Normalisierung des Körpergewichtes, da im Falle von Übergewicht durch die erhöhte axiale Belastung die Progredienz von Achsenfehlstellungen der unteren Extremitäten gefördert wird. *Coventry* beschreibt eine signifikante Verschlechterung der Langzeitergebnisse nach Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia bei einem Patientengewicht von mehr als 1,32-mal dem Idealgewicht [85]. Auch *Matthews* und Mitarbeiter sehen im Übergewicht des Patienten einen schlechten prognostischen Faktor für ein gutes Langzeitergebnis nach Korrekturosteotomien an der Tibia [244]. Von vielen Autoren wird vor allem bei Frauen in der Reduktion des Körpergewichtes ein für den Rückgang des Arthroseschmerzes verantwortlicher und wirkungsvoller Faktor gesehen [104, 105, 219, 369].

Bei über 50-jährigen Frauen mit einer Achsenfehlstellung des Beines in Kniegelenkhöhe wurde, verglichen mit einem repräsentativen Kollektiv aus der nicht betroffenen Bevölkerung, eine erhöhte Prävalenz von degenerativen Kniegelenkarthrosen beschrieben [219]. Auch wurde gezeigt, dass ein Gewichtsverlust von 5,1 kg über 10 Jahre das Risiko einer degenerativen Kniegelenkarthrose um mehr als 50% senken konnte [105].

Giagounidis und Mitarbeiter beschreiben bei Patienten mit einem Body Mass Index (BMI) kleiner als 10% der Norm ein schmerzfreies Intervall nach Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia von 7,8 Jahren, während dieses bei Patienten mit einem BMI größer als 10% der Norm im Durchschnitt lediglich 5,07 Jahre andauerte [123].

2.2.2 Physiotherapie

Die Eigeninitiativen des Patienten können jederzeit und wirkungsvoll durch eine regelmäßige Physiotherapie sowie durch balneophysikalische Maßnahmen begleitend unterstützt werden, um eine Gewichtsreduktion, einen Erhalt des Bewegungsumfanges und der Muskelkraft sowie eine Erhöhung der dynamischen Stabilität zu erreichen [41, 72, 209, 375]. Als gebräuchliche Behandlungsmethoden zur Reduktion der klinischen Symptome bei degenerativer Kniegelenkarthrose werden Kälte- und Wärmeanwendungen, Hydrotherapien, Ultraschall, Iontophoresen und Massagen beschrieben. Wärmeanwendungen dienen zum Beispiel als

Aufwärmprogramm vor einer physikalischen Therapie, zusätzlich reduzieren sie die Morgensteifigkeit und den Anlaufschmerz des Gelenkes [41, 375].

Es hat sich gezeigt, dass Trainingsprogramme und von Fachkräften beaufsichtigte Fitnessseinheiten und Gangschulungen die Funktionalität des Kniegelenkes verbessern, ohne die klinischen Symptome des arthrotischen Gelenkes zu verschlimmern [209].

2.2.3 Gehhilfen

In der Phase einer akuten Exazerbation der klinischen Symptome bei degenerativen Kniegelenkarthrosen ermöglichen es Gehhilfen dem Patienten, auch bei einem schmerzhaften und geschwollenen Kniegelenk aktiv zu bleiben [72, 225, 375]. Der Gebrauch eines Gehstockes oder von Unterarmgehstützen reduziert nach *Brown* das auf das betroffene Kniegelenk lastende Gewicht um 30 – 60% [48].

Auch sollte im Rahmen der Möglichkeiten auf einen möglichst hohen Aktivitätslevel geachtet werden, um Bewegungseinschränkungen oder Funktionsverlusten im betroffenen Gelenk entgegenzuwirken und einen ausreichenden und der Stabilität des Gelenkes dienlichen Funktionszustand der Muskulatur zu gewährleisten.

2.2.4 Schuhwerk

Ebenso von Bedeutung ist das Tragen eines adäquaten, dämpfenden orthopädischen Schuhwerkes, welches gegebenenfalls mit geeigneten Einlagen versehen werden kann, die der Achsenfehlstellung des Beines entgegenwirken. Durch angepasste Keile können Achsenkorrekturen in Kniegelenkhöhe zwischen 5° und 10° erreicht werden. Ein durch eine Schuhaußenranderhöhung induzierter Shift des Kniegelenk-Alignments führt zu einer deutlichen Reduktion der Belastung des medialen Kniekompartimentes [388]. *Keating* und seine Arbeitsgruppe beschreiben 1993 über einen Behandlungszeitraum von 4 bis 24 Monaten bei 61 von 121 Patienten (50%) mit Varusgonarthrose gute bis exzellente Ergebnisse durch das Tragen von Orthesen, adaptivem Schuhwerk oder Einlagen, vor allem im Arthrosestadium II der modifizierten Outerbridge-Klassifikation [191, 297].

2.2.5 Stützapparate

In der konservativen Behandlung degenerativer Kniegelenkarthrosen werden 3 Arten von Stützapparaten angewendet: Kompressionsstrümpfe sowie stützende und entlastende Kniegelenkschienen [169]. Kompressionsstrümpfe reduzieren Schwellzustände und gewährleisten ein stützendes und wärmendes Gefühl, ohne die mechanische Achse sowie Funktion und Stabilität des Gelenkes zu beeinflussen. Vermutlich aufgrund eines erhöhten

propriozeptiven Feedbacks wird von vielen Patienten durch das Tragen eines Stützstrumpfes ein Gefühl der Sicherheit angegeben [72].

Zu den supportiven Schienen gehören Scharnierschienen für Varus- und Valgusinstabilitäten, Schienen für rotationsinstabile oder kreuzbandinsuffiziente Kniegelenke und Stützapparate für Kniegelenke mit femoropatellarer Instabilität oder Achsenabweichung [169].

Entlastende Stützapparate produzieren einen Varus- oder Valgusstress auf das Kniegelenk und führen zu einer Schmerzlinderung, indem sie den Gelenkspalt des betroffenen Kompartimentes in der Phase der Belastung und Aktivität distrahieren [242] (Abbildung 3). Eine röntgenologische Ganganalyse von *Komistek* und seiner Arbeitsgruppe 1999 zeigte, dass bei Patienten mit unikompartimenteller medialer Kniegelenkarthrose durch das Tragen eines entlastenden Stützapparates eine Erweiterung des medialen Gelenkspaltes erzielt werden konnte. Dabei war bei allen Patienten eine Distraction der medialen Kondylen mit einer Schmerzlinderung verbunden. Der entlastende Stützapparat führte lediglich bei übergewichtigen Patienten und bei fehlerhafter Anpassung nicht zum erwünschten Erfolg [203]. Mehrere Studien bekräftigen die Effizienz von entlastenden Stützapparaten in ähnlicher Weise [71, 104, 149, 155].

Die erforderliche hohe Compliance von Seiten des Patienten und die nicht unerheblichen Kosten setzen allerdings eine strenge Indikationsstellung für die teilweise unpraktikablen entlastenden Stützapparate des Kniegelenkes voraus [307].



Abbildung 3: Medi OA Gonarthroseschiene

2.2.6 Medikamente

Analgetisch und antiphlogistisch wirksame Medikamente können sowohl intern als auch extern angewendet werden. Wichtig für eine dauerhafte medikamentöse Schmerztherapie sind Kenntnisse über Wirkungsmechanismus und eventuelle Nebenwirkungen.

Von einigen Autoren wird initial eine Analgesie ohne antiinflammatorische Eigenschaften, z.B. mit Acetaminophen, empfohlen, da sie kosten- und nebenwirkungsarm ist und eine vergleichbare Effizienz wie die nichtsteroidalen Antirheumatika (NSAR) hat [41, 42, 225]. Am gebräuchlichsten sind nichtselektive NSAR, bei deren Daueranwendung allerdings die bekannten hepatischen, renalen und gastrointestinalen Nebenwirkungen auftreten [42, 46, 216, 225].

Durch den Gebrauch neuerer Substanzklassen wie den selektiven COX (Cyclooxygenase)-2 - Inhibitoren können diese unerwünschten Nebenwirkungen sinnvoll minimiert werden. Bei weitaus höheren Kosten wird ihre Effizienz im Vergleich zu den NSAR als gleichwertig beschrieben [216, 225].

Ebenfalls ohne nennenswerte systemische Nebenwirkungen ist die externe Anwendung von entzündungshemmenden und schmerzlindernden Salben, welche effektiv in Kombination mit stabilisierenden Verbänden oder Stützstrümpfen eingesetzt werden können.

Chondroprotektive Nahrungszusätze wie Glukosamine oder Chondroitinsulfat werden ebenfalls im Therapieregime von Kniegelenkarthrosen berücksichtigt, haben allerdings nur einen geringen Effekt auf die Schmerzreduktion [1, 225, 265, 283, 317]. Allerdings beschreibt die Arbeitsgruppe um *Reginster* in einer randomisierten Studie mit 212 Patienten bei Applikation von Glukosaminen eine geringere Gelenkspaltverschmälerung als bei Einnahme eines Placebos. Zusätzlich konnte in der Glucosamin-Gruppe nach einer Behandlungszeit von 3 Jahren klinisch der WOMAC (Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis)-Index verbessert werden [316].

2.2.7 Intraartikuläre Injektionen

Invasiver sind intraartikuläre Injektionen mit analgetischen oder kortikoidhaltigen Substanzen, welche aufgrund der aus Sterilitätsgründen möglichen Infektionsgefahr nur in begrenztem Maße und in einer bestimmten Häufigkeit Bedeutung in der therapeutischen Anwendung haben. *Hochberg* und seine Arbeitsgruppe setzen die Anzahl der intraartikulären Injektionen mit Kortikosteroiden auf maximal 3- bis 4-mal pro Jahr an [150]. Zusätzlich wird bei intraartikulären Injektionen von Kortikosteroiden ein erhöhtes Risiko der Gelenkknorpel-schädigung beschrieben. Bei einem vergleichsweise hohen Kostenaufwand und einem erhöhten Infektionsrisiko werden bei alleiniger intraartikulärer Applikation eines Kortikosteroides oder in Kombination mit Hyaluronsäure keine eindeutigen Vorteile gegenüber den NSAR gesehen [2, 72, 224, 375].

Eine intraartikuläre Injektion von Hyaluronsäure soll die rheologischen Eigenschaften der Synovialflüssigkeit verbessern und ähnlich wie bei Kortikosteroiden inflammatorische Reaktionen der Synovia eindämmen [72, 111]. Bei über 60 Jahre alten Patienten mit

ausgeprägten arthrotischen Kniegelenkschäden konnte durch eine intraartikuläre Applikation von Hyaluronsäure eine länger anhaltende Schmerzlinderung erreicht werden als mit Kortikosteroiden [14, 103, 375].

Sowohl von therapeutischer als auch von diagnostischer Wichtigkeit sind andererseits Punktionen von Kniegelenkergüssen, da aufgrund des makroskopischen Aussehens sowie laborchemischer und mikrobiologischer Untersuchungsergebnisse des Punktats auf die Genese desselben geschlossen und ein adäquates Therapieregime eingeleitet werden kann.

2.3 Operative Therapieoptionen für unikompartimentelle Kniegelenkarthrosen

2.3.1 Arthroskopie

Die Arthroskopie ist ein minimalinvasives Operationsverfahren, welches es einem geübten Operateur ermöglicht, das gesamte Kniegelenk bezüglich eventueller Defekte der Menisken, ligamentärer und synovialer Strukturen sowie der Knochen- bzw. der Knorpeloberfläche zu beurteilen und anhand der Befunde einen Therapieplan für weitere operative Interventionen zu erstellen. Die Arthroskopie kann hierbei sowohl alleine von diagnostischer Bedeutung sein, als auch mit minimalinvasiven Therapieoptionen kombiniert werden; auch können mechanische Probleme, soweit arthroskopisch möglich, gelöst werden [39, 59, 353].

Allerdings bestehen kontroverse Meinungen über die Arthroskopie als therapeutische Option in der Behandlung unikompartimenteller Arthrosen, da sie die Ätiologie der Erkrankung nicht beseitigen kann [65, 326]. Auch kann man der Literatur entnehmen, dass suboptimale Ergebnisse nach arthroskopischer Kniegelenkchirurgie häufig mit einer fortgeschrittenen Arthrose in den präoperativen Röntgenbildern und mit einer Achsfehlstellung des Beines assoziiert waren [99, 253, 293].

Die arthroskopische Spülung des Kniegelenkes ohne Débridement kann die klinischen Symptome über einen kurzen Zeitraum durch Ausschwemmung von inflammatorischen Zytokinen lindern [72, 96, 99, 178, 179]. Es gibt mehrere retrospektive Studien über die arthroskopische Behandlung unikompartimenteller Kniegelenkarthrosen, welche sowohl günstige [9, 39, 99, 180, 246, 343] als auch ungünstige [26, 124, 247, 326] postoperative Ergebnisse beschreiben.

Ein arthroskopisches Débridement bei unikompartimentellen Kniegelenkarthrosen wird als wirkungsvoll bei milden degenerativen Knorpelveränderungen, einem physiologischen Alignment und symptomatischen Meniskusverletzungen beschrieben [26, 31, 55, 268, 293, 314, 343]. Andere Autoren [199, 259] berichten, dass das Débridement weder die Regeneration des Gelenkknorpels stimuliert noch das Fortschreiten des degenerativen Prozesses aufhält. Eine Varusfehlstellung wird mehr als eine Valgusfehlstellung als negativer prognostischer Faktor für den Erfolg eines arthroskopischen Débridements bei unikompartimentellen Kniegelenkarthrosen angesehen [343].

„Lavage, Shaving und Débridement sind also rein symptomatische Therapieverfahren, die kurzfristig eine Erfolgsrate von bis zu 80% aufweisen und mittelfristig in etwa 50% zufriedenstellende Resultate bis zu 5 Jahren aufweisen“ [55, 58, 134].

Mit einem Pfriem können exponierte und von der Arthrose betroffene kondyläre Knochenareale mikrofrakturiert werden, um subchondrale Blutungen zu provozieren und somit das Wachstum von fibrocartilaginärem Gewebe zu stimulieren [36, 321]. *Steadman* konnte durch diese Technik nach mehr als 1400 operativen Eingriffen in den Nachuntersuchungen bei 75% der Patienten eine Beschwerdelinderung erreichen [348].

Eine Modifikation zum offenen Gelenkdébridement ist die arthroskopische Abrasionsplastik, mit der über rotierende Instrumente der Knorpel débridiert, oberflächlicher sklerotischer Knochen abgetragen und eine Stimulation der Neubildung von fibrocartilaginärem Gewebe

erreicht werden kann [58, 187]. Allerdings wird beschrieben, dass diese Neubildung als Ersatz für den hyalinen Knorpel bei Defekten, die größer als 2 cm² sind, nicht mehr ausreichend stattfindet und zu einem Fortschreiten der Arthrose führt [43, 44, 154, 257]. Insgesamt ist der klinische Benefit nach einer Abrasionsarthroplastik am Kniegelenk nur begrenzt und von kurzer Dauer [31, 110, 188].

Bei Knochenmark-Stimulationstechniken wird der Knorpel bis in die subchondrale Vaskularisierungszone penetriert, um die Bildung eines Fibrinpflöpfes hervorzurufen, welcher pluripotente Stammzellen enthält, die sich unter biologischen und mechanischen Einflüssen in Knochen und Knorpel umwandeln [58, 159].

Shaving, Débridement, Drilling, Mikrofrakturierung und Abrasionsarthroplastik bereiten in der Behandlung chondraler und osteochondraler Defekte immer noch therapeutische Probleme, da sie nur eine kurzfristige Symptomlinderung bewirken und die Bildung eines minderwertigen Ersatzknorpels hervorrufen [33]. In Anlehnung an die OATS-Technik (Osteochondrales Autologes Transfer System) wurde 2003 von *Beyerlein* und Mitarbeitern erstmals die Implantation eines künstlichen Knochen-Knorpel-Ersatzes aus Polyvinyl-Alkohol-Hydrogel (Salu Cartilage™) vorgestellt. Bei diesem auch arthroskopisch praktikablen Verfahren entfällt die Entnahmemorbidität eines Knorpel-Knochen-Zylinders, ein weiterer Vorteil ist die sofortige Belastbarkeit der operierten Extremität ohne langfristige Rehabilitation. Langzeitergebnisse stehen hier noch aus [33].

2.3.2 Arthrotomie

Das offene Débridement eines Kniegelenkkompartimentes über eine Arthrotomie stellt eine Alternative zu den arthroskopischen Verfahren dar [10, 131, 166, 199, 229].

Außerdem gibt es die Option, im Rahmen der offenen Gelenkrevision den verschlissenen Gelenkknorpel mit dünnen Kirschner-Drähten anzubohren, um eine Kapillareinsprossung und somit Ernährung des ansonsten nicht mit eigenen Blutgefäßen versorgten hyalinen Knorpels zu gewährleisten (Operation nach Pridie). Mit dieser Technik werden ähnliche Erfolgsquoten wie bei anderen operativen Methoden zur Wachstumsstimulation des fibrocartilaginären Gewebes, welches teils aus hyalinem, teils aus Faserknorpel besteht, erzielt [166, 362]. *Insall* hatte in einer Serie von 60 Patienten in 77% der Fälle zufriedenstellende Ergebnisse nach der Pridie-Operation, während 5 Patienten eine Verschlechterung im Vergleich zum präoperativen Befinden angaben [166].

In mehreren tierexperimentellen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass durch Anbohrung von denudierten Knorpeldefekten keine vollständige Heilung des Gelenkknorpels erreicht wurde [248, 259].

2.3.3 Knorpeltransplantation

Wenn arthroskopische Abrasions- oder Mikrofrakturierungstechniken bei fokalen Knorpeldefekten keinen Erfolg haben oder versprechen, bieten Knorpeltransplantationen eine sinnvolle therapeutische Alternative. Im Allgemeinen sind dafür 3 Verfahren bekannt. Unterschieden werden die Transplantation von autologen, nicht in der Belastungszone des Gelenkes liegenden, osteochondralen Zylindern (OATS: Osteochondrales Autologes Transfer System), die Implantation von autologen Chondrozyten und die Transplantation von allogenen osteochondralem Gewebe [5, 27, 37, 43, 44, 61, 73, 75, 76, 109, 116, 122, 132, 133, 181, 245, 254, 256, 257, 296, 336, 337, 386].

Bei diesen Operationsverfahren muss berücksichtigt werden, dass vorwiegend solitäre und nicht großflächige Knorpeldefekte im Bereich des Kniegelenkes repariert werden können. So werden sie auch eher bei aseptischen Knochennekrosen oder bei einer Osteochondrosis dissecans angewandt, als bei degenerativen uni- oder bikompartimentellen Kniegelenkarthrosen infolge eines Malalignments der unteren Extremitäten, welche generell eher großflächig und nicht fokussiert auftreten. Außerdem limitiert sich die Menge der Knochen-Knorpel-Transplantate aufgrund des begrenzten Angebotes nicht in der Belastungszone der unteren Extremität liegender Areale vorwiegend vom lateralen proximalen Femurkondylus von selbst [58].

„Das Schicksal des Knorpels wird beim OATS-Verfahren maßgeblich von der Passform des Zylinders und der Kongruenz der Oberfläche bestimmt. Andernfalls bildet sich Bindegewebe“ [58, 92]. Aufgrund einer möglichen resultierenden Inkongruenz der Knorpeloberfläche wird bei der Transplantation von osteochondralen Autografts zunehmend auf kleine Knorpel-Knochen-Zylinder zurückgegriffen. Erste klinische Untersuchungen zeigen vielversprechende Ergebnisse [37, 243].

Mittel- und langfristige Verlaufsuntersuchungen nach Transplantation von osteochondralen Allografts liefern unterschiedliche klinische Ergebnisse [5, 117, 122, 164]. Die Hauptproblematik dieses Operationsverfahrens liegt in der fraglichen Vitalität der tiefgefrorenen oder bestrahlten Chondrozyten sowie in der möglichen Abstoßungsreaktion und Infektiosität des Transplantates [58, 164].

Bei ausgedehnten Knorpeldefekten im gewichtstragenden Teil des medialen oder lateralen Femurkondylus ist ein posteriorer Femurkondylentransfer mit MEGA-OATS-Systemen als sinnvolle Alternative zu allogenen Knorpeltransplantationen zu betrachten [50, 57, 95, 161, 264, 372].

Auch das in den 1980er Jahren entwickelte Verfahren der autologen Chondrozyten-transplantation [44] liefert vielversprechende mittel- und langfristige klinische Ergebnisse in der Behandlung von Knorpeldefekten im Kniegelenk [56, 57, 255, 304, 305, 306]. In einem Großteil der Biopsien aus dem Transplantatbereich konnte in den Nachuntersuchungen immunhistochemisch hyalinartiges Gewebe mit Kollagen Typ II nachgewiesen werden [56, 57, 304, 305, 306]. Dem hohen Kostenfaktor stehen „in Zukunft sicher Verfahren mit synthetischen Trägersubstanzen als initiales dreidimensionales Netzwerk für Chondrozyten eventuell mit Beimischung von Wachstumsfaktoren“ gegenüber [58, 163].

Um ein zufriedenstellendes Outcome im Sinne einer Schmerzlinderung, einer verbesserten Gelenkfunktion und einer gesteigerten Patientenzufriedenheit nach Knorpelimplantationen oder -transplantationen zu erreichen, ist es notwendig, ein das betroffene Kniegelenkkompartiment entlastendes Alignment sowie einen stabilen Bandapparat herzustellen [141, 142]. Da durch

Band- oder Meniskuspathologien hervorgerufene Kniegelenkinstabilitäten zu einem Fortschreiten der Knorpelschäden führen, ist es von Nöten, die Instabilität zu beheben, um die Kraftübertragung auf den chirurgisch angegangenen Gelenkknorpel zu minimieren [54, 72, 284].

Der Stellenwert der genannten Operationstechniken in der Behandlung von unikompartimentellen Kniegelenkarthrosen bleibt aufgrund eines fehlenden Vergleiches von Langzeitergebnissen und einer schwer zu definierenden Indikationsstellung noch weitgehend offen [169]. Es muss in Erwägung gezogen werden, dass sämtliche Verfahren einer autologen oder allogenen Knorpeltransplantation mit einer Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia kombiniert werden können [58].

Insgesamt aber erweitert die Therapieoption der arthroskopischen oder offenen Transplantation von autologem und allogenen Knochen-Knorpel-Gewebe das Spektrum gelenkerhaltender Operationseingriffe [37, 132, 164, 243]. Bei richtiger Indikationsstellung kann so der Zeitpunkt eines unikompartimentellen oder totalen Oberflächenersatzes des betroffenen Kniegelenkes erheblich hinausgezögert werden.

2.3.4 Periostlappenplastik

Die Periostlappenplastik stellt eine weitere vielversprechende operative Therapieoption in der Behandlung von osteochondralen Läsionen im Kniegelenk dar [113, 204, 282, 286, 287, 288]. Es konnte in verschiedenen Arbeitsgruppen gezeigt werden, dass osteochondrale Defekte durch einen autologen Periostlappen mit mikroskopisch nachgewiesenem hyalinen Knorpel und wiederhergestellter subchondraler Zone ausheilten [286, 287, 288, 312].

2.3.5 Meniskustransplantation

In der Literatur wird über klinische Ergebnisse mit einem Follow-up von maximal 5 Jahren berichtet, dass bei einer milden unikompartimentellen Kniegelenkarthrose (Stadium II oder weniger nach *Outerbridge* [297]) und vorausgegangener Meniskuschirurgie zufriedenstellende Ergebnisse mit einer Meniskustransplantation erzielt werden konnten [72, 118, 299, 336, 337, 368]. Ein allogener Meniskusersatz sollte nicht bei Patienten mit fortgeschrittener Arthrose, Instabilität oder Fehlstellung durchgeführt werden [169]. Allerdings gibt es vielversprechende Kurzzeitergebnisse von Patienten, bei denen eine allogene Meniskustransplantation mit einer Korrekturosteotomie und/oder einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes kombiniert wurde [60].

2.3.6 Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia

Achsenfehlstellungen in den unteren Extremitäten können den mechanischen Stress auf den geschädigten Gelenkknorpel im Kniegelenk erhöhen, was zu Schmerzen, einem weiteren Verschleiß des Knorpels und zu einer Zunahme der Deformität im Kniegelenk führt. Ziel der Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia in der Behandlung von unikompartimentellen Kniegelenkarthrosen ist es, das Alignment des Beines wiederherzustellen und die Hauptbelastung im Kniegelenk vom betroffenen auf das gesunde femorotibiale Gelenkkompartiment zu verlagern [169]. Dadurch kann eine biologische Erholung des geschädigten Gelenkknorpels erreicht werden [49, 208, 291, 340], ohne dass es im weniger betroffenen Gelenkkompartiment zu einem Fortschreiten des degenerativen Prozesses kommt [45, 114, 192].

Berichte über neue Osteotomieverfahren am Knie mit einer Weiterentwicklung der technischen Ausstattung und des Instrumentariums wurden erstmals 1958 von *Jackson* [174], 1961, 1969 und 1974 von *Jackson und Waugh* [175, 176, 177] und etwas später von *Coventry* [79, 80] veröffentlicht.

Seitdem wurden eine Vielzahl von neuen Operationstechniken und stetige Weiterentwicklungen der technischen Möglichkeiten mit dem Ziel, den präoperativ geplanten Korrekturwinkel akkurat zu erreichen und auf lange Sicht zu erhalten, beschrieben [4, 79, 93, 100, 136, 151, 158, 176, 184, 237, 263, 269, 291].

Harris und Mitarbeiter nahmen an, dass der Benefit einer Korrekturosteotomie für das betroffene arthrotische Kniegelenkkompartiment rein mechanischer Natur sei [136]. Die Arbeitsgruppe um *Shaw* allerdings äußerte Zweifel an den biomechanischen Auswirkungen einer valgisierenden Umstellungsosteotomie an der proximalen Tibia, da sie in einer tierexperimentellen Studie aufzeigen konnte, dass eine Valgisierung von 25° notwendig war, um das mediale Kniegelenkkompartiment zu entlasten [335].

Nach Einführen der Kniegelenkendoprothesen in der Behandlung von mono- und mehrkompartimentellen Gonarthrosen musste die Indikationsstellung der Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia neu überdacht werden [370]. Als größter Vorteil der Umstellungsosteotomien gegenüber dem partiellen oder totalen Kniegelenkersatz wird der Erhalt des Knochenstocks und der intraartikulären Strukturen angesehen [370].

Das klinische Outcome nach Korrekturosteotomien an der Tibia korreliert mit der Patientenselektion für diesen operativen Eingriff [142, 276]. Die besten Ergebnisse wurden bei jungen, anspruchsvollen Patienten mit einem aktiven Lebensstil und einer Lebenserwartung jenseits der erwarteten Überlebensdauer einer Kniegelenk-Totalendoprothese beobachtet [169, 370]. Weitere maßgebliche Faktoren für eine erfolgreiche Osteotomie sind die Stabilität und das funktionelle Bewegungsausmaß des betroffenen Kniegelenkes.

Holden und seine Arbeitsgruppe hingegen sehen keine Korrelation zwischen der Qualität des klinischen Outcomes und dem präoperativen Arthrostadium, dem Patientenalter und dem Nachuntersuchungszeitraum [152].

Für einige Autoren hat eine beginnende diskrete Arthrose im femoropatellaren Gleitlager keine negative prognostische Signifikanz für das klinische Ergebnis nach einer Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia [80, 167, 197, 263]. Andere Autoren hingegen beschrieben einen

negativen Einfluss von präoperativ milden Retropatellararthrosen auf das klinische Outcome nach kniegelenknahen Umstellungsosteotomien [4, 311, 325, 363].

In der Literatur werden als generelle Ausschlusskriterien und Kontraindikationen für Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia entzündliche Arthritiden und eine Bewegungseinstellung des Kniegelenkes mit einem Flexions- und/oder Extensionsdefizit beschrieben [72, 128].

Aber auch kreuzbandinsuffiziente Kniegelenke mit einer unikompartimentellen medialen Gonarthrose können simultan oder zweizeitig durch eine Bandrekonstruktion und einen Korrekturingriff mit Verlagern der mechanischen Achse in das nicht betroffene Kniegelenkkompartiment erfolgreich operativ versorgt werden [91, 160, 162, 281, 284]. *Imhoff* und seine Arbeitsgruppe berichteten 2002 bei allen der 58 einzeitig mit valgusierender Korrekturosteotomie und Ersatz des vorderen Kreuzbandes operierten Patienten über eine Verbesserung des Schwellzustandes, der Schmerzen und der Instabilität im betroffenen Kniegelenk. Das klinische Ergebnis wurde hierbei nicht durch zusätzliche Operationen an Knorpel oder Menisken beeinflusst [160]. *Noyes* und Mitarbeiter gaben bei einem weitaus inhomogeneren Patientengut nach zweizeitiger operativer Versorgung in 71% der Fälle eine Schmerzreduktion und in 85% der Fälle eine Elimination des Instabilitätsgefühles an [285].

Viele Studien konnten zwar zufriedenstellende klinische Ergebnisse nach proximalen Korrekturosteotomien an der Tibia liefern, sie zeigten aber auch, dass sich diese im Rahmen der Langzeituntersuchungen zunehmend verschlechterten [84, 85, 167, 201, 319].

Zu den Komplikationen der Umstellungsosteotomie an der proximalen Tibia gehören Weichteilinfektionen, tiefe Beinvenenthrombosen, Läsionen des Nervus peroneus, Pseudarthrosen und langfristig Korrekturverluste.

Die Inzidenz von intraoperativen Affektionen des Nervus peroneus wird in der Literatur zwischen 0,7% und 16% angegeben, wobei hier nur subtraktive Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia durch den lateralen Zugang ursächlich in Frage kommen [108, 112, 120, 123, 138, 240, 278, 279, 341, 344]. *Aydoğdu* und Mitarbeiter beschreiben bei 3 von 11 (27%) elektrophysiologisch nachuntersuchten Patienten Läsionen des Nervus peroneus, wobei allerdings nur eine (9%) klinisch symptomatisch war, so dass die in der Literatur beschriebene Bandbreite der Inzidenzen durchaus zu erklären ist [20].

Kirgis und Albrecht definierten 1992 in einer anatomischen Studie an 29 Leichenpräparaten 2 Hochrisikozonen, welche die motorische Versorgung des M. extensor hallucis longus durch den N. peroneus profundus und seine Äste sowie deren Lage zur Fibula betreffen. Diese besonders exponierten Bereiche befinden sich 0 – 40 mm bzw. 68 – 153 mm distal des Tuberculum innominatum des Fibulaköpfchens lateralseits. Zusätzliche Gefahren bestehen darin, dass alle Äste nahe am fibularen Periost vorbeiziehen und dass außerdem viele Normvarianten im Sinne einer Mehrfachversorgung eines Muskels vorliegen [200].

Mit 2,3% bis 54,4% [121, 230, 231, 341, 357, 382] für Weichteilinfektionen und 1,3% bis 9,8% [202, 319, 341] für tiefe Beinvenenthrombosen gibt es in der Literatur unterschiedliche, von der jeweiligen Operationstechnik abhängige, Angaben über Inzidenzen postoperativer Komplikationen nach Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia.

Eine stabile osteosynthetische Versorgung der Osteotomie ist die beste Voraussetzung für eine frühe Rehabilitation des Patienten. Biomechanische Studien haben gezeigt, dass Osteotomien,

welche rigide mit Platte und Schrauben fixiert sind, höheren axialen Belastungen standhalten [342].

Im Falle eines Implantatversagens oder einer unzureichend rigiden osteosynthetischen Fixierung der Osteotomie besteht die Gefahr von Pseudarthrosenbildungen oder Korrekturverlusten [138, 148, 258, 272, 273, 275, 341, 380]. Die Inzidenz von Tibiapseudarthrosen nach Korrekturosteotomien wird in der Literatur zwischen 0,7% und 13% angegeben [21, 24, 32, 81, 151, 272, 273, 275, 324, 341, 364].

Flamme beziffert eine Lücke zwischen den Osteotomieenden im Sinne einer fehlenden Adaptation der beiden Fragmente, eine mangelhafte Stabilität der Osteosynthese und schließlich eine insuffiziente Durchblutung der Osteotomie als die 3 ätiologischen Faktoren, die für die Entstehung einer Pseudarthrose nach Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia verantwortlich sind [106, 107].

Die Arbeitsgruppe um *Stuart* fand nach durchschnittlich 9 Jahren Nachuntersuchungszeitraum bei 18% der an der proximalen Tibia osteotomierten Knie Revarisierungen von mehr als 5°. Außerdem stellte sie in 60% der Fälle eine Progression der Arthrose im lateralen und in 93% der Fälle eine Progression der Arthrose im medialen Kniegelenkkompartiment fest [354].

Obwohl nicht zwangsläufig mit schlechteren klinischen Ergebnissen assoziiert, beobachteten *Insall* und Mitarbeiter 1984 nach einem durchschnittlichen Follow-up von 8,9 (5 bis 15) Jahren bei 30,5% der nachuntersuchten Kniegelenke einen Korrekturverlust der Osteotomie zurück in die Varusfehlstellung [167].

Aus Gründen eines möglichen Korrekturverlustes wird von vielen Autoren eine Überkorrektur der Osteotomie auf ein Alignment von bis zu 14 ° Valgus empfohlen [35, 85, 119, 148, 167, 172, 193, 197, 206, 263, 290, 325, 354, 363, 367, 383, 385, 387].

Während *Kettelkamp* [197] und *Coventry* [81] postoperativ keine funktionellen Probleme bei überkorrigierten Kniegelenken beobachten konnten, beschreiben andere Autoren die Entwicklung einer Arthrose im initial nicht betroffenen lateralen Kniegelenkkompartiment [148, 387].

Neben der 1965 und 1973 von *Coventry* beschriebenen und über die Jahre vielfach modifizierten klassischen valgisierenden lateralen subtraktiven Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia [79, 80] besteht die Möglichkeit, die Osteotomie additiv von medial durchzuführen [6, 7, 12, 89, 148, 206, 221, 222, 223, 230, 231, 263, 277, 298, 341, 377]. Die Osteotomie kann, ähnlich wie bei den bewährten closed-wedge-Verfahren, durch Schrauben-/Plattenkombinationen oder einen externen Fixateur stabilisiert werden [12, 230, 231].

Neben einer Kallusdistraktion durch externe Fixierung [230, 231, 277, 324] kann eine knöcherne Konsolidierung der Osteotomie durch Interposition von autologem und allogem Knochen bzw. Knochenersatzmaterial erreicht werden [12, 148, 206, 215, 298].

Externe Fixierungsmethoden, welche durchschnittlich für 7 Wochen postoperativ belassen werden müssen, können mit Pintrakt-Infektionen, Pseudarthrosen und tiefen Beinvenenthrombosen assoziiert sein [3, 230, 231, 324, 370].

Die potentiellen Vorteile der medialen additiven Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia mit Stabilisierung durch Platte und Schrauben werden in der einfachen und reproduzierbaren

Schnittebene, im Erhalt des proximalen Tibio-Fibular-Gelenkes mit minimalem Risiko einer Verletzung des Nervus peroneus, im Vermeiden einer resultierenden Patella baja und in der Prävention einer postoperativen Kontraktur der Patellarsehne gesehen [12, 34, 70, 333, 370, 379]. Das additive Verfahren kann zusätzlich eine bestehende Insuffizienz des medialen Kollateralbandes ausgleichen [198, 294], ist technisch weniger anspruchsvoll und hat einen limitierten operativen Zugang [263].

Koshino und Mitarbeiter konnten 2003 in einer klinischen Studie mit einem Nachuntersuchungszeitraum von durchschnittlich 78,6 Monaten aufzeigen, dass jeder der 18 Patienten, bei dem eine mediale additive Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia mit Interposition von 2 Hydroxylapatit-Keilen durchgeführt wurde, eine Schmerzlinderung mit einer verbesserten Gehfähigkeit erfuhr. Postoperativ konnte hier ein durchschnittlicher femorotibialer Winkel von $10,3^\circ$ anatomischem Valgus erreicht werden. Aufgrund einer sehr rigiden Fixierung der Osteotomie traten im Verlauf keine Korrekturverluste mit Kollaps der Hydroxylapatit-Keile auf. Eine Konversion in eine Totalendoprothese des Kniegelenkes war bei keinem der Patienten von Nöten [206].

Mehrere biomechanische und klinische Studien konnten die Überlegenheit von Platten und Schrauben gegenüber Knochenklammern (Staples) in der Fixierung von Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia bezüglich Primärstabilität und Korrekturverlusten aufzeigen [119, 137, 151, 345, 379].

Hee 1996 [144] und *Hsu* 1990 [157] beschreiben eine verlängerte Hospitalisierung der Patienten nach Stabilisierung von hohen Tibiaosteotomien durch Plattenosteosynthese aufgrund einer erhöhten Inzidenz von Wundkomplikationen.

Eine Arbeitsgruppe um *Virolainen* führte 2003 eine Metaanalyse von 19 relevanten Langzeitstudien über insgesamt 2406 Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia von 1970 bis 1998 unter Berücksichtigung der Osteotomiehöhe, der Indikationen sowie Ein- und Ausschlusskriterien für einen operativen Eingriff, des Patientenalters, der Nachuntersuchungszeiträume und der Zeitspanne bis zur Konversion in einen Oberflächenersatz des betroffenen Kniegelenks durch [370]. Ein unveränderter oder leichter Schmerz im Kniegelenk wurde nicht als zufriedenstellendes Ergebnis gesehen. Insgesamt konnten nach 60 Monaten 75,3% und nach 100 Monaten 60,3% gute oder exzellente klinische Ergebnisse beobachtet werden. Die Fehlerrate des operativen Verfahrens lag nach 10 Jahren bezüglich Reosteotomien, Revisionsoperationen mit Meniskus chirurgie oder Bandrekonstruktionen, Konversion in einen Oberflächenersatz des betroffenen Kniegelenkes, Infektionen und Pseudarthrosen bei 24,6%. Aus der Metaanalyse geht weiter hervor, dass die Wahrscheinlichkeit für einen notwendigen endoprothetischen Ersatz des Kniegelenkes nach primärer Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia bis zum 24. Monat bei 3,4%, bis zum 47. Monat bei 7,8%, bis zum 71. Monat bei 11,4%, zwischen dem 72. und 95. postoperativen Monat bei 15,9% und zwischen dem 82. und 120. postoperativen Monat bei 21,1% lag [370].

Die valgusierende Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia (Abbildung 4) stellt nur für ein sorgfältig ausgewähltes Patientengut ein geeignetes Operationsverfahren in der Behandlung medial betonter Kniegelenkarthrosen dar [85, 90, 123, 143, 167, 183, 198, 240, 244, 251, 263, 276, 278, 290, 294, 370, 300, 301, 349, 381, 387].

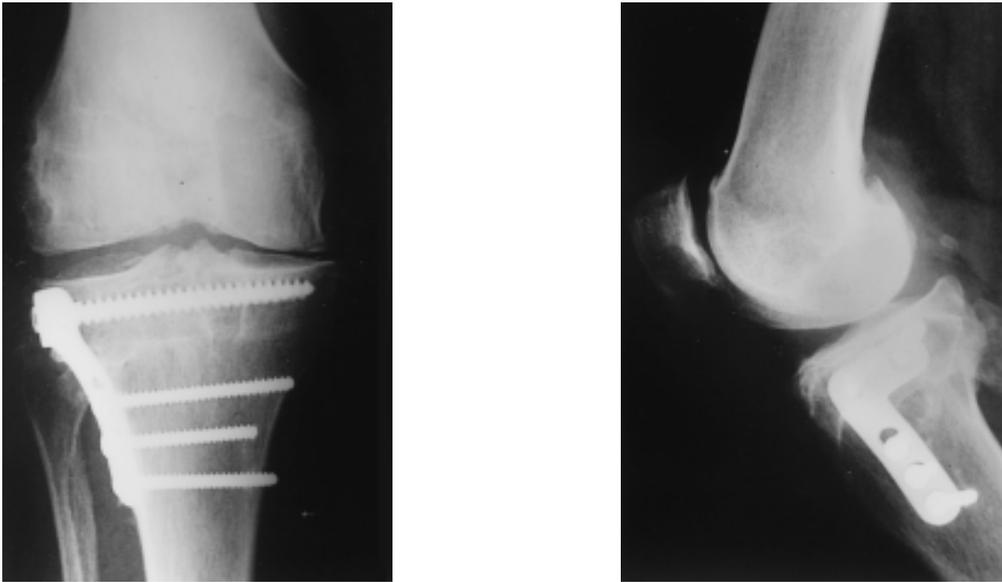


Abbildung 4: postoperative Röntgenbilder nach valgusierender HTO [34]

2.3.7 unikompartimenteller/totaler Oberflächenersatz des Kniegelenkes

Der Oberflächenersatz des Kniegelenkes ist ein bewährtes und akzeptiertes Verfahren in der operativen Behandlung von Kniegelenkarthrosen bei älteren Patienten [169]. Er kommt in der Regel nur bei schweren Destruktionen des Kniegelenkes, welche weder konservativ noch durch gelenkerhaltende Operationen in den Griff zu bekommen sind, zur Anwendung. Das mit Endoprothesen versorgte Patientengut besteht meist aus älteren Menschen, welche aufgrund des im Durchschnitt deutlich reduzierten Aktivitätszustandes und eines ausgeprägten konservativen und gelenkerhaltend operativen Therapieregimes am meisten vom künstlichen Ersatz des Gelenkes profitieren. Die Prävalenz von Total-Endoprothesen in der Behandlung von unikompartimentellen Kniegelenkarthrosen nimmt insgesamt zu [234, 250, 313, 320, 351]. Sie werden zunehmend auch bei einem jüngeren Patientengut eingesetzt [87, 94, 125, 313, 350].

Das Ausmaß der endoprothetischen Versorgung des betroffenen Kniegelenkes richtet sich nach der Ausdehnung der arthrotischen Veränderungen auf ein, zwei oder sogar drei Kompartimente sowie der ligamentären Stabilität des Knies.

Als idealer Kandidat für einen unikompartimentellen Kniegelenkersatz wird ein Patient mit niedrigen Aktivitätsansprüchen, einem stabilen Kniegelenk mit weniger als 15° Extensionsdefizit, einer allenfalls minimalen Varus- oder Valgusfehlstellung, welche in der klinischen Untersuchung passiv korrigiert werden kann, und mit einer unikompartimentellen Arthrose mit keinen oder lediglich minimalen Knorpelschäden im kontralateralen und femoropatellaren Kniegelenkkompartiment angesehen [359, 360].

Über die letzten Jahrzehnte konnten die anfangs enttäuschenden klinischen Langzeitergebnisse nach unikompartimentellem Kniegelenkersatz [127, 145, 168, 217, 356] durch adäquate Selektion der Patienten sowie durch Optimierung der operativen Technik und der Implantate deutlich verbessert werden [62, 63, 210, 211, 212, 331, 332]. Trotzdem lassen sich heute noch

keine eindeutigen Aussagen über das optimale Patientenalter für diesen operativen Eingriff treffen, zumal bei jüngeren - weniger als 60 Jahre alten - Patienten mit hohen Aktivitätsansprüchen schlechte klinische Ergebnisse beobachtet wurden [102, 239].

Bei Patienten mit medial betonter unikompartimenteller Gonarthrose wurden die besten Ergebnisse erzielt, wenn die postoperative mechanische Achse der unteren Extremität durch das Zentrum des Kniegelenkes oder leicht medial davon verlief [169]. Über- und Unterkorrekturen hingegen waren mit einer frühzeitigen Verschlechterung des postoperativen Outcomes assoziiert [194].

Die Vorteile eines unikompartimentellen gegenüber einem totalen Oberflächenersatz des Kniegelenkes werden im limitierten operativen Zugang [322], im geringeren intraoperativen Blutverlust [67] und im generell größeren Bewegungsumfang des operierten Kniegelenkes bei vergleichsweise geringerem Rehabilitationszeitraum [67, 280, 323] gesehen.

Bei einem sorgfältig selektierten Patientengut konnten nach unikompartimentellem Kniegelenkersatz mittelfristig über einen Nachuntersuchungszeitraum von bis zu 12 Jahren mit dem totalen Oberflächenersatz des Kniegelenkes vergleichbare Ergebnisse beobachtet werden [29, 68, 102, 267, 331, 346, 352] (Abbildung 5).



Abbildung 5: unikompartimenteller Oberflächenersatz des medialen Kniegelenkkompartmentes

Im Falle eines Fortschreitens der Arthrose, eines Übergreifens der Arthrose auf andere Kniegelenkkompartmente oder einer Implantatlockerung wirkt es sich nachteilig für einen späteren Wechsel auf eine Kniegelenk-Totalendoprothese aus, dass es bei der Implantation von monokondylären Schlittenprothesen vor allem am betroffenen Tibiaplateau bereits zu einem erheblichen Verlust an stützendem Knochen kommt. So machten *Barret* und seine Arbeitsgruppe in 50% der erforderlichen Revisionseingriffe von einem unikompartimentellen auf einen totalen Oberflächenersatz des Kniegelenkes Gebrauch von autologen Knochen- transplantaten, Knochenzement oder Langstiel-Implantaten [23].

Während einige Studien [47, 170] den unikompartimentellen Kniegelenkersatz gegenüber der proximalen Korrekturosteotomie an der Tibia hinsichtlich des klinischen Outcomes als überlegen ansehen, beschreiben andere Autoren [329] vergleichbare mittelfristige Ergebnisse dieser beiden Operationsverfahren.

Meding und seine Arbeitsgruppe sahen bei 95 nachuntersuchten Patienten keinen negativen Einfluss von Voroperationen inklusive Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia auf das klinische Ergebnis eines totalen Oberflächenersatzes des Kniegelenkes [249]. Andere Autoren [190, 260, 347, 381] hingegen beschreiben durchaus schlechtere klinische Ergebnisse bei Patienten mit einer stattgehabten Korrekturosteotomie vor Implantation einer Kniegelenk-Totalendoprothese im Vergleich zu Patienten mit einer primär implantierten Kniegelenk-Totalendoprothese.

Amendola sieht eine vor einem totalen Oberflächenersatz des Kniegelenkes durchgeführte Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia bezüglich des HSS-Scores, der Schmerzintensität und der Kniegelenkfunktion nicht als nachteilig an, allerdings fand er nach durchschnittlich 2 Jahren postoperativ eine zunehmende Einschränkung im Bewegungsumfang des betroffenen Kniegelenkes, resultierend aus durch die Korrekturosteotomie hervorgerufenen Veränderungen in der Dorsalneigung des Tibiaplateaus [13].

Insgesamt bietet die Endoprothetik ein weitreichendes Spektrum in der Behandlung von uni- und mehrkompartimentellen Gonarthrosen. Jedoch sollte primär immer der Erhalt des Gelenkes angestrebt werden, bevor dessen Oberflächenersatz in Erwägung gezogen wird.

3 Problem- und Fragestellung

Um bei lateralen subtraktiven Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia in der Behandlung von unikompartimentellen medialen Kniegelenkarthrosen eine ausreichende Stabilität zu erreichen, sollte die Osteotomie nicht über den gesamten Querdurchmesser der Tibia durchgeführt werden. Folglich bleibt medialseitig eine Kortikalisbrücke bestehen. Aufgrund der vorhandenen Fähigkeit des Knochens zur plastischen Deformation und durch eine exakte Durchführung der Operation im Sinne eines langsamen und schrittweisen Schließens der Osteotomie wird auch postoperativ eine Kontinuität dieser Knochenbrücke ohne Frakturierung gewährleistet. Dieser Methode für den Stabilitätsgewinn der Osteotomie sind allerdings trotz einer akkuraten Operationsplanung und -technik Grenzen gesetzt. Bei osteoporotischen Knochen und Korrekturwinkeln über 10° [38, 195, 341] hält die mediale Kortikalis den Spannungsverhältnissen während des Schließens der Osteotomie häufig nicht mehr stand und frakturiert. Somit ist medialseitig bis auf eine mögliche Verzahnung der gebrochenen Kortikalisfragmente eine stabile Fixierung der Osteotomie nicht mehr gewährleistet. Hierdurch werden vor allem Rotationsinstabilitäten der operierten Tibia induziert, da alleine das von lateral angebrachte Osteosynthesematerial zur Fixierung der Osteotomie beiträgt.

Deshalb kann im Falle einer intraoperativen Fraktur der medialen Kortikalisbrücke eine zusätzliche Spongiosaschraube eingebracht werden, welche von distal her auf maximaler Länge bis unter das mediale Tibiaplateau einen schrägen Verlauf durch den Osteotomiespalt einnimmt. Das Kreuzen dieser Schraube durch die transversale Osteotomie bewirkt, additiv zur lateralen Verplattung und Verschraubung, einen Stabilitätsgewinn in der Horizontalebene, in welcher die Rotationsbewegungen ablaufen. Somit können Stabilitätsverluste durch eine frakturierte mediale Kortikalis zumindest teilweise kompensiert werden, zumal auch die zusätzliche schräge Spongiosaschraube rotatorischen Mikro- und Makrobewegungen der osteotomierten Tibia entgegenwirkt.

Allerdings ist der biomechanische Effekt dieser additiven Schraube gegenwärtig noch unbekannt [389].

Ziel dieser experimentellen biomechanischen *in-vitro* Untersuchungen an Lammtibiae war es, den Stellenwert einer durch den Osteotomiespalt führenden Spongiosaschraube für die primäre Rotationsstabilität von kompletten und inkompletten subtraktiven Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia unter axialer Belastung aufzuzeigen. Somit soll der klinische Einsatz dieser Schraube zum kompensatorischen Ausgleich einer frakturierten medialen Kortikalisbrücke für eine suffiziente Primärstabilität der Umstellungsosteotomie begründet werden.

4 Hypothese

Es wird davon ausgegangen, dass durch eine zusätzliche, den Osteotomiespalt kreuzende, schräge Spongiosaschraube sowohl bei kompletten als auch bei inkompletten valgisierenden Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia um 8° im Tiermodell ein Benefit bezüglich der primären Rotationsstabilität unter axialer Belastung erreicht wird.

Als Vergleichsgruppe dienen hierbei Lammtibiae, welche auf herkömmliche Weise ohne additive schräge Schraube komplett bzw. inkomplett osteotomiert und fixiert wurden.

5 Material und Methoden

5.1 Knochen

Für die Versuchsreihe wurden insgesamt 51 frische Lammtibiae mit Weichteilmantel sofort nach Abholung vom Schlachthof München (Zenettistr. 10, Firma Valentin Hahn) bei -28° Celsius tiefgefroren. Nach Angaben der Schaferei Heinrich Märdauer betrug das Alter der geschlachteten Lämmer stets 8 bis 10 Monate. Die Seitenverteilung der Knochen ergab 26 linke und 25 rechte Tibiae. Die Präparate wurden am Versuchstag über eine Zeitdauer von 8 bis 10 Stunden auf Zimmertemperatur aufgetaut, die Tibiae anschließend so freipräpariert, dass das Periost intakt blieb. Um einen annähernd gleichbleibenden Feuchtigkeitsgehalt der Knochen zu gewährleisten, wurden die Präparate mit mehrlagigen Mullkompressen umwickelt und standardisiert alle 10 Minuten bis zur Durchführung des Versuches mit Wasser besprüht.

In den Vorversuchen konnte durch konventionelles Röntgen festgestellt werden, dass die Epiphysenfugen der Tibiae so weit geschlossen waren, um den erforderlichen Belastungen im Versuch standzuhalten (Abbildung Nr. 6).

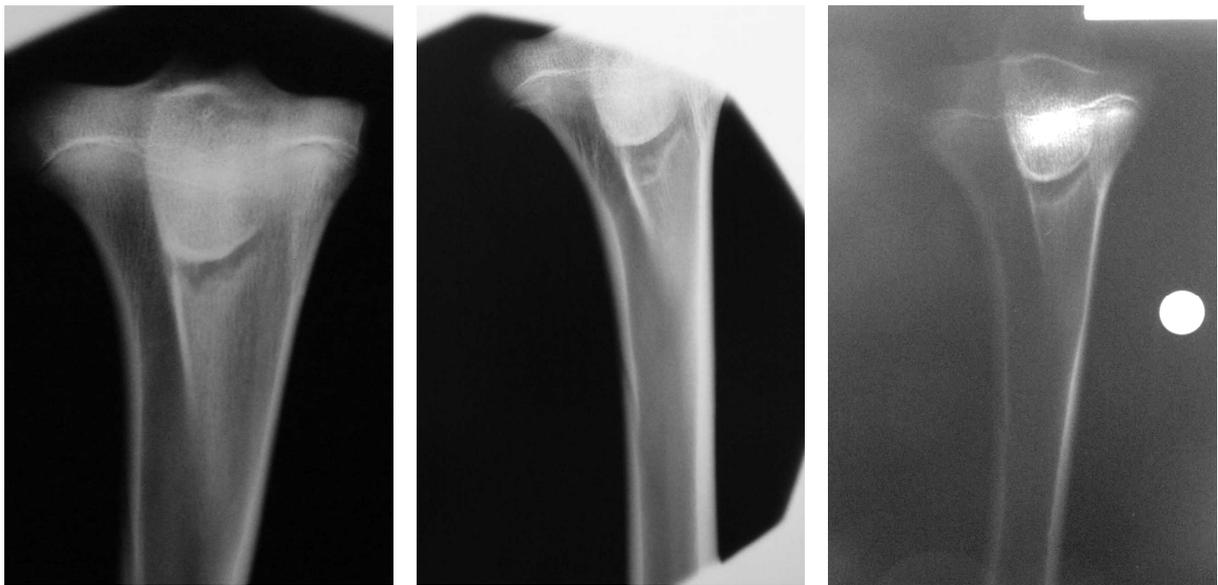


Abbildung 6: Röntgenaufnahmen von Lammtibiae zur Beurteilung der Epiphysenfugen

Aufgrund des regen Patientenbetriebes in der Poliklinik (Abteilung für Sportorthopädie, TU München, Conollystr. 32) und teilweise nächtlicher Arbeitszeiten war es nicht möglich, alle Präparate prä- und postoperativ bzw. nach Beendigung des Versuches radiologisch zu erfassen. Ersatzweise erfolgte deshalb die digitale Photodokumentation aller Versuchsreihen, um die resultierenden Fehler bzw. Schwachstellen an Knochen und Implantaten aufzuzeigen.

5.2 Versuchsdurchführung

Nach dem Vermessen und Wiegen (Abbildungen Nr. 7-9) wurden die Knochen vor der Operation distal auf eine von der Eminentia intercondylaris tibiae ausgehende 3-fache Länge des maximalen Querdurchmessers des Tibiaplateaus in eine konisch zulaufende Form aus Edelstahl eingebettet. Die Ausrichtung des Tibiaschaftes erfolgte hierbei mit Hilfe eines standardisiert durch Schrauben angebrachten Fixierungsringes streng vertikal (Abbildungen Nr. 9-11).



Abbildung 7: freipräparierte Lammtibia mit intaktem Periost



Abbildung 8: Ausmessen der Tibialänge



Abbildung 9: Ausmessen der maximalen Tibiaplateaubreite



Abbildung 10: Ausrichten des Knochens in der distalen Einbettform von a.p. gesehen

Als Einbettmedium für den Knochen wurden in einem standardisierten Mischverhältnis ein aus 2 Komponenten bestehendes Epoxidharz (Ureol 5202-1A/B, Firma Ciba) und ein Bindemittel verwendet.



Abbildung 11: Ausrichten des Knochens in der distalen Einbettform von medial gesehen



Abbildung 12: Aushärten des Epoxidharzes in der distalen Einbettform

Nach dem Aushärten des Kunstharzes (Abbildung Nr. 12) in der distalen Fixierungsform, was eine Zeitdauer von 30 bis 45 Minuten in Anspruch nahm, erfolgte die im nächsten Abschnitt (4.3) näher erläuterte Operation an den Lammtibiae.

Postoperativ wurde das Tibiaplateau auf eine Tiefe von weniger als 2 cm in eine rechteckige Aluminiumform ebenfalls in Epoxidharz eingebettet. Die standardisierte Ausrichtung in dieser proximalen Form erfolgte erneut über den Fixiererring, welcher in einer Parallelebene des Tibiaplateaus justiert wurde. Die auf den Kopf gestellte distale Einbettform wurde so in einer Haltevorrichtung befestigt, dass der Fixiererring am Tibiaplateau parallel zu den Rändern der proximalen Form ausgerichtet war (Abbildungen Nr. 13 und 14). Im Zentrum der proximalen Form kam stets ein kurzer, abgezwickter Kirschner-Draht (Stärke 0,8 mm) zu liegen, welcher im Mittelpunkt der Eminentia intercondylaris tibiae angebracht wurde. Dieser Draht bzw. das knöcherne Zentrum des Tibiaplateaus limitierten somit auch die maximale Einbetttiefe in der proximalen Form.



Abbildung 13: Fixierungsring für die Ausrichtung des Knochens in der proximalen Einbettform



Abbildung 14: Ausrichten des Knochens in der proximalen Einbettform von p.a. gesehen



Abbildung 15: Aushärten des Epoxidharzes in der proximalen Einbettform

Nach Aushärten des Kunstharzes (Abbildung Nr. 15) wurde das nun in beide Formen eingebettete Präparat proximal in die zuvor geeichte und abgenullte Universalprüfmaschine (Firma Wolpert, TZZ 707/50 kN, Prüfklasse 1 nach DIN 51220, Deutschland) gehängt und arretiert. Eine 50 kN – Kraftdose (Firma Wolpert, Deutschland) zeigte das durch das Präparat aufgebraachte axiale Distraktionsgewicht mit einem positiven Wert an (Abbildung Nr. 16).

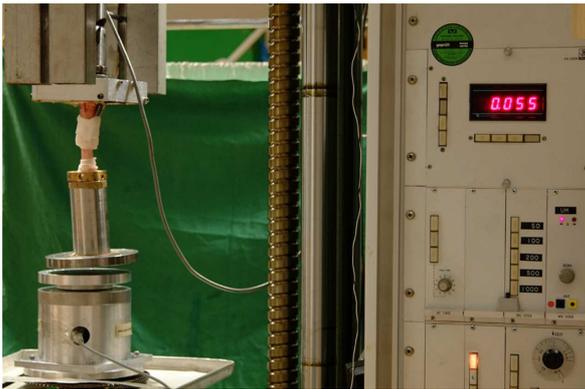


Abbildung 16: axiales Distraktionsgewicht des eingebetteten Präparats

Anschließend wurde distal auf dem Tisch der Universalprüfmaschine eine Drehmomentdose (Firma Burster, Typ 8628, 100 Nm) so in Position gebracht, dass sie mit der an der distalen Form befestigten, im Umfang identischen Edelstahlplatte in der Horizontalen eine parallele Ebene bildete (Abbildungen Nr. 17, 18 und 21). Bis zum definitiven Justieren und Befestigen der Drehmomentdose war das Präparat stets freischwebend. Die Dose war über eine Fahrradkette mit einem durch einen Motor (Firma Imofa, Frequenz regelbar; Getriebe: Firma Flender-Himmel, 1:1210 Untersetzung) betriebenen Zahnrad ($n = 40$) verbunden (Abbildungen Nr. 17, 19 und 20). Erst bei endgültiger Positionierung wurde die Drehmomentdose am Tisch der Universalprüfmaschine starr befestigt. Nach Straffen der Kette ohne Ausüben eines Drehmomentes auf die Dose wurden die vom Gestell des Motors bis auf den Tisch der Prüfmaschine reichenden starren Eisenstangen ebenfalls auf diesem gesichert.

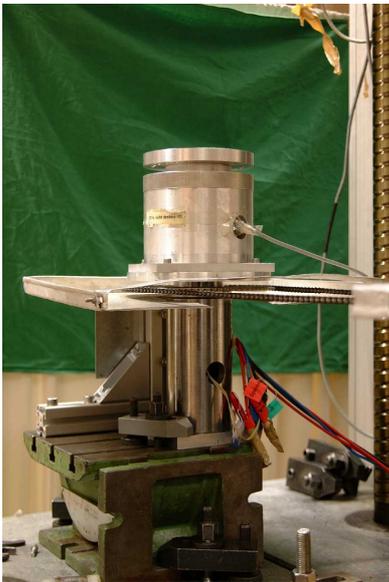


Abbildung 17: mit der vom Motor angetriebenen Kette verbundene Drehmoment-Messdose



Abbildung 18: Drehmomentdose, Kraftmessdose, Gelenk zum Fixieren der proximalen Einbettform

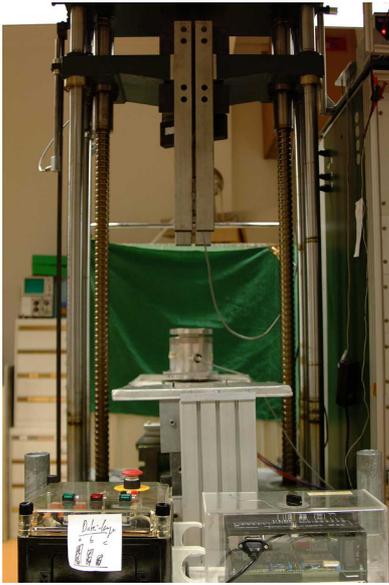


Abbildung 19: Rotationsschutz für die axiale Kraftmessdose

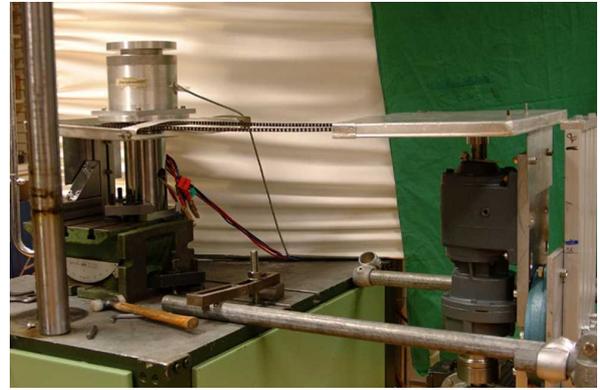


Abbildung 20: Motor, Kette und Drehmoment-Messdose

Nun erst wurde mittels zweier Schrauben eine vorläufig lockere Verbindung zwischen dem immer noch freischwebenden Präparat bzw. der distal angebrachten Edelstahlplatte der Einbettform und der Drehmomentdose hergestellt (Abbildung Nr. 21).



Abbildung 21: vorläufige Verbindung der distal angebrachten Platte mit der Drehmomentdose

In der Folge wurde die Universalprüfmaschine manuell so lange axial komprimiert, bis sie einen negativen Wert von 200 Newton zuzüglich des vorher gemessenen Distraktionsgewichts anzeigte. Somit war bei jedem Versuch eine axiale Nettokompression von minus 200 Newton gewährleistet (Abbildung Nr. 22). Nach Aufbringen der Nettokompression konnten die 2 Verbindungsschrauben endgültig festgezogen werden.

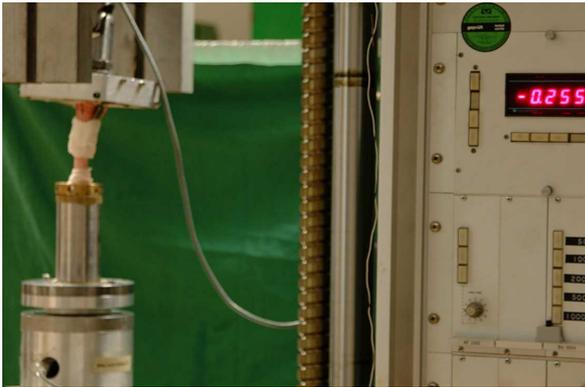


Abbildung 22: Aufbringen einer Nettokompression von minus 200 Newton

Aufgrund der vielen durch Kontermuttern gesicherten Gewindeverbindungen in der Universalprüfmaschine war es möglich, den Motor nur linksdrehend, also gegen den Uhrzeigersinn, laufen zu lassen, da es ansonsten zu einem Lösen dieser starren Verbindungen gekommen wäre. Folglich wurden linke Tibiae innen-, rechte außenrotiert. Die Rotationsgeschwindigkeit betrug bei allen Versuchen gleichbleibend $0,496 \text{ }^\circ/\text{sec}$.

Die Versuchsergebnisse aus dem Prüfstand wurden mit einem Computerprogramm (Datenerfassungssoftware: SNAPMASTER V 3.1, Firma HEM Data corporation; A/D-Karte der Firma METRABYTE) aufgezeichnet und gespeichert.

Der am System der Drehmomentdose und des Verstärkers angeschlossene Computer zeichnete zweidimensional die sich entwickelnden Drehmomente gegen die Rotationswinkel auf. Um Messungenauigkeiten zu vermeiden und genauere Daten zu erhalten wurde mit einer Verstärkung von 1000 gearbeitet. Die Momentendose wurde mit einer Spannung von 10 Volt gespeist. Somit entsprach in der y-Koordinate des Graphen ein Wert von 1 Volt einem Drehmoment von 10 Nm.

Die Versuche wurden bis zur Fraktur des Knochens oder des Implantatmaterials bzw. bis maximal 50° Verdrehwinkel durchgeführt. Anschließend wurde der Status des Präparates und der Osteotomie mit einer Digitalkamera (Firma Nikon, Japan) dokumentiert (Abbildung Nr. 23).



Abbildung 23: Dokumentation des Knochen- und Implantatstatus nach Beenden des Versuches

In den Wartezeiten während der Aushärtephasen des Epoxidharzes wurde damit begonnen, den nächsten, sich im Auftauen befindlichen, Knochen von seinem Weichteilmantel zu befreien und bis auf das Periost freizupräparieren. Dadurch war es möglich, sofort nach Ende eines Versuches und dem Säubern der Einbettformen mit den Vorbereitungen und dem Einbetten in die distale Edelstahlform für den nächsten Knochen zu beginnen.

5.3 Operationstechnik

Nach Aushärten des Ureols in der distalen Einbettform konnte damit begonnen werden, an der proximalen Lammtibia eine valgusierende laterale subtraktive Korrekturosteotomie durchzuführen. Operiert wurde mit dem Natural-Knee HTO System (High Tibial Osteotomy) von Intermedics Orthopedics, Inc. (Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland) (Abbildungen Nr. 24 und 25). Für die Versuchsreihe standen 3 Operationssets zur Verfügung, von welchen jedes je 2 L-förmige Osteotomieplatten für rechte und linke Tibiae enthielt. Somit kam jede Platte ungefähr 4-mal in der Versuchsreihe zur Anwendung.



Abbildung 24: Natural-Knee HTO System von Intermedics Orthopedics, Inc.



Abbildung 25: verwendetes Instrumentarium

Erster Operationsschritt ist das Aufsetzen der transversalen Achslehre in der Frontalebene auf die proximale Tibia. Die Positionierung der Lehre wird so gewählt, dass ihr Oberrand auf gleicher Höhe mit dem Tibiaplateau zu liegen kommt. Die posteriore Neigung des Tibiaplateaus wird vor dem Fixieren der Achslehre berücksichtigt (Abbildung Nr. 26). Nach Anbohren des dorsal gelegenen Lochs und Fixieren mit einem kurzen, 3,2 mm starken Pin wird die transversale Osteotomielehre entsprechend der Dorsalneigung des Tibiaplateaus so lange nach posterior gekippt und verlängert, bis die korrekte Position der Platte bestimmt werden kann. Letzteres kann durch Platzierung der Platte über dem dorsalen Pin, welcher die Lehre stabilisiert, bestätigt werden [295].

Sobald die korrekte Position bestimmt ist, wird die Lehre durch Bohren und Sichern eines zweiten Lochs mit einem kurzen Pin (Stärke 3,2 mm) vollständig stabilisiert (Abbildung Nr. 27).



Abbildung 26: manuelles Positionieren der transversalen Osteotomielehre



Abbildung 27: Fixieren der transversalen Osteotomielehre mit zwei 3,2 mm Pins von lateral

Anschließend wird mittels einer Schieblehre die maximale Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie ermittelt (Abbildung Nr. 28). Je nach Gruppenzugehörigkeit (siehe unten) wird der Knochen nun komplett oder zu 4/5 der vermessenen mediolateralen Ausbreitung der Tibia parallel zum Verlauf der beiden Fixierungspins mit einem kalibrierten Sägeblatt von 90 mm Länge osteotomiert (Abbildungen Nr. 29 - 31).

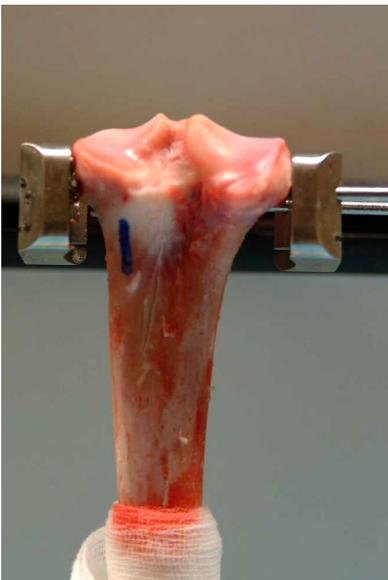


Abbildung 28: Markieren der inkompletten Osteotomie

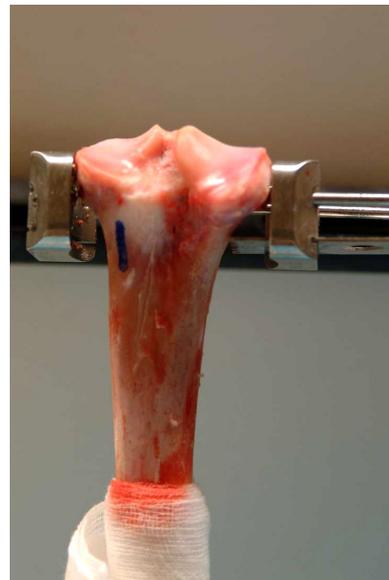


Abbildung 29: Ansetzen der oszillierenden Säge

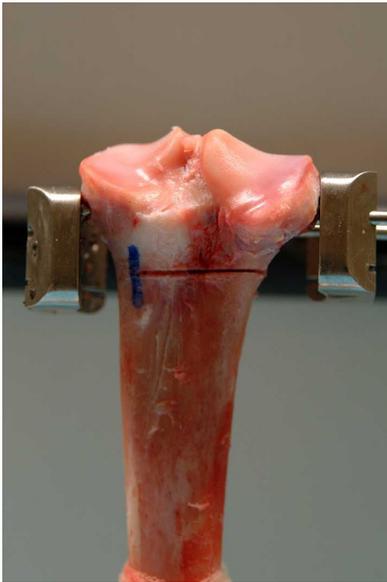


Abbildung 30: transverse 4/5-Osteotomie von dorsal gesehen

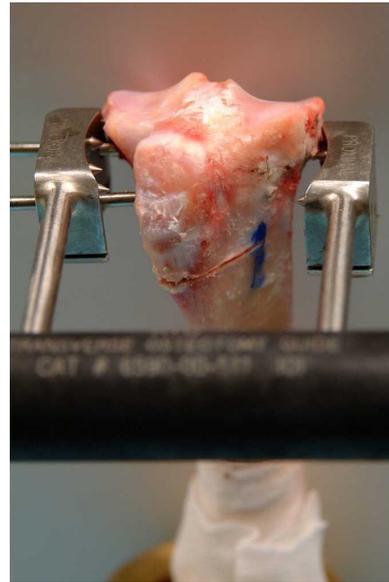


Abbildung 31: transverse 4/5-Osteotomie von ventral gesehen

Unter Belassen der beiden Pins wird die transverse Osteotomielehre entfernt und anschließend die horizontale Osteotomie kontrolliert. Bei 4/5-Osteotomien sollten aufgrund der plastischen Deformierung des Knochengewebes Wackelbewegungen zwischen dem proximalen und distalen Bereich der Tibia möglich sein [295].

Nächster Schritt ist das Aufsetzen der kalibrierten schrägen Sägelehre auf die beiden belassenen Fixierungspins (Abbildung Nr. 32). Die zungenförmige Platte der Lehre wird so weit in den horizontalen Osteotomiespalt hineingeschoben wie osteotomiert wurde, das heißt, entweder bis auf 4/5 der Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie oder bis an die mediale Gegenkortikalis, auf keinen Fall aber weiter. Der Aufbau der schrägen Sägelehre ermöglicht es nämlich, dass das Sägeblatt beim Durchführen der schrägen Osteotomie exakt den Endpunkt der horizontalen Osteotomie erreicht (Abbildungen Nr. 33 - 35).



Abbildung 32: Anbringen der schrägen Sägelehre



Abbildung 33: Aufsetzen der oszillierenden Säge im 8°-Schlitz

Die schräge Achslehre erlaubt es, Winkelkorrekturen von 6° bis 20° in Schritten von 2° durchzuführen. In dieser Versuchsreihe wurden standardisiert Achskorrekturen der Lammtibiae von 8° vorgenommen. Größere Korrekturwinkel gefährden bei 4/5-Osteotomien nach Keilentnahme und Schließen der Osteotomie den Kontinuitätserhalt der medialen Kortikalisbrücke.

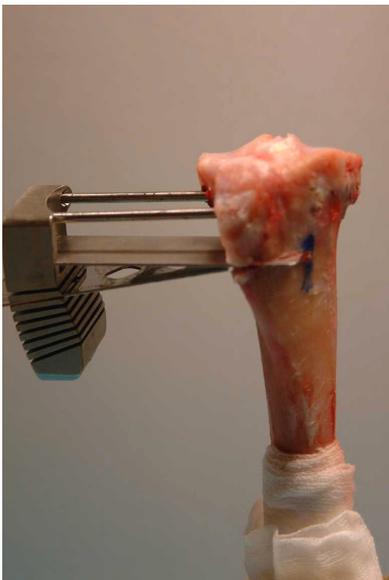


Abbildung 34: Heraussägen eines 8°-Keiles aus der lateralen Tibia

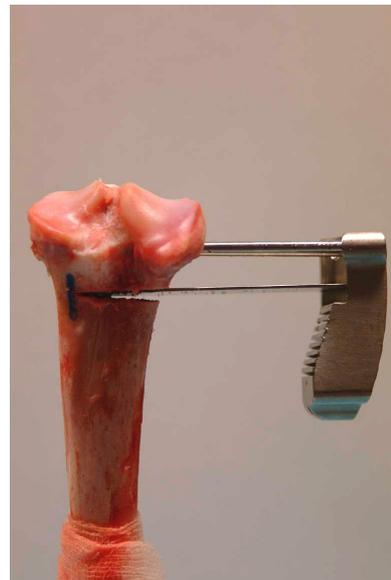


Abbildung 35: Dorsalansicht mit schräger Sägelehre nach Entfernen eines 8°-Keiles

Bei wiederum belassenen Fixierungspins wird die schräge Sägelehre entfernt. Nach Entnahme des Knochenkeils wird die Osteotomie kontrolliert, um zu gewährleisten, dass keine Knochenreste mehr vorhanden sind, welche glatte Osteotomieeränder und somit ein problemloses Schließen der Osteotomie verhindern würden (Abbildungen Nr. 36 und 37).



Abbildung 36: Lateralansicht nach Entfernen der Sägelehre und des Knochenkeiles



Abbildung 37: Ventralansicht der Tibia mit entferntem Knochenkeil

Im folgenden Schritt wird die L-förmige Osteotomieplatte lateral über die beiden Pins gesetzt. Nach Retrahieren des ersten Pins wird dieser durch eine 6,5 mm starke Spongiosaschraube, deren Länge zuvor mit dem Tiefenmesser bestimmt worden ist, ersetzt (Abbildung Nr. 38). Der verbleibende Pin dient als Markierung für eine parallele Ausrichtung der Schraube [295]. Danach wird auch dieser entfernt und ebenfalls durch eine Spongiosaschraube ersetzt (Abbildung Nr. 39).



Abbildung 38: Längenbestimmung der ventralen proximalen Spongiaschraube



Abbildung 39: Fixieren der L-förmigen HTO-Platte mit zwei Spongiaschrauben

Die beiden proximalen Spongiaschrauben sollten solange nicht vollständig festgezogen werden, bis die distalen Kortikalisschrauben eingesetzt sind, um noch etwaige Anpassungen des distalen Anteils der Platte an die laterale Tibia vornehmen zu können. Mit Hilfe eines Referenzinstrumentes, welches auf die beiden distalen Löcher der L-förmigen Osteotomieplatte aufgesetzt wird, erfolgt eine leicht nach proximal gerichtete 3,2 mm starke Kortikalisbohrung in der distalen Führung der Platte (Abbildung Nr. 40).



Abbildung 40: Bohren des Kortikalisloches für die Kompressionszange

Dieses Bohrloch ist für die Kompressionszange vorgesehen, welche die Osteotomie schließen soll. Der nach proximal gerichtete Verlauf des Kortikalisbohrlochs erleichtert das Einsetzen dieser Zange und verhindert ihr Herausrutschen beim Schließen der Osteotomie.

Der gebogene Nagel des einen Endes der Zange wird nun in dieses gebohrte distale Loch eingeführt, während der gerade Nagel am anderen Ende der Zange in das am weitesten distal liegende Loch der L-förmigen Osteotomieplatte platziert wird [295] (Abbildung Nr. 41).

Eine mögliche Fraktur der medial belassenen Kortikalisbrücke kann nur vermieden werden, wenn die auf die Zange ausgeübte Kompressionskraft langsam über einen Zeitraum von mindestens 5 Minuten gesteigert wird. Nur dann kann sich der Knochen bei einer inkompletten Osteotomie plastisch deformieren (Abbildungen Nr. 41 und 42). Solange die Rigidität der Osteotomie aufrechterhalten werden kann, hat ein partieller oder kompletter Bruch der medialen Kortikalis nicht zwangsläufig unvorteilhafte Folgen für die Stabilität des operierten Präparates.

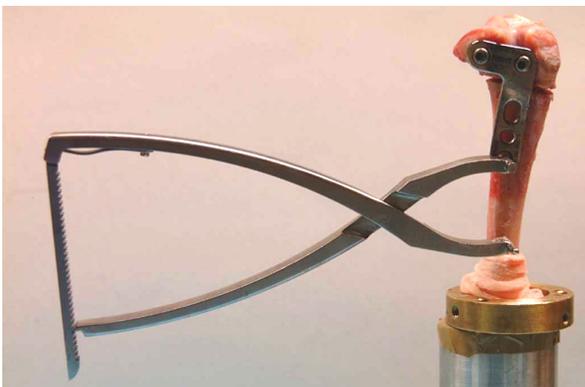


Abbildung 41: Anbringen der Kompressionszange

Abbildung 42: geschlossene Osteotomie nach 10-minütiger Kompression

Nach dem schrittweisen Schließen der Osteotomie (Abbildung Nr. 42) ist eine horizontale, bikortikale Bohrung durch das verbliebene runde Loch der L-förmigen Platte mit einem Bohrer (Durchmesser 3,2 mm) durchzuführen (Abbildung Nr. 43). Dieses Loch wird mit einer selbstschneidenden Kortikalisschraube, deren Länge zuvor bemessen worden ist, gesichert (Abbildung Nr. 44).



Abbildung 43: Bohren des Kanals für die proximale Kortikalisschraube



Abbildung 44: Eindrehen der proximalen Kortikalisschraube



Abbildung 45: proximale Kortikalisschraube nach Entfernen der Kompressionszange

Anschließend entfernt man die Kompressionszange (Abbildung Nr. 45). Das verbliebene, am weitesten distal gelegene Loch der L-förmigen Platte wird nun ebenfalls gebohrt, gemessen und mit einer Kortikalisschraube gesichert. Nun kann man auch die 2 proximalen Spongiosaschrauben festziehen (Abbildungen Nr. 46 und 47).



Abbildung 46: Bohren des Kanals für die distale Kortikalisschraube



Abbildung 47: abgeschlossene 4/5-Osteotomie ohne schräge Spongiosaschraube

In 2 Untergruppen der Versuchsreihe wird die längliche, ovale Öffnung der Platte dafür benutzt, eine interfragmentäre Fixierung mit einer schrägen, durch den Osteotomiespalt führenden Spongiosaschraube herzustellen. Diese Schraube reicht in ihrem möglichst langen Verlauf durch die 2 proximalen, horizontalen Spongiosaschrauben hindurch bis unter das dorso-mediale Tibiaplateau (Abbildungen Nr. 48 - 51).

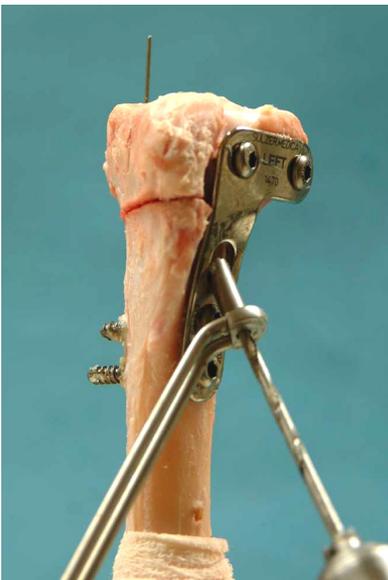


Abbildung 48: Bestimmen des Bohrkanals für die schräge Spongiosaschraube

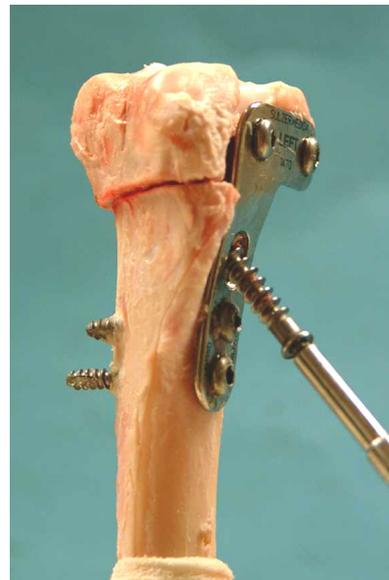


Abbildung 49: Setzen der schrägen interfragmentären Spongiosaschraube



Abbildung 50: 5/5-Osteotomie mit schräger interfragmentärer Spongiosaschraube von ventral



Abbildung 51: 5/5-Osteotomie mit schräger interfragmentärer Spongiosaschraube von lateral

Da für alle Lammtibiae ein humanes Operationsset zur Verfügung stand und außerdem nicht immer sämtliche Schraubenlängen vorrätig waren, konnte nicht vermieden werden, dass einige Schrauben die gegenseitige Kortikalis durchbrachen oder sogar darüber hinaus ragten. Dies wurde allerdings als irrelevant angesehen, da das Design der Studie rein biomechanisch war.

5.4 Gruppeneinteilung

Die Zuordnung der 51 Lammtibiae in einzelne Gruppen erfolgte nach dem Zeitpunkt des Einfrierens und Auftauens der Präparate. Die ersten 43 Tibiae wurden der Reihe nach auf die 4 Gruppen verteilt, in denen eine Umstellungsosteotomie des Knochens durchgeführt wurde. In der Endphase der Versuchsreihe allerdings kam es zu einer randomisierten Umverteilung zugunsten der Gruppen, deren biomechanische Eigenschaften von erhöhter Relevanz waren. Die letzten 8 Tibiae wurden gesondert einer Vergleichsgruppe zugeordnet, welche nativ, das heißt ohne Osteotomie und osteosynthetische Stabilisierung im Prüfstand getestet wurde. Von den 51 Präparaten wurden 48 in die Auswertung der Ergebnisse einbezogen.

5.4.1 Gruppe 1

Diese Gruppe beinhaltet 11 Lammtibiae, welche auf Höhe des Schlitzes der horizontalen Sägelehre inkomplett zu 4/5 osteotomiert und additiv mit einer schrägen interfragmentären Spongiaschraube stabilisiert wurden (Abbildungen Nr. 52 und 53).

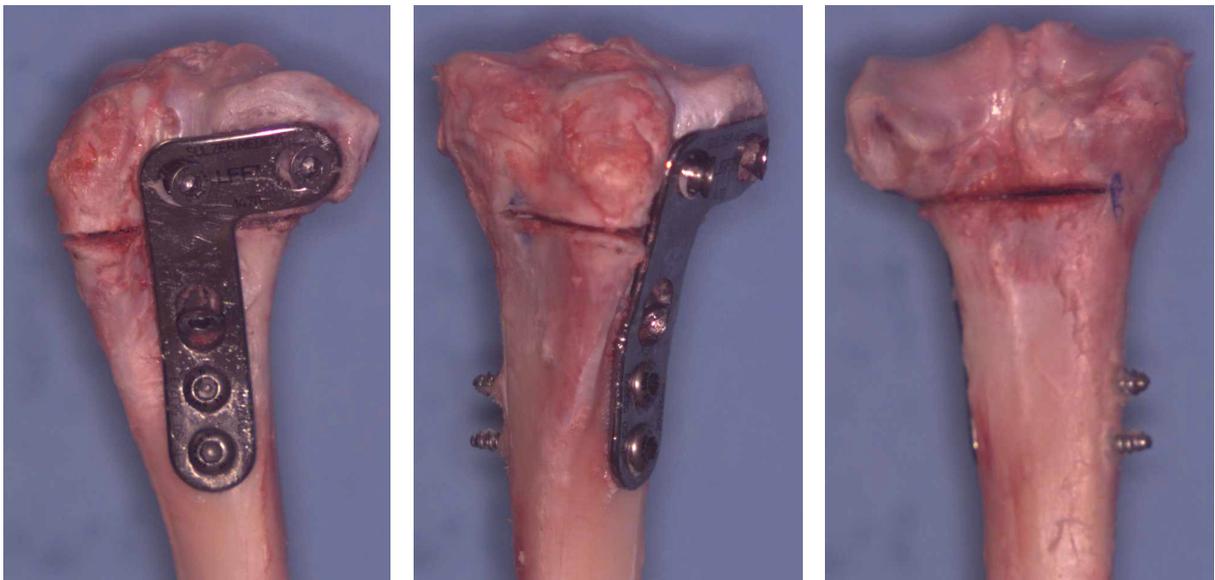


Abbildung 52: Operationspräparat Gruppe 1

In dieser Gruppe wurden 9 Präparate für die Ergebnisauswertung berücksichtigt. 5 dieser Präparate waren rechtsseitig, 4 linksseitig. Grund für den Ausschluss von 2 Tibiae war zum einen ein ungenügendes Austrocknen des Epoxidharzes in der proximalen Einbettform, was eine additive rotatorische Komponente im Prüfstand zur Folge hatte.

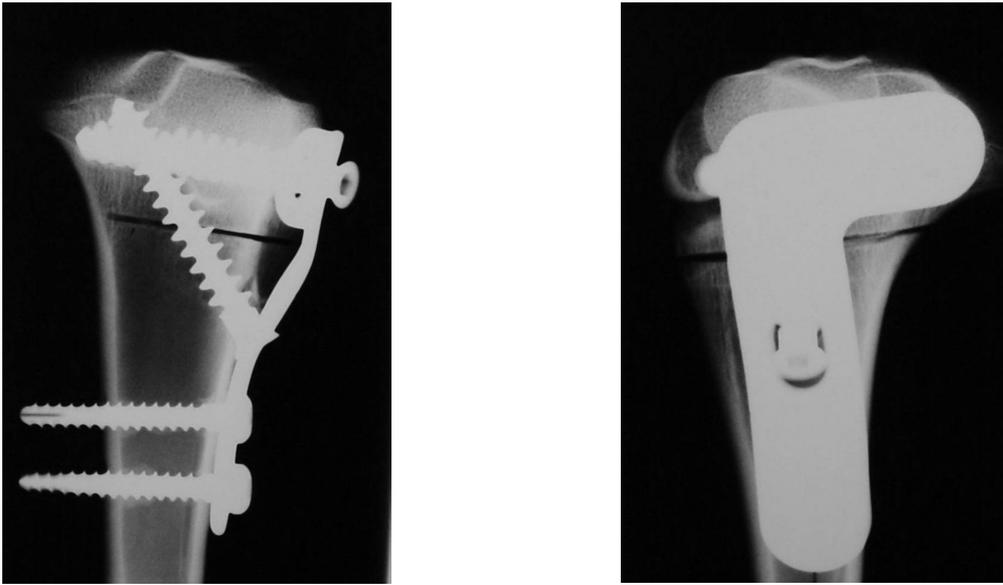


Abbildung 53: postoperative Röntgenbilder (Präparat 8/Gruppe 1)

Zum anderen kam es bei einem Präparat intraoperativ während des schrittweisen Schließens der Osteotomie zu einer Frakturierung der medial belassenen Kortikalisbrücke (Abbildung Nr. 54), so dass es zum Verlust des durch die Möglichkeit zur plastischen Deformation dieser Brücke gewonnenen Stabilitätsgewinns kam.

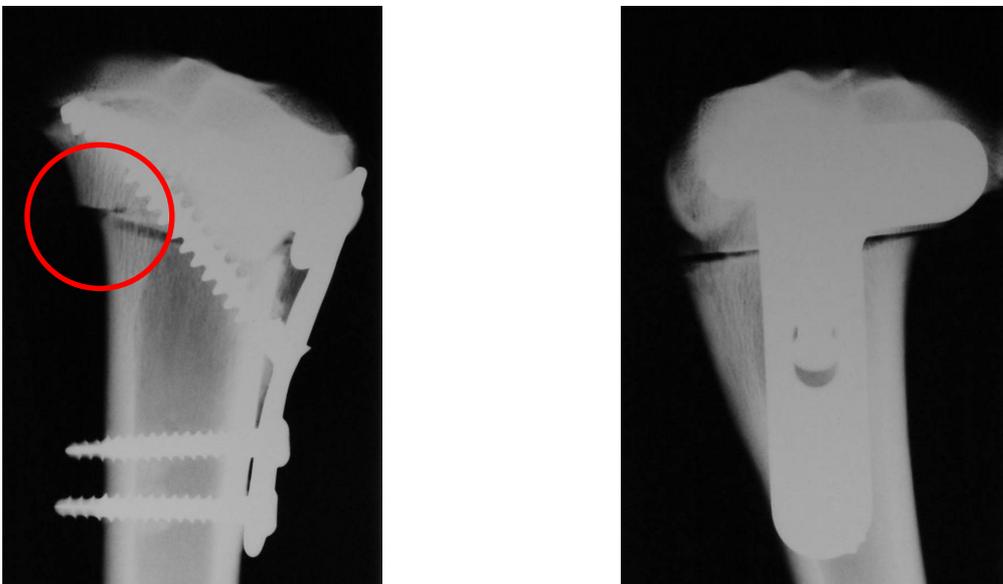


Abbildung 54: intraoperativer Bruch der medialen Kortikalisbrücke in Gruppe 1 (Ausschlusskriterium)

5.4.2 Gruppe 2

Diese Gruppe besteht aus 13 Lammtibiae. Es wurde ebenfalls eine inkomplette Osteotomie zu 4/5 des tibialen Querdurchmessers in Höhe der horizontalen Sägelehre durchgeführt, ohne dass es jedoch zu einer zusätzlichen Stabilisierung durch eine schräge interfragmentäre Spongiosaschraube kam (Abbildung Nr. 55).

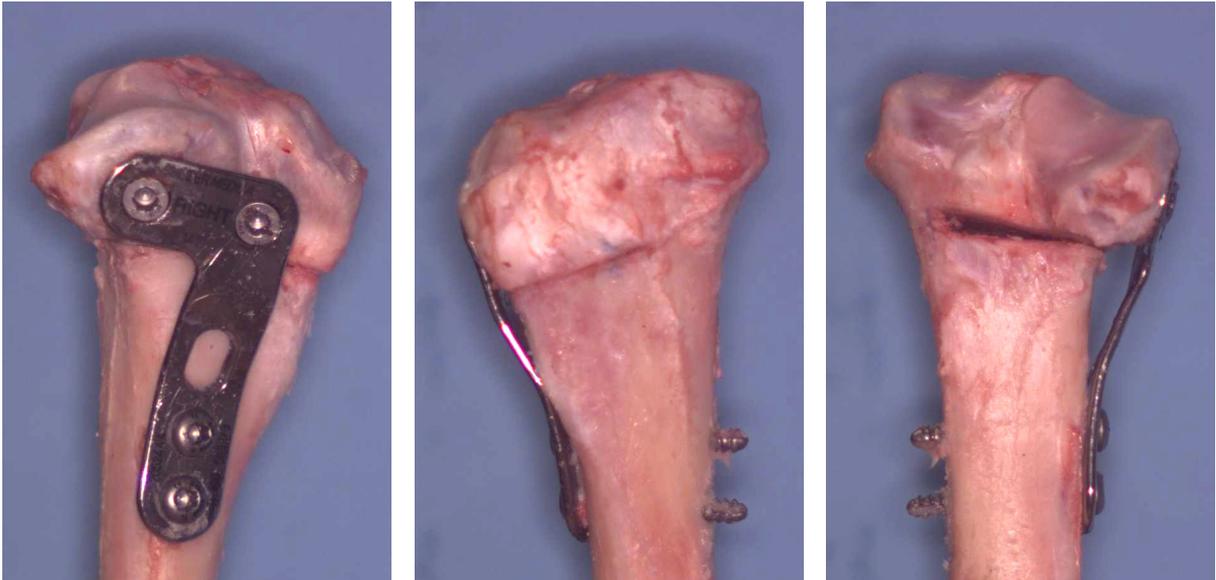


Abbildung 55: Operationspräparat Gruppe 2

In dieser Gruppe wurden 12 Präparate für die Ergebnisauswertung berücksichtigt. Die Seitenverteilung ergab je 6 rechte und linke Tibiae. Ein Präparat wurde ausgeschlossen, da es intraoperativ beim Schließen der Osteotomie zum Bruch der medialen Kortikalisbrücke kam (Abbildung Nr. 56). Diese Fraktur ist mit einem Verlust der primären Rotationsstabilität der Osteotomie verbunden, da es mediallyseitig zu einem Kontinuitätsverlust kommt und die Möglichkeit des Knochens zur plastischen Deformation verloren geht.

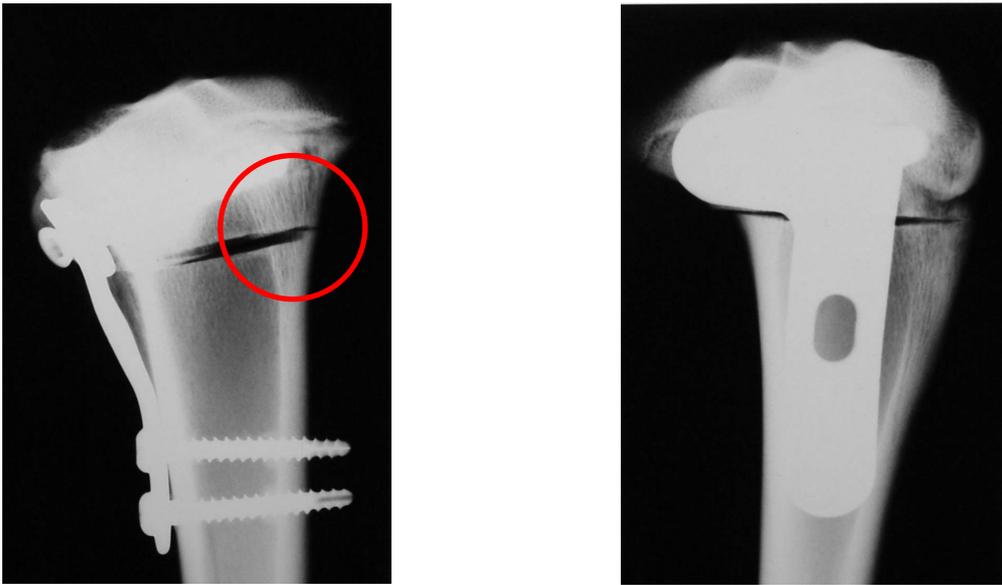


Abbildung 56: intraoperativer Bruch der medialen Kortikalisbrücke in Gruppe 2 (Ausschlusskriterium)

5.4.3 Gruppe 3

Gruppe 3 beinhaltet 10 Lammtibiae. Diese wurden über den gesamten Querdurchmesser der Tibia komplett osteotomiert und additiv mit einer schrägen interfragmentären Spongiaschraube stabilisiert (Abbildungen Nr. 57 und 58).

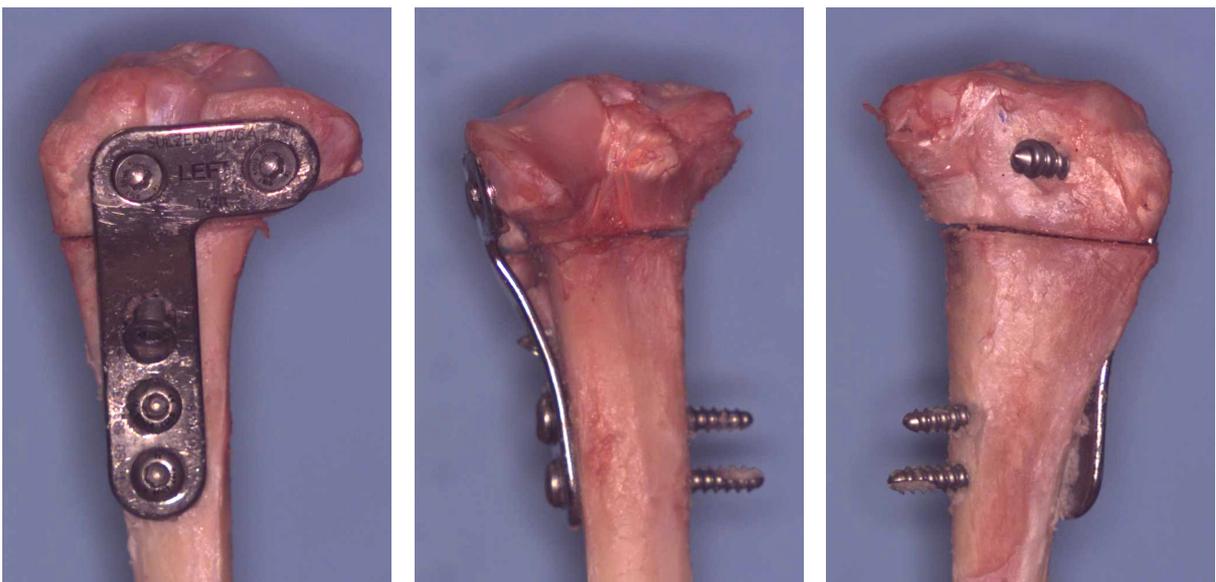


Abbildung 57: Operationspräparat Gruppe 3

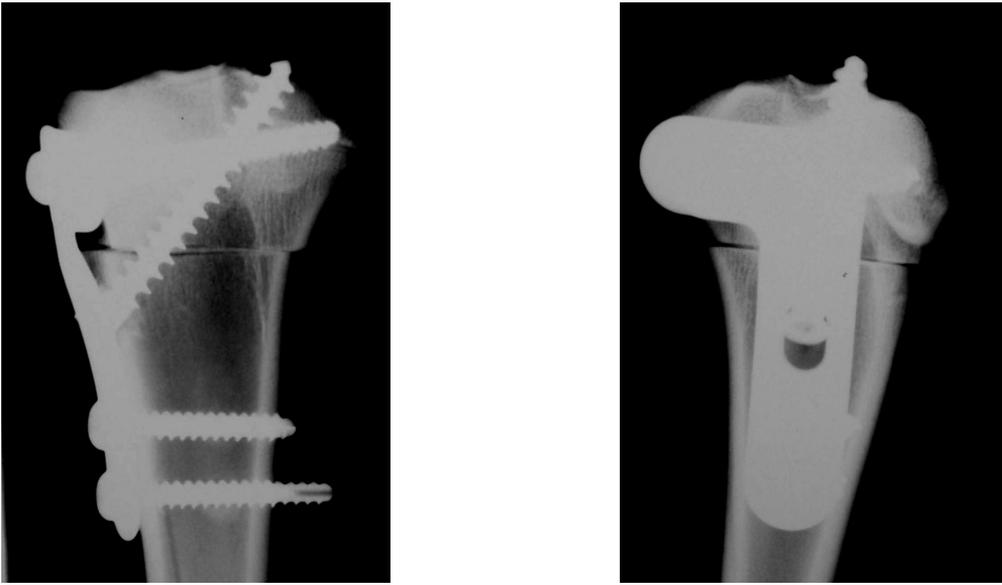


Abbildung 58. postoperative Röntgenbilder (Präparat 8/Gruppe 3)

Alle 10 Präparate wurden für die Ergebnisauswertung berücksichtigt. Diese Gruppe setzte sich aus 2 rechten und 8 linken Tibiae zusammen.

5.4.4 Gruppe 4

Diese Gruppe besteht aus 9 Lammtibiae. Operationstechnisch wurden diese komplett über die gesamte mediolaterale Ausbreitung der Tibia osteotomiert. Eine zusätzliche Stabilisierung durch eine schräge, den Osteotomiespalt kreuzende Spongiosaschraube blieb aus, so dass die Osteotomie alleine durch die laterale Platte sowie die horizontal verlaufenden Spongiosa- und Kortikalisschrauben fixiert wurde (Abbildungen Nr. 59 und 60).

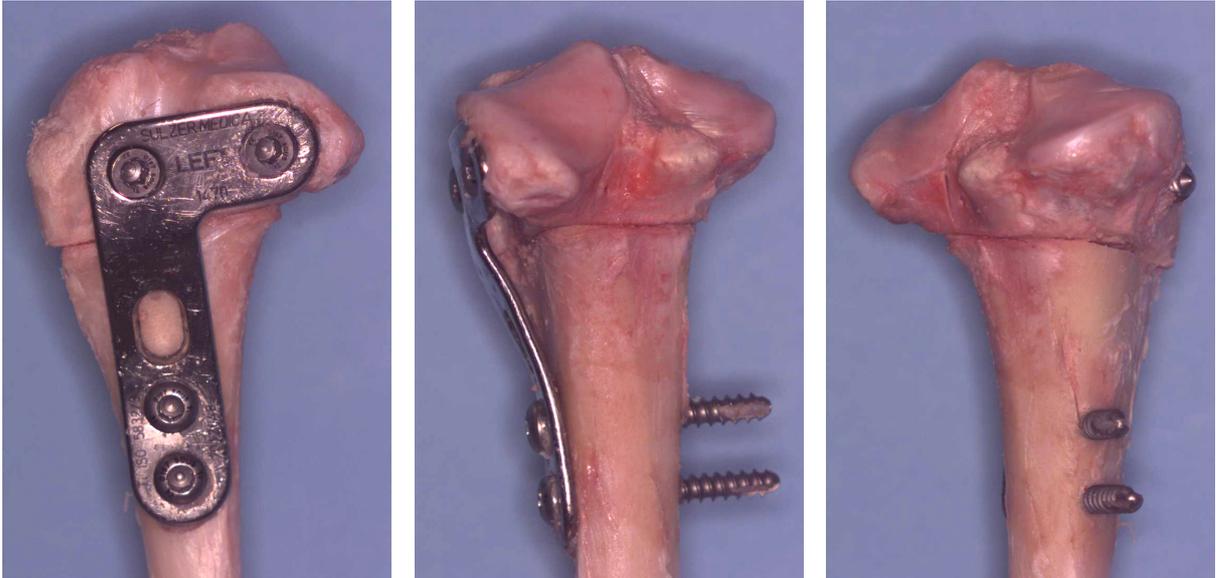


Abbildung 59: Operationspräparat Gruppe 4

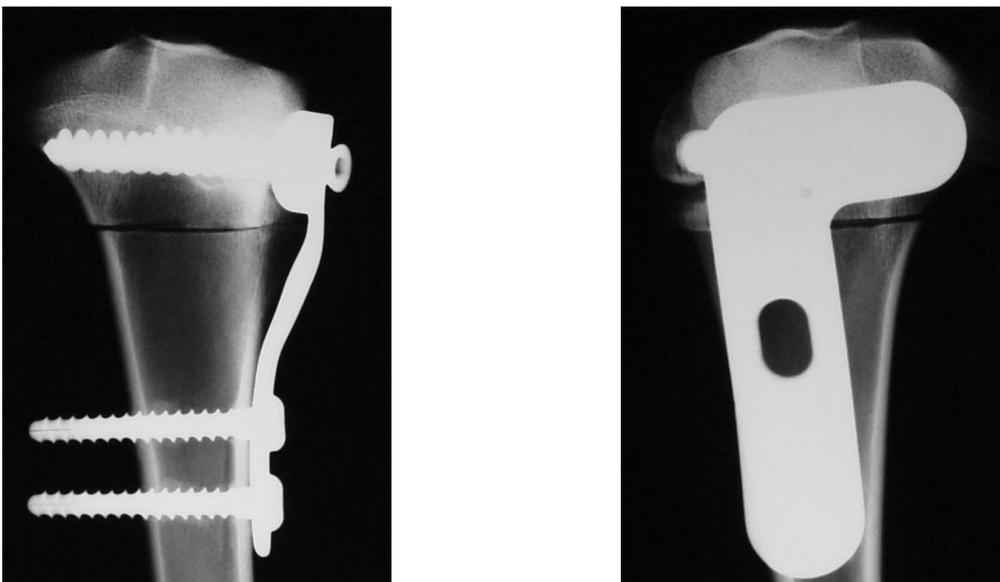


Abbildung 60: postoperative Röntgenbilder (Präparat 8/Gruppe 4)

Für die Ergebnisauswertung wurden alle 9 Präparate berücksichtigt. Die Seitenverteilung in dieser Gruppe ergab 7 rechte und 2 linke Tibiae.

5.4.5 Gruppe 5

Diese aus 8 Präparaten bestehende Gruppe diente den – den Gruppen 1 bis 4 zugeordneten, operativ versorgten – Tibiae als Vergleichskollektiv. Die freipräparierten Tibiae wurden nativ im Prüfstand getestet, ohne dass eine Osteotomie bzw. eine rigide Fixierung mit Platte und Schrauben durchgeführt wurde.

Alle Präparate der zu gleichen Teilen aus rechten und linken Tibiae bestehenden Gruppe wurden für die Ergebnisauswertung berücksichtigt.

5.4.6 Seitenverteilung der Tibiae und Rotation während der Versuchsdurchführung

Insgesamt wurden 48 Präparate in der Ergebnisauswertung berücksichtigt. Die Seitenverteilung der Präparate ergab je 24 rechte und linke Tibiae (Diagramm Nr. 1). Die rechten Tibiae wurden in der Versuchsdurchführung innen-, die linken außenrotiert.

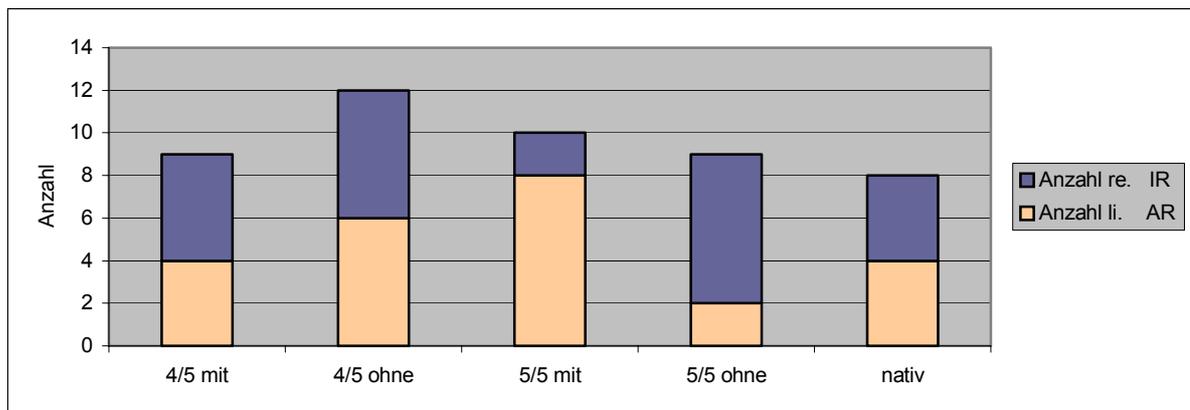


Diagramm 1: Seitenverteilung der Tibiae und Rotation während der Versuchsdurchführung

5.5 Vermessen und Wiegen der Präparate

Die Präparate wurden vor dem Einbetten in die distale Form, das heißt präoperativ, vermessen und gewogen, um etwaige Einflüsse dieser Parameter auf die primäre Rotationsstabilität der Knochen zu registrieren. Erfasst wurden die Gesamtlänge der Tibia, die maximale Breite des Tibiaplateaus, der maximale Querdurchmesser der Tibia in Höhe der horizontalen Osteotomie sowie das Gewicht des bis auf das Periost freipräparierten Knochens.

5.5.1 Tibialänge

Das Vermessen der Länge der Lammtibiae geschah nach Entfernen des Weichteilmantels mittels eines Messstabes. Als Referenzpunkte dienten die höchste Erhebung der Area intercondylaris tibiae sowie der am weitesten distal gelegene Punkt der Malleolengabel. Die Länge der Knochen wird mit einer Messgenauigkeit von 1 Millimeter in Zentimetern angegeben (Tabelle Nr. 3, Diagramm Nr. 2).

GRUPPE	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard-abweichung
1 (4/5 mit)	9	19,90	18,6	22,7	20,43	1,617
2 (4/5 ohne)	12	21,35	18,4	22,9	21,01	1,697
3 (5/5 mit)	10	20,00	18,1	22,9	20,50	1,637
4 (5/5 ohne)	9	19,20	18,2	22,3	19,64	1,353
5 (nativ)	8	22,80	22,1	23,9	22,94	0,672
Insgesamt	48	20,60	18,1	23,9	20,86	1,760

Tabelle 3: Längenverteilung der Knochen [cm]

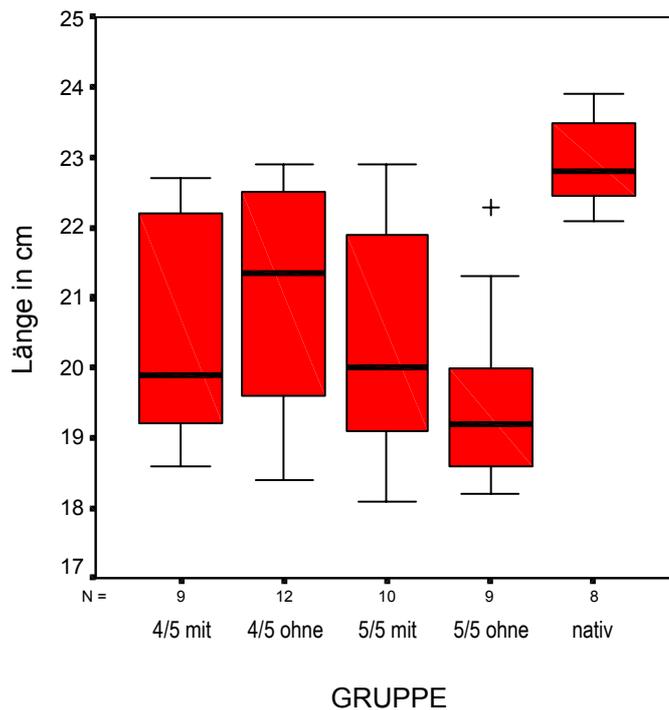


Diagramm 2: Boxplot der Längenverteilung der Knochen

Signifikanzunterschiede bezüglich der Länge der Lammtibiae wurden in 5 paarweise zwischen jeweils 2 Gruppen durchgeführten Mann-Whitney-Tests gefunden (Anhang Nr. 1). Die statistisch signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) betrafen die Gruppen 1 und 5 ($p = 0,002$), 2 und 4 ($p = 0,046$), 2 und 5 ($p = 0,012$), 3 und 5 ($p = 0,003$) sowie die Gruppen 4 und 5 ($p = 0,000$).

Auffallend ist hier die im Vergleich zu den anderen Gruppen deutlich erhöhte mediane Tibialänge von 22,80 cm in Gruppe 5.

5.5.2 Maximale Tibiaplateau-Breite

Mittels geeichter Schieblehre wurde präoperativ der maximale Querdurchmesser des Tibiaplateaus mit einer Messgenauigkeit von 1/10 Millimeter bestimmt. Die Angabe der Breite erfolgte in Zentimetern (Tabelle Nr. 4, Diagramm Nr. 3). Das Maß der maximalen Breite des Tibiaplateaus diente als Bezugspunkt für die Einbetthöhe des Knochens in der distalen Form. Gemessen vom höchsten Punkt der Area intercondylaris tibiae erfolgte distal in einer Entfernung, die dem 3-fachen des bemessenen maximalen Querdurchmessers des Tibiaplateaus entsprach, eine Markierung, welche die Einbetthöhe des Tibiaschaftes in der distalen Fixierungsform definierte.

Somit wurde die Breite des Tibiaplateaus als Gradmesser für die Stärke des Knochens und konsekutiv als standardisierter Bezugspunkt für die Länge des Präparates im Prüfstand herangezogen.

GRUPPE	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
1 (4/5 mit)	9	5,08	4,52	5,71	5,12	0,376
2 (4/5 ohne)	12	5,26	4,88	5,89	5,30	0,267
3 (5/5 mit)	10	5,19	4,50	5,52	5,13	0,285
4 (5/5 ohne)	9	5,16	4,86	5,35	5,12	0,186
5 (nativ)	8	5,43	5,16	6,19	5,56	0,399
Insgesamt	48	5,22	4,50	6,19	5,24	0,335

Tabelle 4: maximale Tibiaplateaubreite der Knochen [cm]

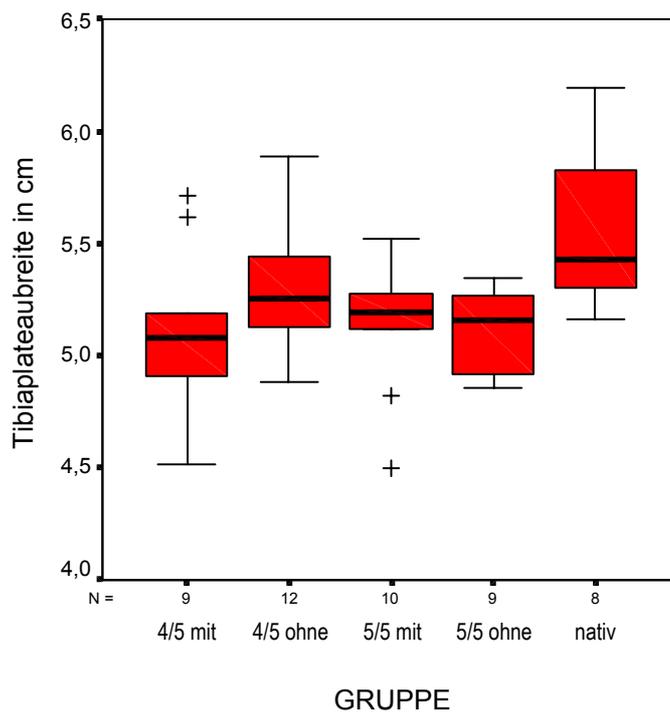


Diagramm 3: Boxplot der maximalen Tibiaplateaubreite der Knochen

Bezüglich der maximalen Breite des Tibiaplateaus wurden mittels des jeweils zwischen 2 Gruppen durchgeführten Mann-Whitney-Tests bei 3 Gruppenpaarungen statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) gefunden (Anhang Nr. 2). Es fällt wiederum der im Vergleich zu den restlichen Gruppen erhöhte Median von 5,43 cm in der Gruppe 5 auf, welche an allen 3 signifikanten Paarungen beteiligt ist, nämlich mit den Gruppen 1 ($p = 0,034$), 3 ($p = 0,019$) und 4 ($p = 0,005$).

5.5.3 Gewicht

Das Gewicht der bis auf das Periost freipräparierten Lammtibiae wurde ebenfalls präoperativ noch vor Umwickeln mit Mullkompressen und Besprühen mit Wasser für einen gleichbleibenden Feuchtigkeitsgehalt der Knochen bestimmt. Die elektronische Waage zeigte das Gewicht der Knochen bis auf 1/10 Gramm genau an (Tabelle Nr. 5, Diagramm Nr. 4). Als Referenzwert für die Stärke der Knochen diente allerdings nicht ihr Gewicht, sondern der maximale Querdurchmesser des Tibiaplateaus (siehe oben).

GRUPPE	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
1 (4/5 mit)	9	113,50	86,4	166,9	115,81	25,003
2 (4/5 ohne)	12	127,10	103,5	168,4	129,53	20,068
3 (5/5 mit)	10	121,20	86,8	144,2	116,85	19,761
4 (5/5 ohne)	9	106,40	85,1	137,2	108,84	19,703
5 (nativ)	8	146,25	119,1	197,4	152,46	30,048
Insgesamt	48	123,60	85,1	197,4	124,26	26,255

Tabelle 5: Gewichtverteilung der Knochen [g]

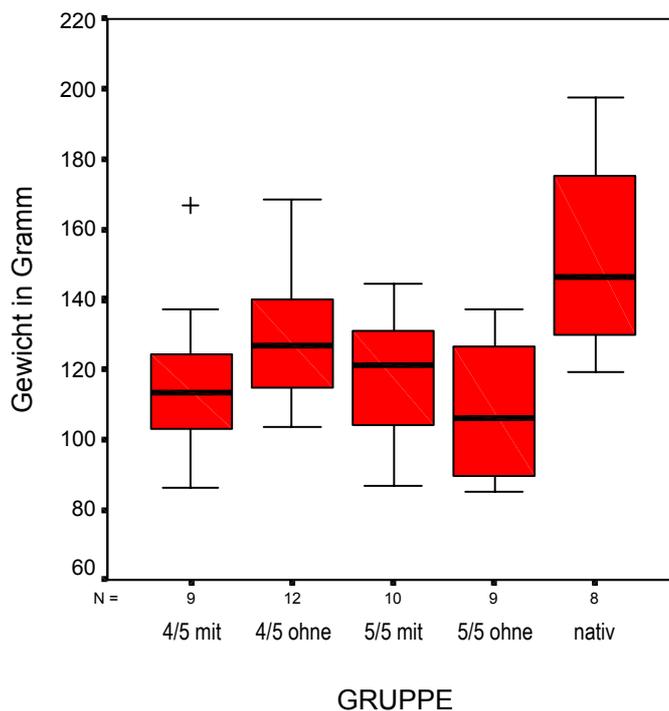


Diagramm 4: Boxplot der Gewichtverteilung der Knochen

Signifikanzunterschiede bezüglich des Gewichts der Lammtibiae wurden in 4 paarweise zwischen jeweils 2 Gruppen durchgeführten Mann-Whitney-Tests gefunden (Anhang Nr. 3). Die statistisch signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) betrafen die Gruppen 1 und 5 ($p = 0,015$), 2 und 4 ($p = 0,049$), 3 und 5 ($p = 0,012$), sowie die Gruppen 4 und 5 ($p = 0,004$). Erneut wird die Ausnahmestellung der Gruppe 5 aufgrund eines vergleichsweise hohen medianen Gewichts von 146,25 Gramm deutlich.

5.5.4 Maximale Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie

Dieser Parameter konnte erst intraoperativ zu einem Zeitpunkt bestimmt werden, an dem die transversale Sägelehre definitiv durch die zwei Pins lateral an den Lammtibiae fixiert wurde. Erst dann war anhand des Sägeschlitzes der Lehre die Höhe der horizontalen Osteotomie bekannt. Vermessen wurde die maximale mediolaterale Ausbreitung der Tibia in dieser Höhe wiederum mittels einer geeichten Schieblehre mit einer Messgenauigkeit von 1/10 Millimeter (Tabelle Nr. 6, Diagramm Nr. 5).

Von gesonderter Bedeutung war der Parameter der maximalen Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie in den Gruppen mit inkompletten Osteotomien (Gruppen 1 und 2). Aufgrund des Messergebnisses wurde hier ventral und dorsal am Knochen die maximale Ausbreitung der Osteotomie nach medial berechnet und markiert. Diese Ausbreitung betrug in beiden Gruppen standardisiert 4/5 der maximalen Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie, so dass eine mediale Knochenbrücke von 1/5 des Querdurchmessers bestehen blieb (Abbildung Nr. 61).



Abbildung 61: Markieren des 4/5-Querdurchmessers in Höhe der transversalen Osteotomie

In den Gruppen 3 und 4 wurde dieser Wert lediglich aus statistischen Gründen für die Vergleichbarkeit der Gruppen gemessen. Da die Referenzgruppe 5 nicht operiert und somit auch keine transversale Sägelehre angebracht wurde, wurde hier auf das Vermessen der maximalen Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie verzichtet.

GRUPPE	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
1 (4/5 mit)	9	3,04	2,81	3,76	3,17	0,340
2 (4/5 ohne)	12	3,35	2,92	3,90	3,31	0,310
3 (5/5 mit)	10	3,04	2,69	3,41	3,06	0,250
4 (5/5 ohne)	9	3,04	2,64	3,29	2,97	0,218
Insgesamt	40	3,07	2,64	3,90	3,14	0,305

Tabelle 6: maximale Tibiabreite in Höhe der transversalen Osteotomie [cm]

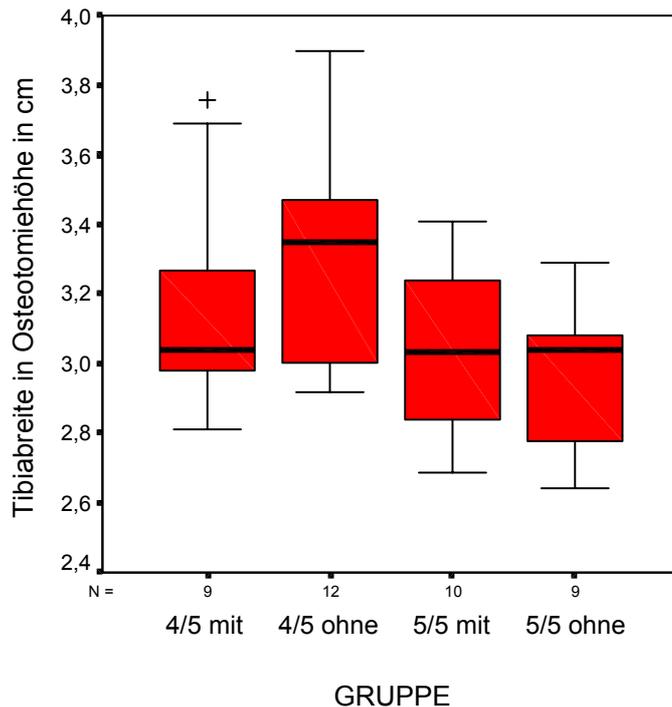


Diagramm 5: Boxplot der maximalen Tibiabreite in Höhe der transversalen Osteotomie

Bezüglich der maximal gemessenen Tibiabreite in Höhe der horizontalen Osteotomie konnte nur 1 statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) zwischen den Gruppen 2 und 4 ($p = 0,017$) im Mann-Whitney-Test gefunden werden (Anhang Nr. 4). Bei Gruppe 5 wurde auf die Bestimmung dieses Parameters verzichtet, weil die Knochen nativ, ohne osteotomiert zu werden, im Prüfstand getestet wurden.

5.6 Röntgen

Es wurden postoperativ und nach Entfernen des Präparates aus dem Prüfstand konventionelle Röntgenbilder in 2 Ebenen (a.p. und seitlich) angefertigt. Zwischenzeitlich wurden die Ergebnisse mit einem Bildverstärker (Fa. Siemens, Deutschland) dokumentiert.

Ansonsten wurde jedes Präparat postoperativ und nach Versuchsende im Prüfstand mehrfach digital abfotografiert (Firma Nikon, Japan), um Verschiebungen der Osteotomiefragmente zueinander, Frakturen sowie eventuelle Implantatdefekte zu dokumentieren.

5.7 Statistik

Da die 5 Gruppen in der Versuchsreihe keiner Normalverteilung unterlagen, wurde für die Verteilung der Gruppen der Kruskal-Wallis-Test herangezogen.

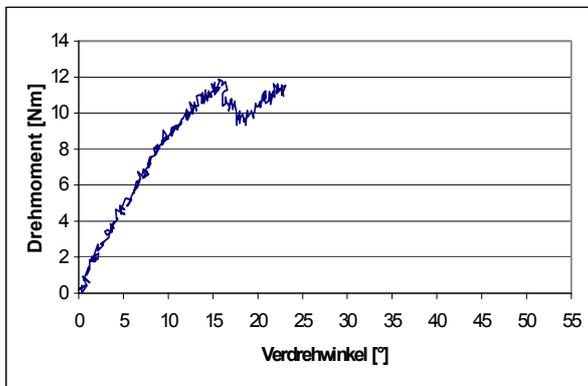
Signifikanzunterschiede ($p < 0.05$) wurden paarweise mit dem Mann-Whitney-Test ermittelt. Für die Auswertung der Statistik wurde das Programm SPSS (Version 11.0, für Windows 98/ME/XP/2000/NT) verwendet.

Graphische Darstellungen erfolgten als Boxplot im SPSS-Programm. Aufgrund der geringen Fallzahlen wurde bei den einzelnen Parametern nicht der Mittelwert, sondern der Median gebildet. Die Boxplots legen ferner die 25%- und 75%-Quartile sowie die Minimal- und Maximalwerte der einzelnen Verteilungen dar.

Außerdem wurde versucht, Regressionen und Korrelationen zwischen den vor den Versuchen gemessenen Parametern der einzelnen Präparate und der primären Rotationsstabilität der Knochen als abhängige Variable herzuleiten. Die Darstellung der zu korrelierenden Einflussgrößen erfolgte nach Pearson.

6 Ergebnisse

Die Versuchsergebnisse aus dem Prüfstand wurden mit einem Computerprogramm (Datenerfassungssoftware: SNAPMASTER V 3.1, Firma HEM Data corporation; A/D-Karte der Firma METRABYTE), welches an das System der Drehmomentdose und den Verstärker angeschlossen war, aufgezeichnet und gespeichert. Das Programm registrierte Datenpaare aus der resultierenden Spannung und dem durch den Motor implizierten Verdrehwinkel der Dose. In einer Excel-Tabelle wurde die Spannung über einen Referenzwert in das aufgebrachte Drehmoment umgerechnet und der Verdrehwinkel zu Beginn der Versuchsdurchführung auf Null gesetzt. Anschließend wurden die Daten mit dem resultierenden Drehmoment [Nm] in der y- und dem Verdrehwinkel [°] in der x-Koordinate zweidimensional in einem Graphen dargestellt (Graphik Nr. 1).



Graphik 1: graphische Darstellung des resultierenden Drehmoments

Die axial induzierte Kraft wurde vor Versuchsbeginn standardisiert auf 200 Newton festgelegt. Dieser negative Nettowert wurde dadurch erreicht, dass das positive Distractionsgewicht des in der Universalprüfmaschine hängenden, sich in den Einbettformen befindlichen Präparats durch axiale Kompression zuerst egalisiert und dann mit zusätzlichen 200 Newton negativiert wurde. Die standardisierte Ausrichtung des Präparates während des Einbettens in die Fixierungsformen hatte zur Folge, dass die axiale Kraftachse stets durch das Zentrum des Tibiaplateaus sowie in einem konstanten Verhältnis zu dessen Neigung verlief.

Während der Versuchsdurchführung war aufgrund der durch unterschiedliches Anpassen der L-förmigen Platte an die laterale Tibia nicht zwangsweise streng horizontal verlaufenden Osteotomie ein Konstanthalten der axialen Kompressionskraft nicht möglich, da der ansteigende Verdrehwinkel in einem kontinuierlichen Wechsel der Hauptbelastungszone resultierte.

6.1 Interpretation der aufgezeichneten Graphen

Da die maximalen Drehmomente während der Versuchsdurchführung in der Regel bei Verdrehwinkeln erreicht wurden, die weit über den physiologisch möglichen Verhältnissen lagen, spielte dieser Parameter für die Ergebnisauswertung nur eine untergeordnete Rolle. Außerdem wurden die Versuche zum Schutz von Drehmomentdose und Implantatmaterial des öfteren vorzeitig abgebrochen, zumal die Graphen, sofern eine Fraktur des Knochens noch ausstand, bei diesen unphysiologischen Verdrehwinkeln in einem Großteil der Fälle ihre lineare Funktion bereits verlassen hatten. Aus denselben Gründen wurde gerade in den Versuchen der Gruppe 4 eine weitere Rotation absichtlich verhindert, da aufgrund der kompletten Osteotomie und der fehlenden interfragmentären Spongiosaschraube alleine die L-förmige Platte zur Rotationsstabilität der Operation beitrug.

Vielmehr wurden die ersten Abweichungen in den aufgezeichneten Graphen von der Linearität als Schwachpunkte in der Primärstabilität der unterschiedlichen Operationsverfahren gewertet. Ein Abflachen des Graphen und somit das Verlassen der Linearität war gleichzusetzen mit einem Verlust der primär aufgebrachten Stabilität der osteosynthetisch versorgten Lammtibiae bezüglich rotatorischer Einflüsse unter axialer Belastung. Während ein kontinuierliches Abflachen der aufgezeichneten Funktion eher auf ein schrittweises Verdrehen der Osteotomiefragmente gegeneinander oder ein langsames Wandern vor allem der interfragmentären Schraube in der kortikospongiösen Matrix des Tibiakopfes schließen ließ, sprach eine abrupte Stufenbildung im Graphen im Sinne eines Knicks für eine Frakturierung von Knochengewebe oder Implantatmaterial. Kleinere Unregelmäßigkeiten hinsichtlich eines kontinuierlich ansteigenden Drehmoments mit wachsendem Verdrehwinkel wurden auch durch Mikrofrakturen in der medial belassenen Knochenbrücke oder durch Verzahnungen kleiner Kortikalisstufen bei nicht vollkommen glatten Osteotomieflächen und -rändern hervorgerufen.

Da diese sogenannten Fehler der ersten Art im Verlauf der Versuchsdurchführung bis auf offensichtliche hör- und sichtbare Frakturierungen des Knochens sehr schwierig zu dokumentieren und zu verifizieren waren, spielten sie für die Ergebnisauswertung der Versuchsreihe nur eine untergeordnete Rolle. Trotzdem wurde jedes Präparat nach Versuchsende im Prüfstand mit einer Digitalkamera mehrmals abfotografiert, um etwaige Frakturen oder Veränderungen an Knochen bzw. Material darzustellen. Außerdem wurde bei jedem Präparat das durch das Rotieren der Drehmomentdose hervorgerufene Ausmaß der Verschiebung der Osteotomiefragmente gegeneinander vermessen.

Das Hauptaugenmerk für standardisiert reproduzierbare Ergebnisse lag auf dem anfänglichen, linearen Teil der aufgezeichneten Graphen, welcher die genauesten Rückschlüsse auf die primäre Rotationsstabilität der osteotomierten Lammtibiae unter axialer Belastung zuließ.

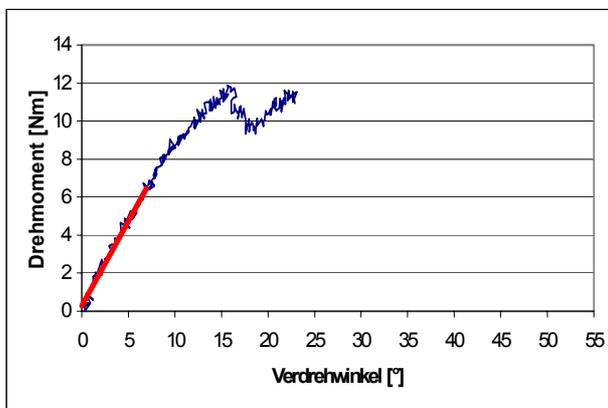
6.2 Primäre Rotationsstabilität

Die primäre Rotationsstabilität unter axialer Belastung war in der Ergebnisauswertung für die Untergruppen mit den unterschiedlichen operativen Maßnahmen zur Stabilisierung der Osteotomie von größter Bedeutung, da sie bei geringen, physiologisch nachvollziehbaren Verdrehwinkeln gemessen wurde.

Von sekundärer Wichtigkeit war das während der Versuchsdurchführung maximal erzielte Drehmoment, welches erstens bei unphysiologisch hohen Verdrehwinkeln erreicht wurde und zweitens bei einem Großteil der Präparate im nicht-linearen Bereich des aufgezeichneten Graphen lag.

6.2.1 Erstellen einer Regressionsgerade

Um die primäre Rotationsstabilität der unterschiedlich fixierten Osteotomien zu verifizieren, wurde in den Anfangsbereich des Graphen eine Regressionsgerade eingefügt, welche so weit reichte, wie das erzielte Drehmoment einen annähernd proportionalen Anstieg zum Verdrehwinkel aufzeigte. Der Verlauf der Regressionsgerade wurde so gewählt, dass sie mit einem Korrelationskoeffizienten von mindestens 0,95 auf dem infolge von Mikrobewegungen leicht oszillierend verlaufenden Graphen zu liegen kam (Graphik Nr. 2, Anhang Nr. 5-9).



M max. in Nm	11,87
Stichprobenumfang:	75
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,89x+0,28$
Steigung (a) in Nm/°	0,89
Achsenabschnitt:	0,28
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 6,92
y-Koordinate:	0,28 6,44

Graphik 2: Erstellen einer Regressionsgerade zur Bestimmung der Steigung [Nm/°]

In den Gruppen 1, 2, 4 und 5 konnten Regressionsgeraden mit einem Korrelationskoeffizienten von durchschnittlich mehr als 0,98 zum aufgezeichneten Kurvenverlauf gelegt werden (Tabelle Nr. 7, Diagramm Nr. 6). Nur der Mittelwert in Gruppe 3, in der eine komplette Osteotomie mit additiver interfragmentärer Spongiosaschraube durchgeführt wurde, war aufgrund eines Ausreißers (Präparat 7) mit 0,962 etwas niedriger. Die etwas inhomogene Verteilung der Korrelationskoeffizienten in dieser Gruppe lässt sich dadurch erklären, dass die Fixierung der Osteotomie allein durch eine schräge Spongiosaschraube bei kontinuierlicher Rotation zu minimalen, durch schrittweises Penetrieren der Schraube in den kortikalen Knochen hervorgerufenen, ruckartigen Bewegungen und somit zu Oszillationen im Graphen führte (Anhang Nr. 5-9).

GRUPPE	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
1 (4/5 mit)	9	0,990	0,97	0,99	0,986	0,007
2 (4/5 ohne)	12	0,990	0,96	1,00	0,984	0,012
3 (5/5 mit)	10	0,965	0,89	0,99	0,962	0,029
4 (5/5 ohne)	9	0,990	0,95	0,99	0,982	0,013
5 (nativ)	8	0,985	0,95	1,00	0,983	0,015
Insgesamt	48	0,990	0,89	1,00	0,979	0,018

Tabelle 7: Korrelationskoeffizienten der Regressionsgeraden

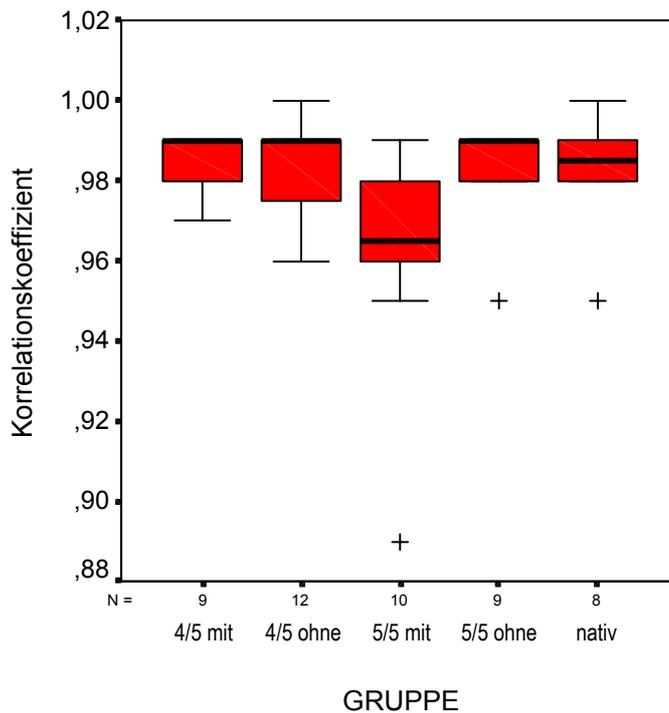


Diagramm 6: Boxplot der Korrelationskoeffizienten der Regressionsgeraden

6.2.2 Steigung der Regressionsgerade als Maß für die Primärstabilität

Anhand der Steigungen der Regressionsgeraden konnte die primäre Rotationsstabilität der unterschiedlichen Gruppen und Osteotomien ermittelt werden. Hierfür wurde für den im Bereich der Regressionsgeraden liegenden Stichprobenumfang eine Excel-Funktion für Steigungen erstellt. Aufgrund der Anordnung der Koordinaten ergibt sich als Einheit für die primäre Rotationsstabilität der einzelnen Präparate [Nm/°]. Je größer also die Steigung der Regressionsgeraden war, desto primärstabiler war der Knochen bzw. das osteotomierte und fixierte Präparat hinsichtlich rotatorischer Einflüsse (Tabelle Nr. 8, Diagramm Nr. 7 und 8, Anhang Nr. 5-9).

GRUPPE	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
1 (4/5 mit)	9	0,91	0,55	1,11	0,85	0,198
2 (4/5 ohne)	12	0,61	0,45	0,89	0,64	0,156
3 (5/5 mit)	10	0,37	0,14	0,58	0,39	0,198
4 (5/5 ohne)	9	0,25	0,10	0,38	0,25	0,081
5 (nativ)	8	0,75	0,61	0,99	0,75	0,140
Insgesamt	48					

Tabelle 8: primäre Rotationsstabilität der Präparate [Nm/°]

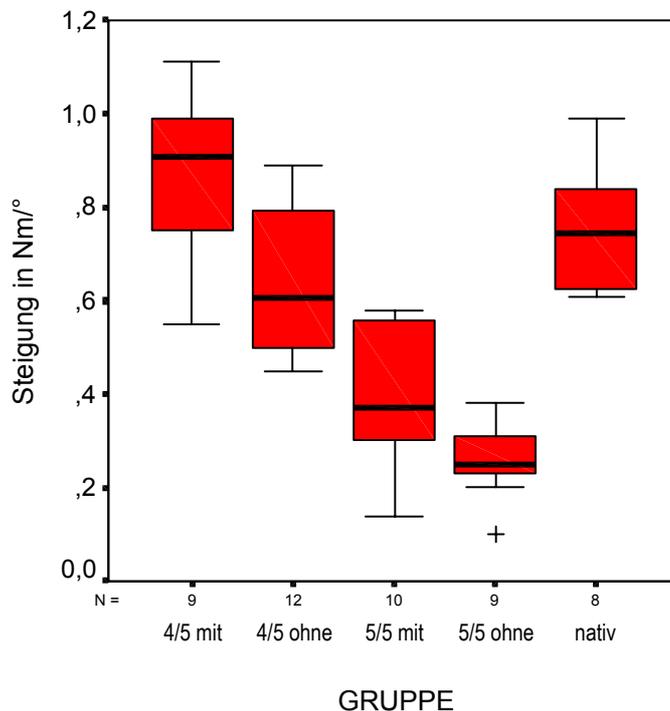


Diagramm 7: Boxplot der primären Rotationsstabilität der Präparate

Signifikanzunterschiede ($p < 0,05$) bezüglich der ermittelten primären Rotationsstabilität der den 5 Gruppen zugeordneten Präparate konnten in 8 der 10 paarweise zwischen jeweils 2 Gruppen durchgeführten Mann-Whitney-Tests gefunden werden (Anhang Nr. 10). Die primäre Rotationsstabilität der Gruppe 1 (inkomplette Osteotomie mit schräger Spongiaschraube) war hochsignifikant größer als in den Gruppen 2, 3 und 4 (Diagramm 8). In dieser Gruppe waren die gemessenen Drehmomente pro Verdrehwinkel im linearen Anteil der aufgezeichneten Graphen sogar - statistisch allerdings nicht signifikant ($p > 0,05$) - höher als bei den Nativknochen aus der Vergleichsgruppe 5. Speziell fällt bei den Gruppen mit inkompletter 4/5-Osteotomie (Gruppen 1 und 2) eine signifikant höhere Primärstabilität zugunsten der Gruppe 1 mit additiver Spongiaschraube auf ($p = 0,018$) (Diagramm 8).

Die primäre Rotationsstabilität der Vergleichsgruppe 5 hingegen war statistisch signifikant höher als die der Gruppen 2, 3 und 4.

Auch die gemessenen Werte der Gruppe 2 (inkomplette Osteotomie ohne schräge Spongiosaschraube) zeigten einen statistisch signifikanten Unterschied zu den Gruppen mit kompletter Osteotomie (Gruppen 3 und 4) auf.

Kein signifikanter Unterschied bezüglich der primären Rotationsstabilität der durchgeführten Osteotomien hingegen fand sich zwischen den Gruppen 3 und 4, in denen die Osteotomie jeweils komplett durchgeführt worden war ($p = 0,062$).

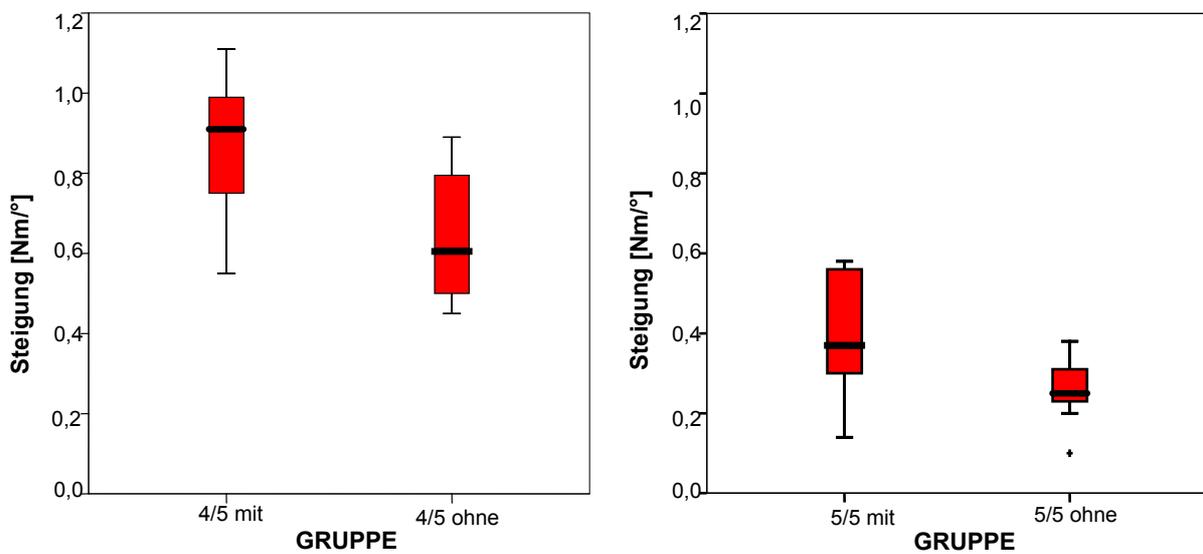


Diagramm 8: Boxplots Rotationsstabilität Gruppen 1/2 und 3/4 (Effekt der Spongiosaschraube)

6.3 Maximales Drehmoment während der Versuchsdurchführung

Wie bereits im Absatz über die Interpretation der aufgezeichneten Graphen erwähnt, waren die während der Versuchsdurchführung maximal erreichten Drehmomente nicht von primärer Wichtigkeit für die Auswertung der Ergebnisse. Da einige Versuche zum Schutz der Drehmomentdose und des Implantatmaterials aufgrund extrem hoher Verdrehwinkel zu einem für die Primärstabilität des Operationsverfahrens nicht mehr relevanten Zeitpunkt absichtlich abgebrochen wurden, konnten die hier aufgebrachten maximalen Drehmomente nicht valide mit jenen verglichen werden, welche bei bis zur Frakturierung der Tibia durchgeführten Versuchen erreicht wurden. Diese hohen und unphysiologischen Verdrehwinkel wurden insbesondere in den komplett osteotomierten Untergruppen beobachtet, da hier die einem Verdrehen der Osteotomiefragmente entgegenwirkende und stabilisierende mediale Kortikalisbrücke nicht vorhanden war. Durch ein vorzeitiges Beenden des Versuches wurde in diesen Fällen einem Verschleiß und einer übermäßigen Deformierung des Implantatmaterials entgegengewirkt.

Trotzdem erfolgte eine Auswertung dieser statistisch nicht aussagekräftigen maximalen Drehmomente [Nm], die in den Versuchsreihen der einzelnen Untergruppen aufgebracht wurden (Tabelle Nr. 9, Diagramm Nr. 9).

GRUPPE	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
1 (4/5 mit)	9	8,11	5,32	10,79	8,11	1,856
2 (4/5 ohne)	12	8,79	4,49	13,18	9,52	2,666
3 (5/5 mit)	10	5,69	4,35	9,23	6,14	1,666
4 (5/5 ohne)	9	6,79	3,32	11,18	6,80	2,165
5 (nativ)	8	16,09	5,23	19,97	15,50	4,592
Insgesamt	48	8,11	3,32	19,97	9,04	4,099

Tabelle 9: maximal erreichtes Drehmoment [Nm]

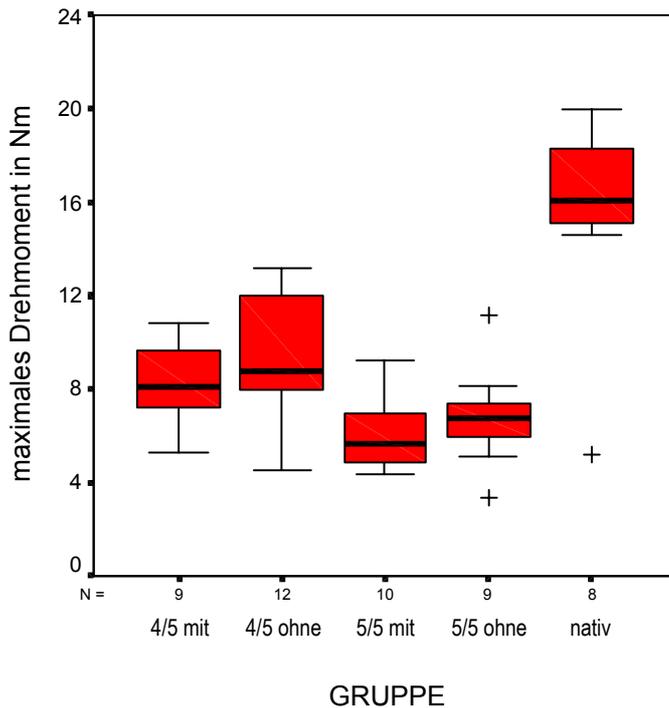


Diagramm 9: Boxplot der maximal erreichten Drehmomente

Signifikanzunterschiede ($p < 0,05$) bezüglich des maximal während der Versuchsdurchführung erreichten Drehmomentes in den 5 Gruppen konnten in 7 der 10 paarweise zwischen jeweils 2 Gruppen durchgeführten Mann-Whitney-Tests gefunden werden (Anhang Nr. 11).

Auffallend waren hier die im Vergleich zu den restlichen Gruppen statistisch hochsignifikant höheren maximal erreichten Drehmomente der nativen, nicht osteotomierten und osteosynthetisch stabilisierten Präparate aus der Vergleichsgruppe 5. Hierbei muss allerdings bedacht werden, dass in dieser Gruppe aufgrund des fehlenden Osteosynthesematerials unphysiologisch hohe Verdrehwinkel nicht berücksichtigt und die Versuche, sofern es nicht zu einer Fraktur des Knochens kam, im Vergleich zu den anderen Gruppen je nach Verhalten des aufgezeichneten Graphen erst verspätet abgebrochen worden waren.

Auf die restlichen statistisch signifikanten Unterschiede wird nicht näher eingegangen, da die maximal während der Versuchsdurchführung erreichten Drehmomente nicht von primärer Wichtigkeit für die Auswertung der Ergebnisse waren.

6.4 Resultierende Schwachstellen in den Gruppen 1 und 2

6.4.1 Gruppe 1

In dieser Gruppe wurden die Lammtibiae inkomplett zu 4/5 osteotomiert und zusätzlich mit einer schrägen interfragmentären Spongiosaschraube stabilisiert. Von besonderem Interesse war deshalb das Verhalten der belassenen medialen Knochenbrücke der 9 in die Ergebnisauswertung einbezogenen Präparate während den rotatorischen Krafteinwirkungen in der Versuchsphase (Tabelle Nr. 10).

Bei nur 3 Tibiae konnte eine komplette Frakturierung der, 1/5 des tibialen Querdurchmessers in Höhe der horizontalen Osteotomie starken, medial belassenen Kortikalisbrücke beobachtet werden (33%) (Abbildungen Nr. 62 - 64). In 2 Fällen (22%) kam es zu einer Teilfrakturierung dieser Brücke bei erhaltener Periostkontinuität (Abbildung Nr. 67), während bei den restlichen 4 Präparaten (44%) die Schwachstelle in der primären Rotationsstabilität der Osteotomie an anderen Stellen der Tibia zu finden war (Abbildungen Nr. 65 und 66).

Präparat	mediale Knochenbrücke	andere Schwachstellen
1	frakturiert	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Fraktur am dorsalen Plattenrand nach dorsolateral; Osteotomieverschiebung: 4 mm
2	intakt	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Osteotomieverschiebung: 3 mm
3	intakt	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Keil- und Spiralfaktur über die gesamte Zirkumferenz; Verlauf über Schraubenköpfe und -enden; Osteotomieverschiebung: 0 mm
4	frakturiert	laterale Längsfraktur proximal und distal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Osteotomieverschiebung: 4 mm
5	angebrochen	Keil- und Spiralfaktur ausgehend von den Köpfen der 2 Kortikalisschrauben über die gesamte Zirkumferenz; Osteotomieverschiebung: 0 mm
6	angebrochen	Osteotomieverschiebung: 1 mm
7	intakt	laterale Längsfraktur von der schrägen Schraube nach distal; Spiralfaktur nach dorsal distal ab dem Loch der Kompressionszange; Osteotomieverschiebung: 2 mm
8	intakt	laterale Längsfraktur von der schrägen Schraube nach distal; Spiralfaktur nach dorsal distal ab dem Loch der Kompressionszange; Osteotomieverschiebung: 0 mm
9	frakturiert	keine Frakturen ausser einer massiven Fraktur der medialen Knochenbrücke; Osteotomieverschiebung: 8 mm

Tabelle 10: Verhalten der medialen Kortikalisbrücke und Frakturlokalisierung in Gruppe 1

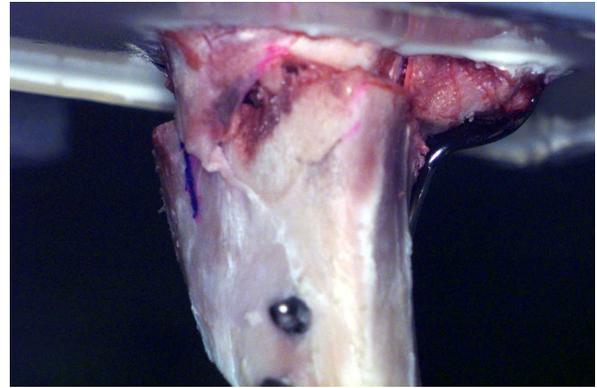
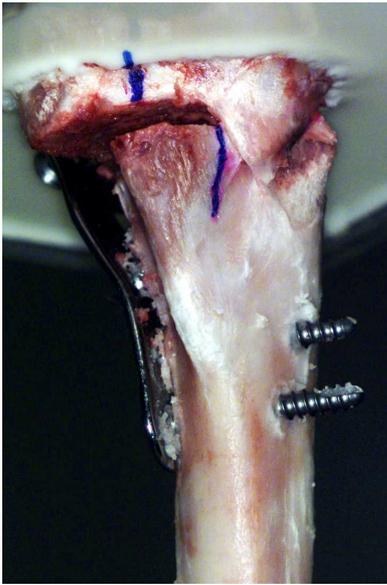


Abbildung 62: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 1/Gruppe 1)



Abbildung 63: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 9/Gruppe 1)

Abbildung 64: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 4/Gruppe 1)

In 6 Fällen konnte auf der lateralen Seite der Tibia eine Längsfraktur beobachtet werden, welche ihren Ausgang von der schräg verlaufenden interfragmentären Spongiosaschraube nahm.

Bei intakter medialer Knochenbrücke war die Verdrehung der Osteotomiefragmente zueinander stets auf ein Minimum reduziert (Abbildung Nr. 65). Aufgrund der stabilen Verhältnisse im Osteotomiebereich lagen die Schwachstellen hier distal der Osteotomie, resultierende Frakturen verlaufen durchwegs über die Bohrkannäle bzw. die Köpfe und Enden der Schrauben.

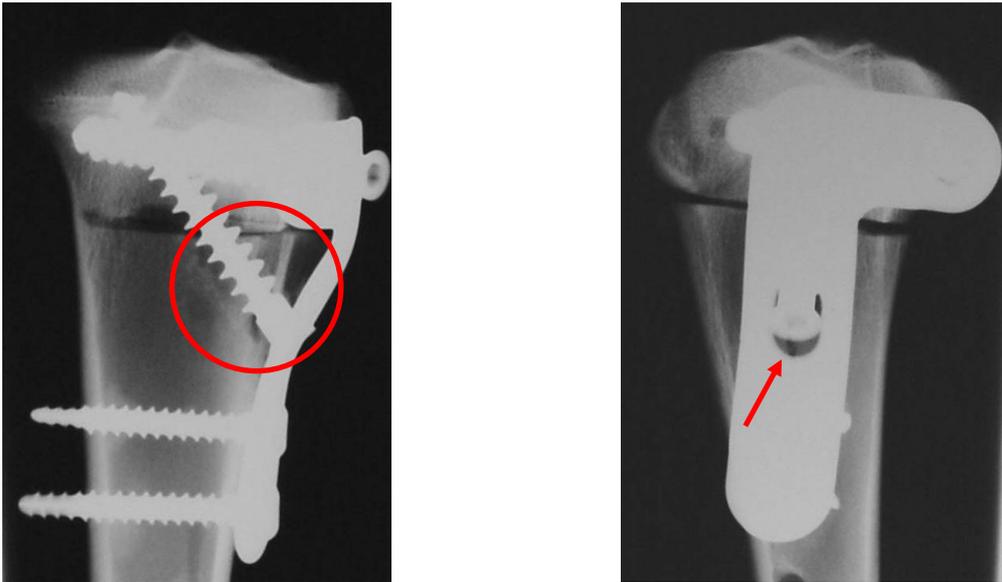


Abbildung 65: Längsfraktur distal der Osteotomie (Präparat 2/Gruppe 1)



Abbildung 66: intakte Kortikalisbrücke, kompensatorische Spiralfaktur (Präparat 3/Gruppe 1)

Die 2 Präparate mit teilfrakturerter medialer Kortikalisbrücke wiesen aufgrund minimaler Rotationsverschiebungen ebenfalls sehr stabile Verhältnisse in Höhe der Osteotomie auf. In einem Fall resultierte diese hohe Stabilität der Osteotomie (Präparat 5) kompensatorisch in einer weiter distal gelegenen Spiralfaktur der Tibia, welche ihren Ausgang wiederum von den Köpfen der 2 Kortikalisschrauben nahm (Abbildung Nr. 67).



Abbildung 67: teilfrakturierte Kortikalisbrücke, Spiralfaktur Tibiaschaft (Präparat 5/Gruppe 1)

Diese kompensatorischen distalen Keil- und Spiralfrakturen wurden nicht bei den 3 Präparaten gefunden, in denen die medial belassene Knochenbrücke komplett frakturierte. Aufgrund dieses medialen Verlustes in der Rotationsstabilität war die Verschiebung der beiden Osteotomiefragmente zueinander hier im Durchschnitt auch weitaus größer. In 2 von 3 Fällen hielt der laterale kortikale Knochen um die schräge Spongiosaschraube den Rotationsbelastungen nicht stand und frakturierte.

6.4.2 Gruppe 2

Die 12 ergebnisrelevanten Lammtibiae dieser Gruppe wurden inkomplett zu 4/5 des maximalen tibialen Querdurchmessers in Höhe der horizontalen Sägelehre osteotomiert. Eine zusätzliche Stabilisierung der Osteotomie durch eine schräge interfragmentäre Spongiaschraube blieb aus. Somit bildete die belassene Knochenbrücke medialseitig den einzigen Stabilisator hinsichtlich der Rotationskräfte während der Versuchsdurchführung und war deshalb für die Beobachtung von Fehler- und Frakturlokalisationen von besonderer Bedeutung (Tabelle Nr. 11).

In 8 von 12 Fällen (67%) frakturierte die 1/5 des tibialen Querdurchmessers in Höhe der horizontalen Osteotomie breite medial belassene Kortikalisbrücke komplett (Abbildungen Nr. 70 und 71). In 1 Fall (8%) kam es zu einer Teilfrakturierung dieser Brücke bei erhaltener Periostkontinuität (Abbildung Nr. 69), während bei den restlichen 3 Präparaten (25%) die Schwachstelle in der primären Rotationsstabilität der Osteotomie an anderen Stellen der Tibia zu finden war (Abbildung Nr. 68).

Präparat	mediale Knochenbrücke	andere Schwachstellen
1	frakturiert	große Spaltfraktur entlang der distalen Schrauben der Platte; Übergang in Spiralfraktur nach anterior; Verbiegen der 2 Kortikalisschrauben; Osteotomieverschiebung: 16 mm
2	intakt	Spiralfraktur von dorsal der Platte über die 2 Kortikalisschrauben nach ventrolateral; Osteotomieverschiebung: 5 mm
3	frakturiert	Spiralfraktur über die gesamte Zirkumferenz ab der proximalen Kortikalisschraube nach ventral; Osteotomieverschiebung: 2 mm
4	intakt	Keil- und Spiralfraktur durch beide Kortikalisschrauben nach distal, medial und proximal bis zur Osteotomie; Osteotomieverschiebung: 4 mm
5	frakturiert	keine Frakturen ausser einer massiven Fraktur der medialen Knochenbrücke; Osteotomieverschiebung: 4 mm
6	frakturiert	Keil- und Spiralfraktur durch beide Kortikalisschrauben nach distal, medial und proximal bis zur Osteotomie; Osteotomieverschiebung: 5 mm
7	angebrochen	Keil- und Spiralfraktur über die gesamte Zirkumferenz; Beginn distal des distalen Kortikalisschraubenkopfes; Osteotomieverschiebung: 0 mm
8	intakt	Keil- und Spiralfraktur ab den Köpfen der Kortikalisschrauben; Osteotomieverschiebung: 2 mm
9	frakturiert	keine Frakturen ausser einer massiven Fraktur der medialen Knochenbrücke; Osteotomieverschiebung: 3 mm
10	frakturiert	keine Frakturen ausser einer massiven Fraktur der medialen Knochenbrücke; Osteotomieverschiebung: 9 mm
11	frakturiert	keine Frakturen ausser einer massiven Fraktur der medialen Knochenbrücke; Osteotomieverschiebung: 0 mm
12	frakturiert	keine Frakturen ausser einer massiven Fraktur der medialen Knochenbrücke; Osteotomieverschiebung: 9 mm

Tabelle 11: Verhalten der medialen Kortikalisbrücke und Frakturlokalisation in Gruppe 2

Erneut waren bei intakt gebliebener medialer Knochenbrücke (3 Präparate) stets nur geringe Verschiebungen der Osteotomiefragmente zueinander zu beobachten. Als Kompensationsmechanismus für die im stabilen Osteotomiebereich abgefangenen einwirkenden Rotationskräfte kam es bei allen 3 Präparaten zu distalen Keil- und Spiralfrakturen, welche in ihrem Verlauf stets zumindest eine der 2 Kortikalisschrauben der L-förmigen Platte miteinbezogen (Abbildung Nr. 68).



Abbildung 68: intakte Kortikalisschraube, kompensatorische Spiralfraktur (Präparat 8/Gruppe 2)

Dass das Präparat 7 der Gruppe 2 mit der nur teilfrakturierten medialen Kortikalisschraube und erhaltener Periostkontinuität ebenfalls sehr stabile Verhältnisse in Höhe der Osteotomie aufwies, zeigt die ausgebliebene Verschiebung der beiden Fragmente zueinander unter den Rotationseinflüssen während der Versuchsdurchführung. Auch hier wurde eine kompensationsbedingte zirkumferente Keil- und Spiralfraktur gefunden, welche ihren Ausgang wiederum vom Kopf der distalen Kortikalisschraube nahm (Abbildung Nr. 69).



Abbildung 69: teilfrakturierte Kortikalisbrücke, Spiralfraktur Tibiaschaft (Präparat 7/Gruppe 2)

Nur 3 von 8 der Lammtibiae mit komplett frakturierter medialer Knochenbrücke wiesen zusätzliche - durch die rotatorische Belastung hervorgerufene - Keil- bzw. Spiralfrakturen auf. Der Ursprung dieser Kompensationsfrakturen befand sich stets im distalen Bereich der L-förmigen Osteotomieplatte an den Köpfen der 2 Kortikalisschrauben. Die restlichen 5 Präparate fielen lediglich durch eine alleinige, allerdings massive Fraktur der stabilisierenden Knochenbrücke auf (Abbildungen Nr. 70 und 71). Die unterschiedlichen Frakturmuster und Verläufe der Frakturlinien erklären hier auch die teils erheblichen Differenzen bezüglich des Ausmaßes der Verschiebung beider Osteotomiefragmente zueinander innerhalb dieser Gruppe.



Abbildung 70: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 5/Gruppe 2)

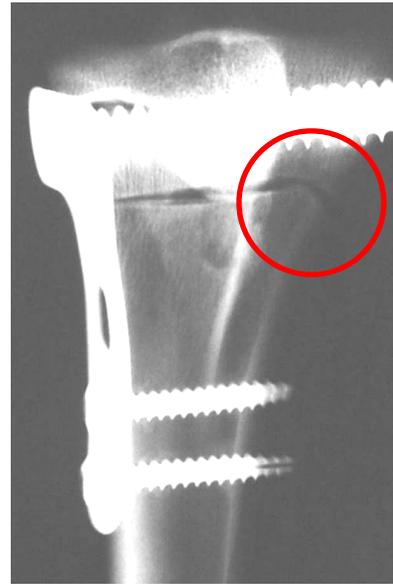


Abbildung 71: nach Versuchsdurchführung frakturierte mediale Kortikalisbrücke in Gruppe 2

Präparat 1 in dieser Gruppe weist außerdem die einzige Deformierung von Implantatmaterial während der gesamten Versuchsreihe auf. Nach Durchführen des Versuches kam es zu einer Verbiegung der beiden distalen Kortikalisschrauben. Diese wurden aus dem Operationsset entfernt und für weitere Versuche nicht mehr verwendet.

6.5 Resultierende Schwachstellen in den Gruppen 3, 4 und 5

6.5.1 Gruppe 3

Die 10 in die Versuchsergebnisse einbezogenen Präparate aus Gruppe 3 wurden komplett über den gesamten Querdurchmesser der Tibia in Höhe der horizontalen Sägelehre osteotomiert und zusätzlich mit einer schrägen, den Osteotomiespalt kreuzenden Spongiosaschraube versorgt. Da medialseitig eine zusätzliche Stabilisierung durch eine belassene Knochenbrücke fehlte, war diese Schraube neben der in allen Gruppen verwendeten L-förmigen Platte mit ihren je 2 horizontalen Spongiosa- und Kortikalisschrauben das einzige Fixierungsmittel der Osteotomie gegen die Rotationseinwirkungen während der Versuchsdurchführung. Deshalb wurde nach Versuchsende besonderer Wert auf das Verhalten dieser interfragmentären Schraube gelegt (Tabelle Nr. 12).

Präparat	Schwachstellen, Fehler- und Frakturlokalisierung
1	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Verschiebung und Lockerung der schrägen Schraube und der Kortikalisschrauben nach anterior; Keilfraktur, ausgehend von beiden Seiten der proximalen Kortikalisschraube; Osteotomieverschiebung: 6 mm
2	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Osteotomieverschiebung: 8 mm
3	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Keil- und Spiralfaktur vom Kopf der schrägen Schraube nach distal über die Köpfe der 2 Kortikalisschrauben zu deren Enden nach medial; Osteotomieverschiebung: 11 mm
4	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Verschiebung und Lockerung der schrägen Schraube; Spiralfaktur vom Kopf der schrägen Schraube nach distal über die Köpfe der 2 Kortikalisschrauben zu deren Enden nach medial; Osteotomieverschiebung: 10 mm
5	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; zirkumferente Spiralfaktur ausgehend von den Köpfen der 2 Kortikalisschrauben; Osteotomieverschiebung: 14 mm
6	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; laterale Keilfraktur ausgehend vom Kopf der schrägen Schraube nach distal über die Köpfe der 2 Kortikalisschrauben; Osteotomieverschiebung: 19 mm
7	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Verschiebung und Lockerung der schrägen Schraube; große Spiralfaktur, ausgehend vom Kopf der schrägen Schraube nach distal über die Köpfe der Kortikalisschrauben; zusätzliche Keilfraktur an den Enden der 2 Kortikalisschrauben; Osteotomieverschiebung: 20 mm
8	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Verschiebung und Lockerung der schrägen Schraube; Keilfraktur vom Kopf der schrägen Schraube nach distal über die Köpfe der 2 Kortikalisschrauben; Osteotomieverschiebung: 4 mm
9	laterale Längsfraktur proximal der schrägen Schraube distal der Osteotomie; Verschiebung und Lockerung der schrägen Schraube; Keilfraktur vom Kopf der schrägen Schraube nach distal über die Köpfe der 2 Kortikalisschrauben; Osteotomieverschiebung: 12 mm
10	Verschiebung und Lockerung der schrägen Schraube; Keilfraktur durch die Köpfe der 3 lateralen Schrauben; Platte wandert mit den Schrauben nach ventral mit; Osteotomieverschiebung: 13 mm

Tabelle 12: Schwachstellen / Fehlerlokalisierung in Gruppe 3

Bei allen Präparaten konnten durch die Rotationseinwirkung hervorgerufene Lockerungszeichen und leichte Verschiebungen der schrägen interfragmentären Spongiosaschraube festgestellt werden. Diese führten in 9 von 10 Fällen zu einer Frakturierung des kortikalen Knochens (Abbildung Nr. 72), welche, ausgehend vom Kopf der Spongiosaschraube, nach proximal bis zum Osteotomiespalt reichte (Ausnahme: Präparat 10).

Mit zunehmender Rotation setzte sich diese Fraktur in 90 % der Fälle auch nach distal über die Köpfe der 2 Kortikalisschrauben als Keil- oder Spiralfaktur fort (Ausnahme: Präparat 2). Im Falle einer medialseitigen Involvierung dieser Frakturen stellten sich erneut die Enden der 2 Kortikalisschrauben als Schwachstellen im tibialen Knochen heraus.

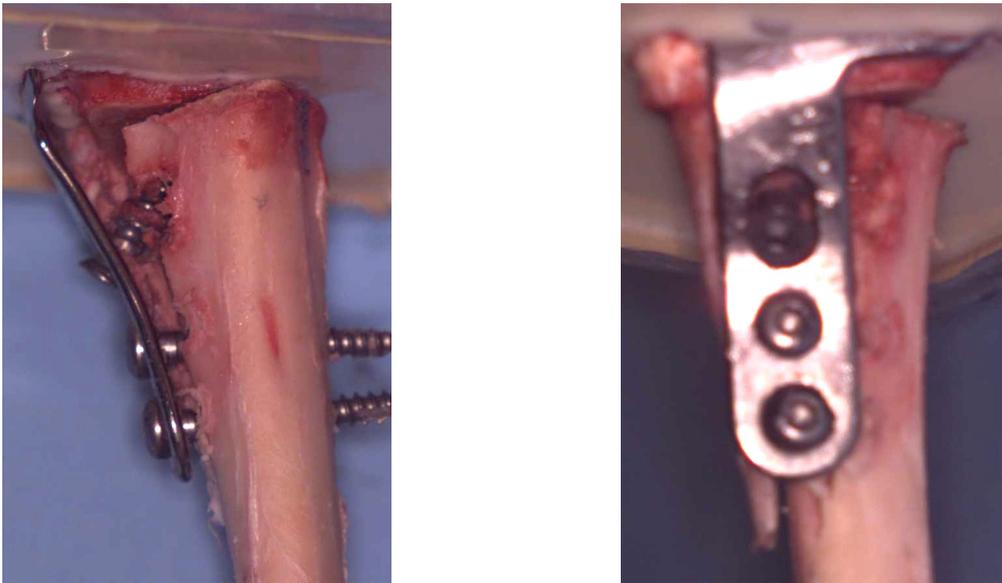


Abbildung 72: Fraktur ausgehend von der schrägen Spongiosaschraube (Präparat 9/Gruppe 3)

Weil die der Rotationskraft entgegenwirkende und erheblich zur Primärstabilität der Osteotomie beitragende mediale Knochenbrücke in dieser Gruppe fehlte, kam es hier zu weitaus größeren rotatorischen Verschiebungen der beiden Osteotomiefragmente zueinander.

6.5.2 Gruppe 4

Alle 9 Lammtibiae aus dieser Gruppe gingen in die Ergebnisauswertung ein. Die Präparate wurden komplett über den gesamten Querdurchmesser der Tibia in Höhe der horizontalen Sägelehre osteotomiert. In dieser Gruppe wurde auf eine zusätzliche Fixierung der Osteotomie durch eine schräge interfragmentäre Spongiosaschraube verzichtet, so dass alleine die lateral angebrachte L-förmige Platte mit den je 2 horizontal verlaufenden Spongiosa- und Kortikalisschrauben für die Stabilität der Operation verantwortlich waren. Da eine medial belassene Knochenbrücke und eine den Osteotomiespalt querende Spongiosaschraube als der Rotation während der Versuchsdurchführung entgegenwirkende Stabilisatoren fehlten, wurde diese Kraft ausschließlich vom Implantatmaterial lateralseitig an der Tibia kompensiert.

Somit wurden zwangsläufig im Vergleich zu den anderen Gruppen größere Verdrehungen der beiden Osteotomiefragmente zueinander beobachtet (Tabelle Nr. 13). Allerdings muss betont werden, dass gerade bei einem kontinuierlichen proportionalen Ansteigen des Drehmoments mit zunehmendem Verdrehwinkel einige Versuche vorzeitig beendet wurden, um sowohl das Implantatmaterial als auch die Drehmomentdose unter den dann zunehmend unphysiologischen Rotationseinflüssen zu schonen.

Kleinere Unebenheiten und Abflachungen im aufgezeichneten Graphen wurden durch Schraubenauflockerungen, minimales Verkippen der Osteotomie aus der Rotationsebene heraus sowie durch kleine kortikale Unebenheiten an den Osteotomieändern und –flächen ausgelöst.

Präparat	Fraktur	Schwachstellen, Verschiebungen und Fehlerlokalisierung
1	nein	Kurvenabflachung durch Spongiosaauflockerung an der anterioren Spongiosaschraube; leichtes Mitdrehen der Platte; kontinuierliche Osteotomieverschiebung bis 21 mm
2	nein	minimales Verkippen aus der Drehebene heraus; kontinuierliche Osteotomieverschiebung bis 13 mm
3	nein	2 kleine Stufen aufgrund eines unsauberen medialen Kortikalisschnittes durch die oszillierende Säge; kontinuierliche Osteotomieverschiebung bis 12 mm
4	nein	kontinuierliche Osteotomieverschiebung bis 13 mm
5	nein	leichte Öffnung der Osteotomie medialeseitig; kontinuierliche Osteotomieverschiebung bis 9 mm
6	ja	nach kontinuierlichem Verschieben Spiralfaktur, ausgehend von den Köpfen der 2 Kortikalisschrauben nach distal-dorsal-medial; Osteotomieverschiebung: 7 mm
7	ja	nach kontinuierlichem Verschieben Spiralfaktur, ausgehend vom Kopf der distalen Kortikalisschraube; Verlauf nach proximal-dorsal Richtung Osteotomie und nach distal-ventral-medial; Osteotomieverschiebung: 12 mm
8	ja	nach kontinuierlichem Verschieben laterale Keilfraktur Richtung distal-dorsal-medial; ein Frakturspalt über dem Kopf der distalen Kortikalisschraube, ein zweiter dorsal davon am Plattenhinterrand bis in den Osteotomiespalt; Osteotomieverschiebung: 9 mm
9	nein	Kurvenabflachung durch Spongiosaauflockerung an der anterioren Spongiosaschraube; kontinuierliche Osteotomieverschiebung bis 23 mm

Tabelle 13: Schwachstellen / Fehlerlokalisierung in Gruppe 4

Trotz des großen Spielraumes hinsichtlich rotatorischer Verschiebungen der beiden Osteotomiefragmente mangels medialer Stabilisierung durch eine belassene Knochenbrücke kam es bei 3 Tibiae (Präparate 6, 7, 8) zu kompensatorischen Frakturen des Knochens distal der Osteotomie (33 %) (Abbildung Nr. 73).



Abbildung 73: Verdrehen der Osteotomie und Schafffraktur (Präparat 8/Gruppe 4)

Bei den restlichen 6 Präparaten (67 %) wurden neben dem kontinuierlichen Verdrehen der beiden Osteotomiefragmente lediglich minimale Spongiosaauflockerungen durch einzelne Schrauben sowie kleine Oszillationen im aufgezeichneten Graphen durch Unebenheiten der Osteotomieflächen bzw. -ränder beobachtet (Abbildung Nr. 74).



Abbildung 74: kontinuierliches Verschieben der Osteotomieflächen (Präparat 9/Gruppe 4)

6.5.3 Gruppe 5

Diese 9 Präparate umfassende Vergleichsgruppe wurde nativ ohne Osteotomie und Implantatmaterial in der Universalprüfmaschine getestet. Das Hauptinteresse galt der primären Rotationsstabilität dieser Tibiae im Anfangsteil der aufgezeichneten Graphen im Vergleich zu den osteotomierten und osteosynthetisch versorgten Präparaten. Trotzdem wurden auch hier die Fehler und eventuellen Frakturlokalisationen während der Versuchsdurchführung beobachtet und dokumentiert (Tabelle Nr. 14). Bei zu großen und unphysiologischen Verdrehwinkeln wurden die Versuche im Falle einer Nichtfrakturierung wiederum zum Schutz der Drehmomentdose vorzeitig abgebrochen.

Präparat	Fraktur	Schwachstellen, Fehler- und Frakturlokalisation
1	nein	kontinuierliches Ansteigen des Drehmoments, dann Versuchsabbruch
2	nein	schnelles Abflachen des Graphen ohne hör- und sichtbare Fraktur, dann Versuchsabbruch
3	nein	kontinuierliches Ansteigen des Drehmoments, dann Versuchsabbruch
4	ja	kontinuierliches Ansteigen des Drehmoments, dann Spiralfaktur mit Ausgangspunkt knapp unterhalb der Tuberositas tibiae
5	nein	kontinuierliches Ansteigen des Drehmoments, dann Versuchsabbruch
6	nein	kontinuierliches Ansteigen des Drehmoments; leichtes Abflachen des Graphen ohne hör- und sichtbare Fraktur, dann Versuchsabbruch
7	nein	kontinuierliches Ansteigen des Drehmoments; leichtes Abflachen des Graphen ohne hör- und sichtbare Fraktur, dann Versuchsabbruch
8	ja	kontinuierliches Ansteigen des Drehmoments, dann Spiralfaktur mit Ausgangspunkt knapp unterhalb der Tuberositas tibiae

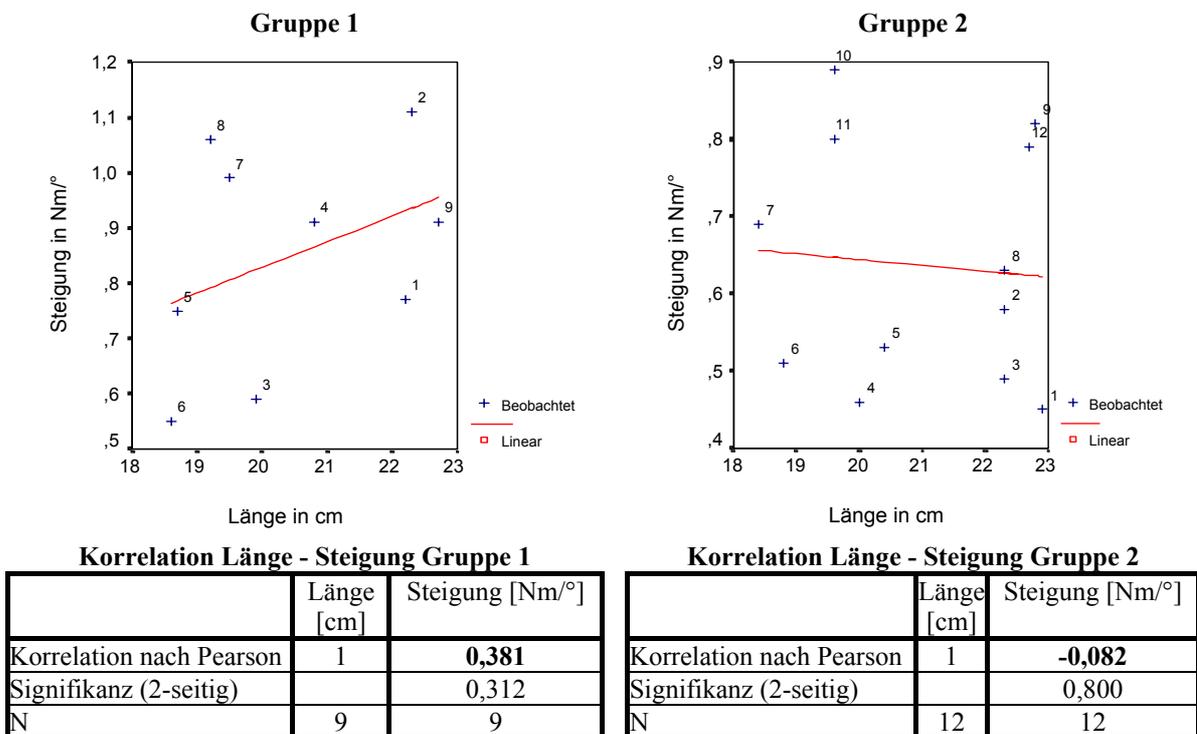
Tabelle 14: Schwachstellen / Fehlerlokalisation in Gruppe 5

Nur bei 2 von 8 Präparaten (25 %) konnte im Bereich des maximal tolerierbaren Verdrehwinkels eine Fraktur der Tibia beobachtet werden, welche in beiden Fällen (Präparate 4 und 8) ihren Ausgangspunkt knapp distal der Tuberositas tibiae hatte. Da diese Frakturen aber bei Verdrehwinkeln von größer als 40° auftraten, war insbesondere der lineare Anfangsbereich des aufgezeichneten Graphen als Indikator für die Stabilität der Knochen gegen rotatorische Krafteinwirkungen für die Ergebnisauswertungen von Bedeutung.

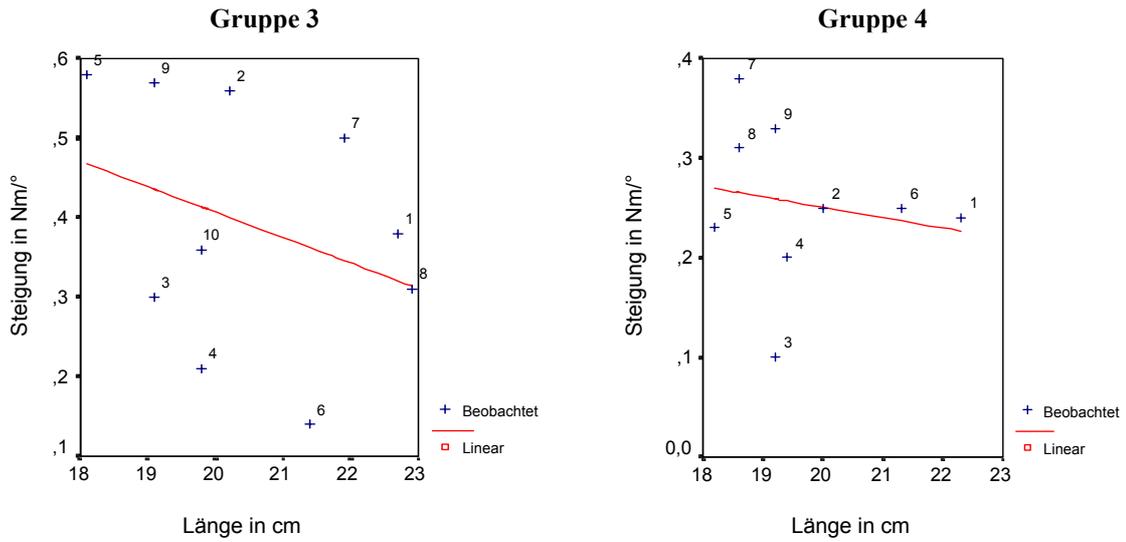
6.6 Einfluss der gemessenen Knochenparameter auf die primäre Rotationsstabilität

Es wurde überprüft, ob die vor Versuchsbeginn gemessenen Parameter der einzelnen Knochen (Länge, Gewicht, maximale Breite des Tibiaplateaus, maximale Tibiabreite in Osteotomiehöhe) in den jeweiligen Gruppen in signifikanter Korrelation zu der in der Versuchsdurchführung im linearen Anteil der Graphen aufgezeichneten primären Rotationsstabilität der Präparate standen. Die Korrelationen wurden hierbei im SPSS-Programm (Version 11.0, für Windows 98/ ME/ XP/ 2000/ NT) nach Pearson berechnet. Außerdem wurde die exakte zweiseitige statistische Signifikanz der zu korrelierenden Einflussgrößen bestimmt (Graphiken Nr. 3 - 13).

6.6.1 Korrelation von Tibialänge und primärer Rotationsstabilität



Graphik 3: Korrelation Tibialänge / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2



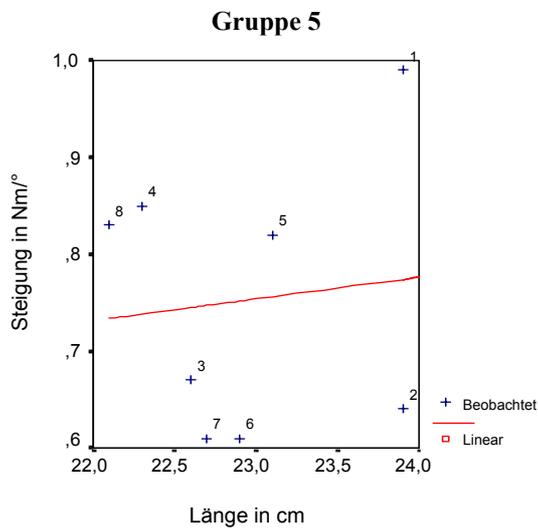
Korrelation Länge - Steigung Gruppe 3

	Länge [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,335
Signifikanz (2-seitig)		0,344
N	10	10

Korrelation Länge - Steigung Gruppe 4

	Länge [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,175
Signifikanz (2-seitig)		0,653
N	9	9

Graphik 4: Korrelation Tibiallänge / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4



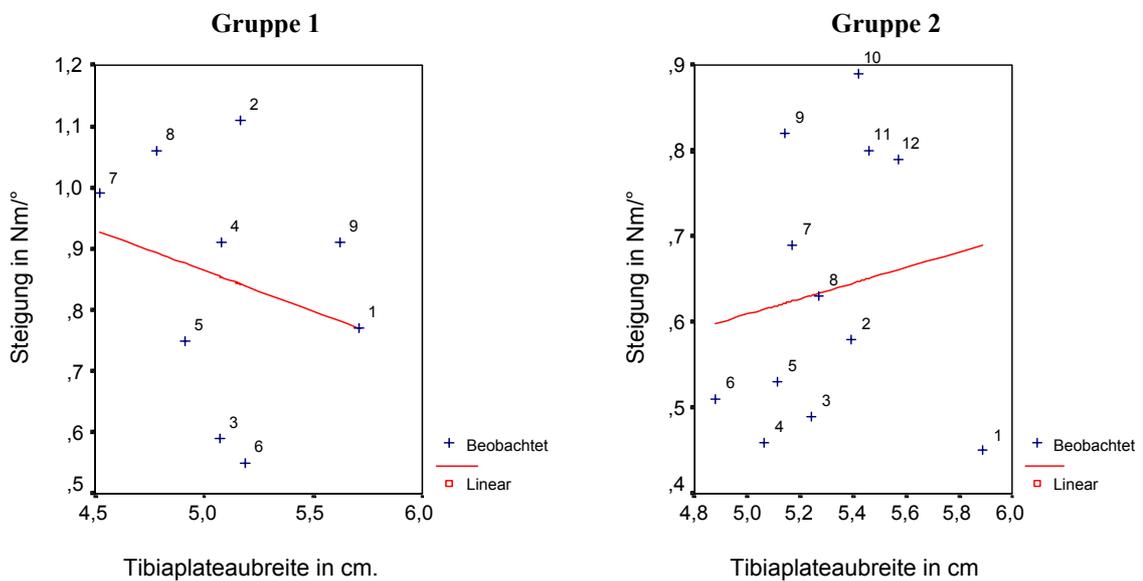
Korrelation Länge - Steigung Gruppe 5

	Länge [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	0,108
Signifikanz (2-seitig)		0,798
N	8	8

Graphik 5: Korrelation Tibiallänge / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5

Man kann sehen, dass in keiner der 5 Gruppen eine auch nur annähernd signifikante Korrelation zwischen der Länge der Lammtibiae und der primären Rotationsstabilität der jeweiligen Operationsmethode besteht. Der höchste Korrelationskoeffizient wird mit 0,381 in Gruppe 1, der niedrigste mit $-0,082$ in Gruppe 2 erreicht. Der Einfluss der unterschiedlichen Knochenlängen in den einzelnen Gruppen auf die Stabilität der entsprechenden osteotomierten Präparate kann somit vernachlässigt werden.

6.6.2 Korrelation von maximaler Tibiaplateaubreite und primärer Rotationsstabilität



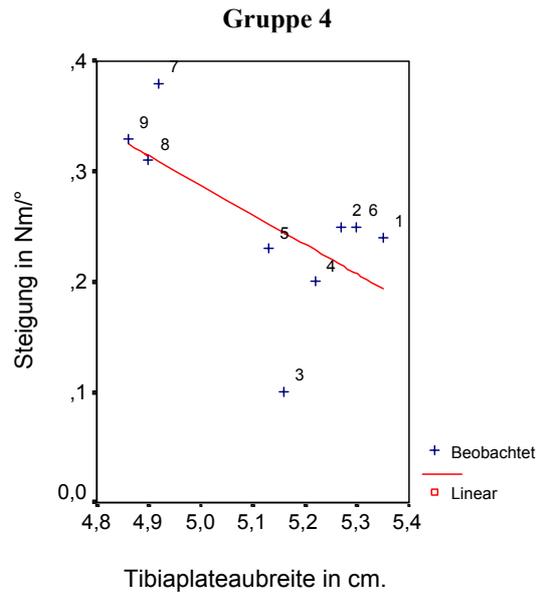
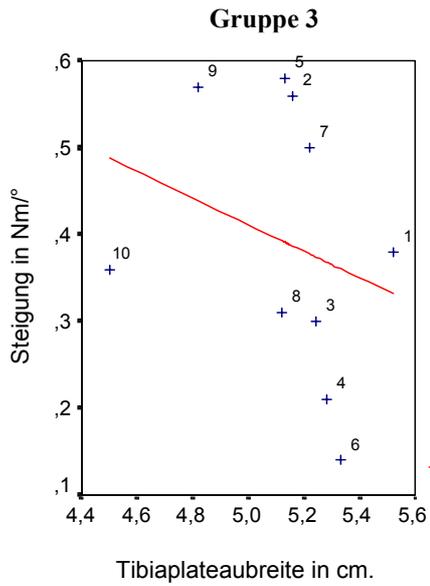
Korrelation Tibiaplateaubreite - Steigung Gruppe 1

	Tibiaplateaubreite [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,251
Signifikanz (2-seitig)		0,515
N	9	9

Korrelation Tibiaplateaubreite - Steigung Gruppe 2

	Tibiaplateaubreite [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	0,155
Signifikanz (2-seitig)		0,630
N	12	12

Graphik 6: Korrelation maximale Tibiaplateaubreite / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2



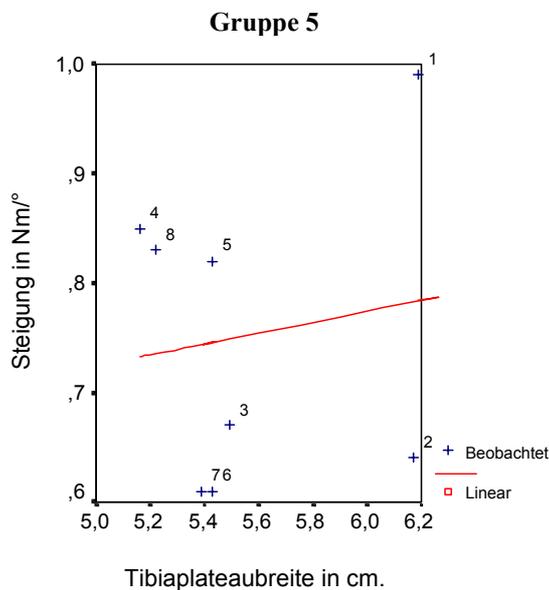
Korrelation Tibiplateaubreite - Steigung Gruppe 3

	Tibiplateaubreite [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,280
Signifikanz (2-seitig)		0,434
N	10	10

Korrelation Tibiplateaubreite - Steigung Gruppe 4

	Tibiplateaubreite [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,614
Signifikanz (2-seitig)		0,079
N	9	9

Graphik 7: Korrelation maximale Tibiplateaubreite / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4



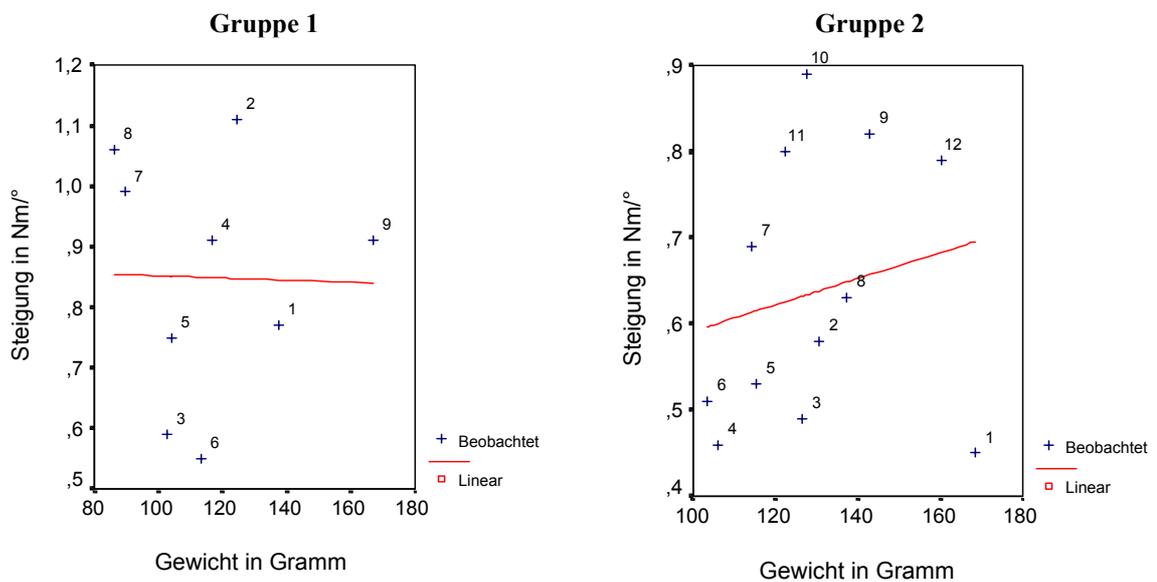
Korrelation Tibiplateaubreite - Steigung Gruppe 5

	Tibiplateaubreite in [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	0,142
Signifikanz (2-seitig)		0,737
N	8	8

Graphik 8: Korrelation maximale Tibiplateaubreite / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5

Auch zwischen der maximalen Tibiaplateaubreite der Lammtibiae und der primären Rotationsstabilität der unterschiedlich operativ versorgten Präparate besteht in keiner der 5 Gruppen eine signifikante Korrelation. Die höchste Korrelation wird in Gruppe 4 mit einem Koeffizienten von $-0,614$, die niedrigste in Gruppe 5 mit einem Koeffizienten von $0,142$ erreicht. Somit hat auch die Breite des Tibiaplateaus keinen nennenswerten Einfluss auf die Stabilität der Versuchsknochen in den einzelnen Gruppen.

6.6.3 Korrelation von Knochengewicht und primärer Rotationsstabilität



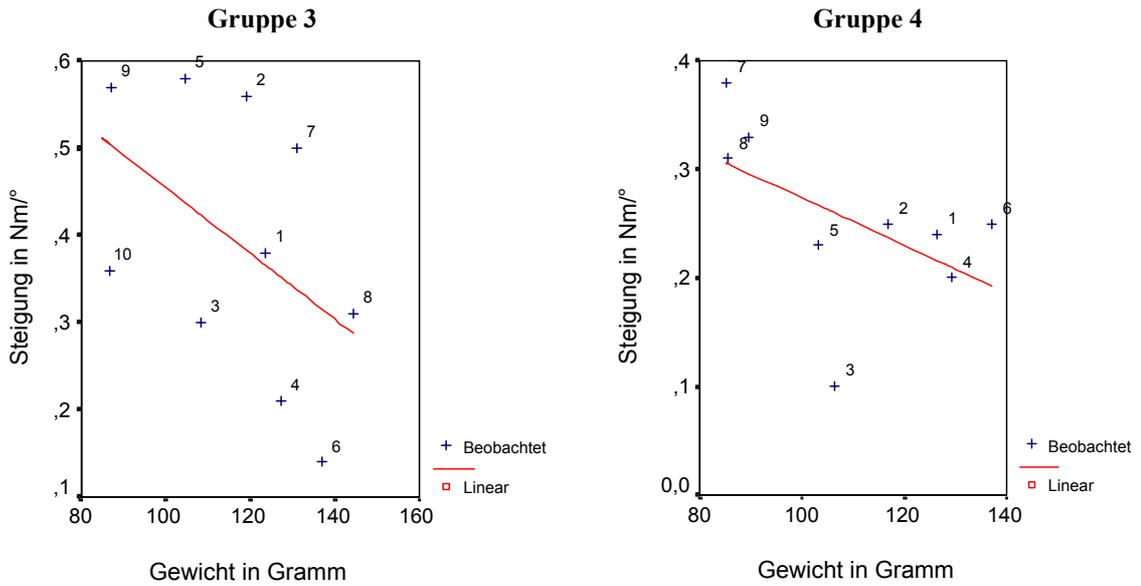
Korrelation Gewicht - Steigung Gruppe 1

	Gewicht [Gramm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,024
Signifikanz (2-seitig)		0,952
N	9	9

Korrelation Gewicht - Steigung Gruppe 2

	Gewicht [Gramm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	0,195
Signifikanz (2-seitig)		0,545
N	12	12

Graphik 9: Korrelation Knochengewicht / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2



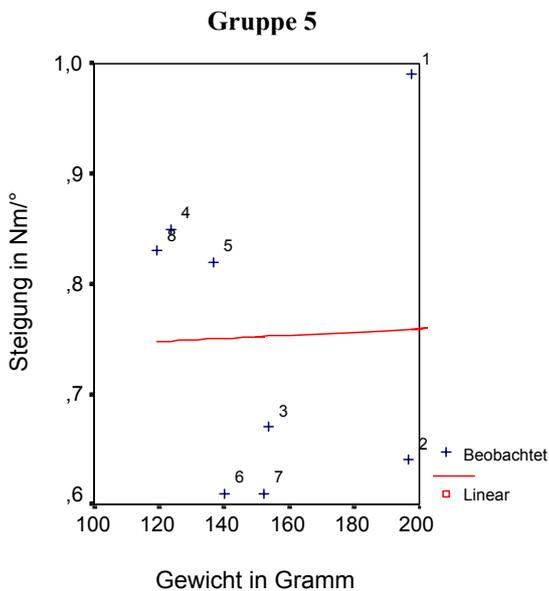
Korrelation Gewicht - Steigung Gruppe 3

	Gewicht [Gramm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,477
Signifikanz (2-seitig)		0,163
N	10	10

Korrelation Gewicht - Steigung Gruppe 4

	Gewicht [Gramm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,529
Signifikanz (2-seitig)		0,143
N	9	9

Graphik 10: Korrelation Knochengewicht / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4



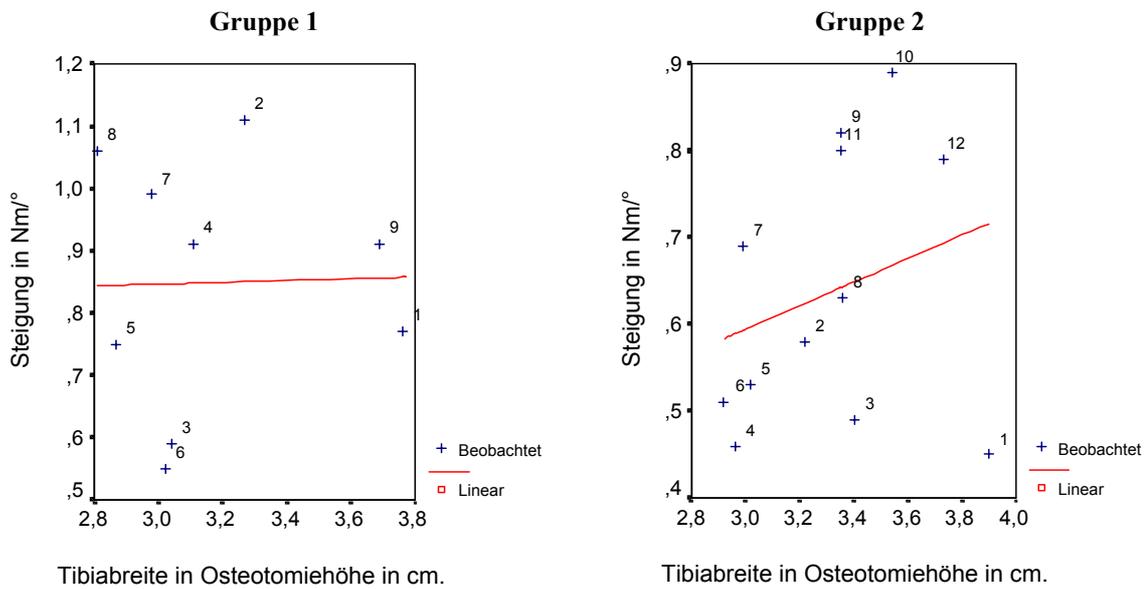
Korrelation Gewicht - Steigung Gruppe 5

	Gewicht [Gramm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	0,031
Signifikanz (2-seitig)		0,942
N	8	8

Graphik 11: Korrelation Knochengewicht / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5

Ebenso wie bei Knochenlänge und bei maximaler Tibiaplateaubreite lassen sich zwischen dem Knochengewicht und der Primärstabilität der unterschiedlich osteosynthetisch fixierten Präparate in allen 5 Gruppen keine signifikanten Korrelationen finden. Der höchste Korrelationskoeffizient wird mit -0,529 in Gruppe 4, der niedrigste mit -0,024 in Gruppe 1 erreicht.

6.6.4 Korrelation maximale Tibiabreite in Osteotomiehöhe und primäre Rotationsstabilität



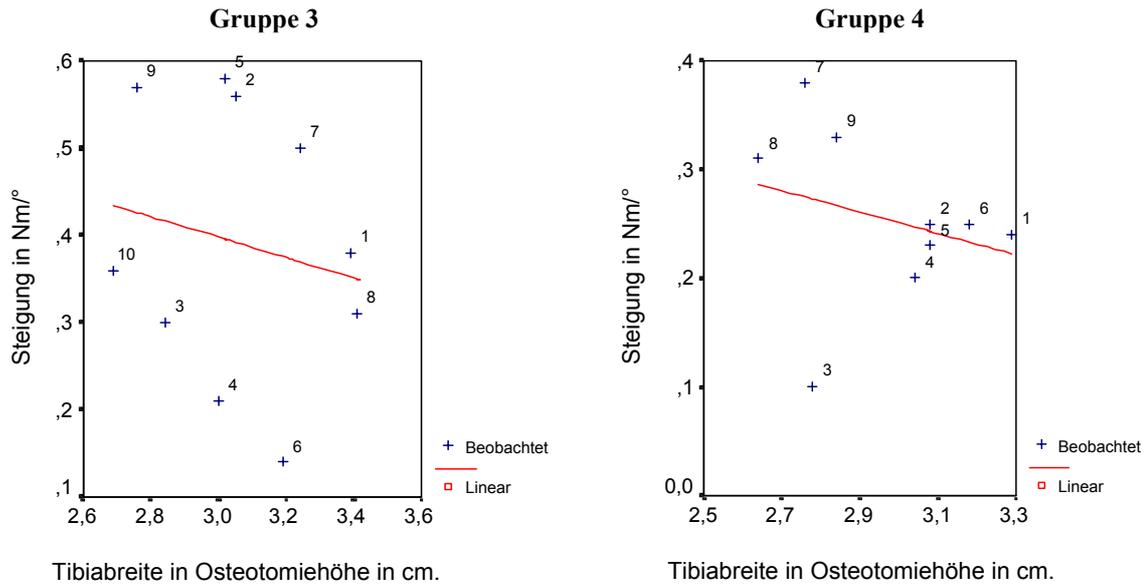
Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe - Steigung Gruppe 1

	Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	0,024
Signifikanz (2-seitig)		0,951
N	9	9

Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe - Steigung Gruppe 2

	Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	0,268
Signifikanz (2-seitig)		0,400
N	12	12

Graphik 12: Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe/primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2



Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe - Steigung Gruppe 3

	Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,187
Signifikanz (2-seitig)		0,606
N	10	10

Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe - Steigung Gruppe 4

	Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	Steigung [Nm/°]
Korrelation nach Pearson	1	-0,267
Signifikanz (2-seitig)		0,487
N	9	9

Graphik 13: Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe/primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4

In den Gruppen 1 bis 4, in denen eine Osteotomie sowie eine Stabilisierung durch Osteosynthesematerial durchgeführt wurde, wurden zusätzlich die Korrelationen zwischen dem maximalen Querdurchmesser der Tibiae in Höhe der horizontalen Osteotomie und der erreichten primären Rotationsstabilität der Versuchsknochen bestimmt. Auch hier zeigte sich in keiner der Gruppen eine signifikante Korrelation zwischen diesen beiden Parametern. Der maximale Korrelationskoeffizient betrug 0,268 (Gruppe 2), der minimale 0,024 (Gruppe 1).

6.7 Einfluss von Innen- und Außenrotation auf die primäre Rotationsstabilität

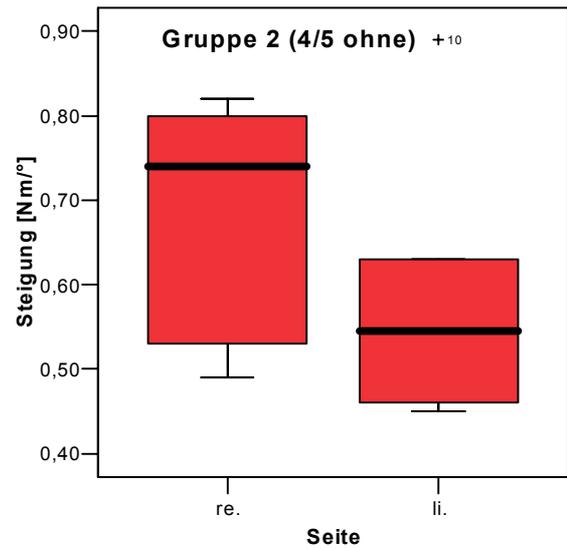
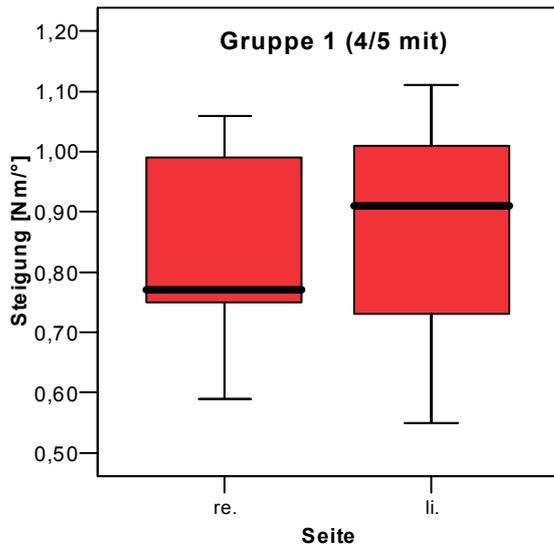
Schließlich wurde überprüft, ob sich in der Versuchsdurchführung statistisch signifikante Unterschiede im Rotationsverhalten der einzelnen Präparate bezüglich der im linearen Anfangsteil der aufgezeichneten Graphen dargestellten primären Rotationsstabilität zeigten (Tabelle Nr. 15).

Da die Drehrichtung des Motors und damit die durch die Fahrradkette auf die Drehmomentdose übertragene Kraft aufgrund der Versuchsanordnung stets linksgerichtet war, wurden über die gesamte Versuchsreihe rechte Tibiae innen- und linke Tibiae außenrotiert.

Der Einfluss der Seitendifferenz der Präparate auf die primäre Rotationsstabilität der osteosynthetisch stabilisierten Osteotomien sowie der Nativknochen wurde für die einzelnen Gruppen getrennt und in der Gesamtheit statistisch im SPSS-Programm (Version 11.0, für Windows 98/ ME/ XP/ 2000/ NT) berechnet und in Boxplots graphisch dargestellt (Diagramme Nr. 10 – 12). Signifikanzunterschiede ($p < 0,05$) wurden paarweise mit dem Mann-Whitney-Test ermittelt.

Gruppe	Seite	N	Median	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
1 (4/5 mit)	re.	5	0,770	0,59	1,06	0,832	0,191
	li.	4	0,910	0,55	1,11	0,870	0,233
2 (4/5 ohne)	re.	6	0,740	0,49	0,82	0,687	0,145
	li.	6	0,545	0,45	0,89	0,587	0,164
3 (5/5 mit)	re.	2	0,400	0,30	0,50	0,400	0,141
	li.	8	0,370	0,14	0,58	0,389	0,169
4 (5/5 ohne)	re.	7	0,250	0,20	0,33	0,258	0,046
	li.	2	0,240	0,10	0,38	0,240	0,198
5 (nativ)	re.	4	0,625	0,61	0,85	0,676	0,116
	li.	4	0,825	0,67	0,99	0,828	0,131
insgesamt	re.	24	0,600	0,20	1,06	0,567	0,258
	li.	24	0,565	0,10	1,11	0,579	0,271

Tabelle 15: Einfluss der Rotationsrichtung auf die primäre Rotationsstabilität [Nm/°]



Mann-Whitney-Test / Ränge - **Gruppe 1 (4/5 mit)**

Mann-Whitney-Test / Ränge - **Gruppe 2 (4/5 ohne)**

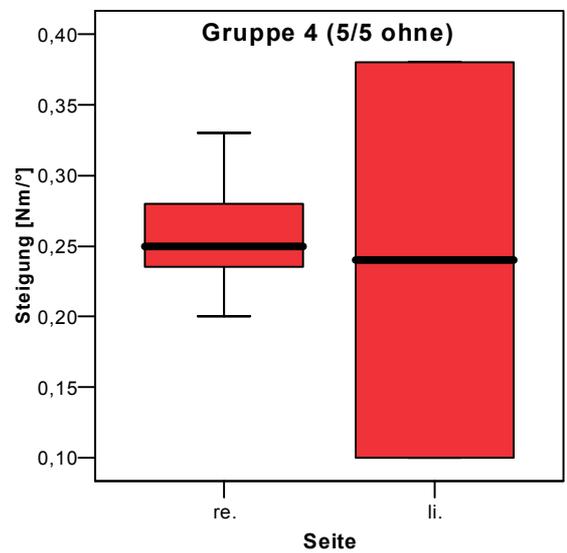
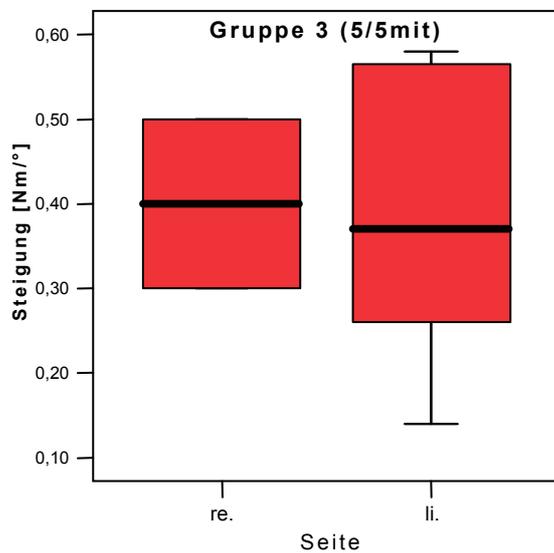
	Seite	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	re.	5	4,80	24,00
	li.	4	5,25	21,00
	Gesamt	9		

	Seite	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	re.	6	7,67	46,00
	li.	6	5,33	32,00
	Gesamt	12		

exakte 2-seitige Signifikanz: **0,905**

exakte 2-seitige Signifikanz: **0,310**

Diagramm 10: Boxplots Rotation / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2



Mann-Whitney-Test / Ränge - **Gruppe 3 (5/5 mit)**

Mann-Whitney-Test / Ränge - **Gruppe 4 (5/5 ohne)**

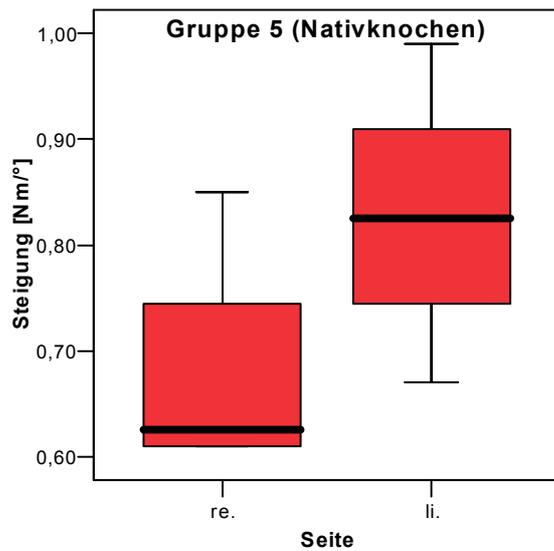
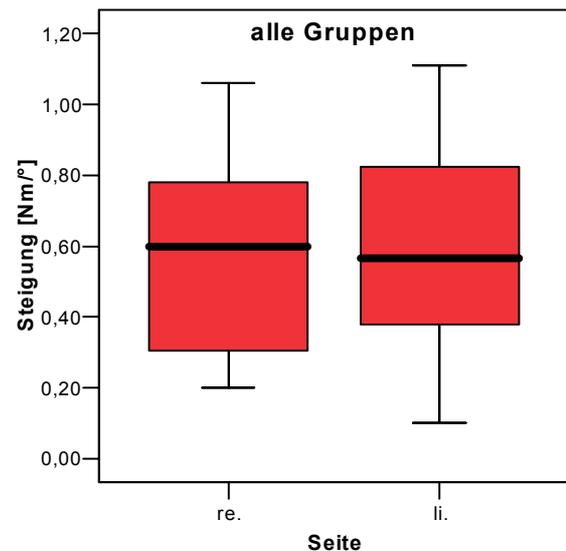
	Seite	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	re.	2	5,00	10,00
	li.	8	5,63	45,00
	Gesamt	10		

	Seite	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	re.	7	5,00	35,00
	li.	2	5,00	10,00
	Gesamt	9		

exakte 2-seitige Signifikanz: **0,889**

exakte 2-seitige Signifikanz: **1,000**

Diagramm 11: Boxplots Rotation / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4

Mann-Whitney-Test / Ränge - **Gruppe 5 (nativ)**Mann-Whitney-Test / Ränge - **alle Gruppen**

	Seite	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	re.	4	3,25	13,00
	li.	4	5,75	23,00
	Gesamt	8		

exakte 2-seitige Signifikanz: **0,200**

	Seite	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	re.	24	24,19	580,50
	li.	24	24,81	595,50
	Gesamt	48		

exakte 2-seitige Signifikanz: **0,877**

Diagramm 12: Boxplots Rotation / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5 und alle Gruppen

Es konnte in den einzelnen Gruppen und in der gesamten Versuchsreihe kein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) zwischen rechten und linken Tibiae hinsichtlich ihres Einflusses auf die primäre Rotationsstabilität der osteosynthetisch stabilisierten Osteotomien gefunden werden. Somit hatte die durch den Motor induzierte Innen- bzw. Außenrotation keine Auswirkung auf die Stabilität und Rigidität der getesteten Präparate.

6.8 Verhalten des Implantatmaterials

Die valgusierenden proximalen Korrekturosteotomien an den Lammtibiae wurden mit dem Natural-Knee HTO System (High Tibial Osteotomy) von Intermedics Orthopedics, Inc. (Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland) durchgeführt.

Für den Zeitraum der gesamten Testreihe standen 3 dieser Operationssets zur Verfügung, von welchen jedes je 2 L-förmige Osteotomieplatten für rechte und linke Tibiae enthielt. Somit kamen für die im Prüfstand getesteten 51 Präparate 12 Osteotomieplatten zur Anwendung, so dass jede Platte ungefähr 4-mal den rotatorischen Kräfteinwirkungen während der Versuchsdurchführung ausgesetzt war. Außerdem wurde jede Platte intraoperativ an die individuelle Oberfläche und Form der jeweiligen lateralen Tibiaseite der Präparate angepasst, um eine adäquate und stabile Fixierung durch die horizontal verlaufenden Spongiosa- und Kortikalisschrauben zu gewährleisten. Die exakte Adaptation der Platte an den tibialen Knochen war auch deshalb von enormer Wichtigkeit, weil aufgrund der Größenverhältnisse im Vergleich zu humanen Tibiae nur minimale Spielräume für ihre Positionierung gegeben waren. Wegen des vergleichbar geringen Querdurchmessers von Tibiaplateau und -schaft der Lammpreparate fanden auch die meisten Spongiosa- und Kortikalisschrauben des Operationssets eine Mehrfachverwendung. Während die Spongiosaschrauben in 10-Millimeter-Abständen in den Längen von 40 bis 70 Millimetern zur Verfügung standen, kamen bei den Kortikalisschrauben Längen von 30 Millimetern und länger mit einem Intervall von 2 Millimetern zum Einsatz.

Wie bereits oben erwähnt, kam es während der Versuchsdurchführung nur bei einem einzigen Präparat zur plastischen Verformung implantierter Schrauben nach der rotatorischen Kräfteinwirkung. Diese Deformierung betraf die 2 distal gelegenen Kortikalisschrauben des Präparates 1 aus Gruppe 2 (inkomplette 4/5-Osteotomie ohne schräge interfragmentäre Spongiosaschraube) (Abbildung Nr. 75). Diese beiden Schrauben wurden sofort aus dem Operationsset entfernt und in den nachfolgenden Versuchen nicht mehr verwendet.

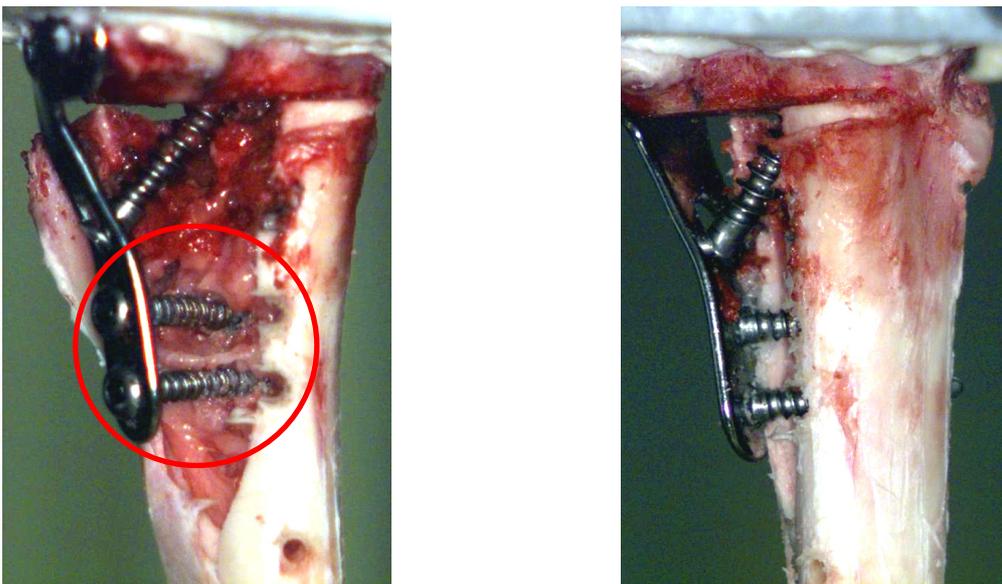


Abbildung 75: deformierte Kortikalisschrauben nach Versuche (Präparat 1/Gruppe 2)

7 Diskussion

Die Primärstabilität einer valgusierenden Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia ist von entscheidender Bedeutung für eine Frührehabilitation und -belastbarkeit der operierten unteren Extremität. Dadurch können muskuläre und ligamentäre Dysbalancen wie eine atrophe Quadrizepsmuskulatur oder infrapatellare Vernarbungen mit resultierender Patella baja, welche oft nach langen Phasen der Entlastung und Immobilisation auftreten, vermieden werden [34, 70, 151, 227, 333, 361, 379].

Außerdem verhindern rigide interne Osteosyntheseverfahren Korrekturverluste und das Ausbilden von Pseudarthrosen nach Umstellungsosteotomien [4, 21, 24, 32, 81, 138, 148, 197, 244, 272, 273, 275, 324, 341, 364, 367, 380]. Der Erhalt der mechanischen Achse nach erfolgter Korrekturosteotomie korreliert stark mit den klinisch und subjektiv zufriedenstellenden Langzeitergebnissen hinsichtlich der Zeitspanne bis zum Einbau eines künstlichen Kniegelenkersatzes [30, 40, 85, 148, 151, 167, 206, 328, 367, 387]. Auch die Resultate eines auf eine Korrekturosteotomie folgenden unikompartimentellen oder totalen Oberflächenersatzes sind je nach Autoren unterschiedlich stark von der Primärstabilität der Osteotomie und der damit verbundenen postoperativen Frühbelastbarkeit und Beweglichkeit des Kniegelenkes abhängig [169, 170, 190, 260, 347, 370, 381]. Die funktionellen Ergebnisse sekundärer endoprothetischer Eingriffe am Kniegelenk werden im Wesentlichen verbessert, wenn weder ein muskuläres Defizit noch ein infrapatellares Narbenimpingement vorliegt. Diese beiden Symptome werden oft nach Korrekturosteotomien der proximalen Tibia mit langen Immobilisations- und Entlastungsphasen beobachtet [70, 169].

In dieser Versuchsreihe wurde eine rigide Stabilisierung (Natural-Knee HTO System, Intermedics Orthopedics Inc., Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland) von subtraktiven valgusierenden Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia hinsichtlich ihrer primären Rotationsstabilität unter axialer Belastung biomechanisch untersucht.

Das genannte Implantat (Sulzer Orthopedics, Austin, Texas) wurde auch von der Arbeitsgruppe um *Billings* verwendet und beschrieben. Es wurden 64 valgusierende subtraktive Korrekturosteotomien der Tibia mit belassender medialer Kortikalisbrücke über einen durchschnittlichen Zeitraum von 8,5 Jahren nachuntersucht. Das postoperative Behandlungsregime beinhaltete eine sofortige passive Beweglichkeit des Kniegelenkes zwischen 0° und 30° aus einer für 48 Stunden angelegten Schiene heraus. Im Anschluss konnte die Flexion des Kniegelenkes um 10° pro Tag gesteigert werden. Initial war den Patienten eine 50%-ige Teilbelastung der operierten Extremität an Unterarmgehstützen erlaubt, mit Übergang in die beschwerdeorientierte Vollbelastung nach der 6. postoperativen Woche. Insgesamt zeigte sich nach 8,5 Jahren ein durchschnittlicher HSS-Score von 94 Punkten; die Konversion in einen Oberflächenersatz des Kniegelenkes, welcher stets problemlos durchgeführt werden konnte, lag nach 5 Jahren bei 15% und nach 10 Jahren bei 47% [34], was mit anderen Studien vergleichbar ist [66, 82, 148, 167, 183, 290, 367]. Außer einer verzögerten knöchernen Konsolidierung der Osteotomie nach 5 Monaten konnten keine größeren Komplikationen wie Korrekturverluste oder die Entwicklung einer Patella baja beobachtet werden. Nicht berücksichtigt wurde bei *Billings* der Einfluss des intraoperativen Korrekturwinkels auf die klinischen Ergebnisse und das Verhalten bzw. den Erhalt der medial belassenen Kortikalisbrücke. Angestrebt wurde in allen Fällen ein postoperatives Valgusalignment in Kniegelenkhöhe von 8°, welches mit 9,2 +/- 3.69° annähernd erreicht werden konnte. Im Verlauf des Nachuntersuchungszeitraumes

konnten bei 13 Knien (20%) Korrekturverluste von mehr als 2° gemessen werden. Bei 4 dieser Knie wurde im weiteren Verlauf ein Oberflächenersatz durchgeführt [34]. Gerade aufgrund der unterschiedlich großen Korrekturwinkel wäre es von Interesse, ob im Verlauf aufgetretene Korrekturverluste ursächlich in Zusammenhang mit einer kompletten oder inkompletten Frakturierung der medial intakt belassenen Kortikalisbrücke stehen.

Auch *Pace* und seine Arbeitsgruppe verwendeten das Operationsinstrumentarium und die L-Platte von Intermedics. Sie führten bei 15 Patienten eine offene Arthrolyse des Kniegelenkes und eine mediale additive Korrekturosteotomie unter Belassen einer 10 mm breiten lateralen Kortikalisbrücke mit Interposition von 2 kortikospongiösen Knochenspänen vom vorderen Beckenkamm durch. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum lag bei 34 Monaten. Bei einem durchschnittlichen Korrekturwinkel von 12° konnte ein postoperatives Alignment von 5° Valgus (2° - 10°) erreicht werden [298], was der gängigen Literatur entspricht [35, 85, 119, 167, 172, 193, 197, 206, 263, 290, 325, 354, 363, 367, 383, 385, 387]. Postoperativ erfolgte eine Teilbelastung der operierten Extremität mit 50% über 6 Wochen. Bei der letzten Nachuntersuchung wurden radiologisch keine Korrekturverluste von mehr als 2° gemessen, verzögerte Knochenheilungen im Bereich der spaninterponierten Osteotomie zeigten sich nicht. Das subjektive Beschwerdebild der Patienten verbesserte sich nach dem HSS-Score von präoperativ 70 auf postoperativ 93 Punkte. Eine hohe Primärstabilität der inkompletten Osteotomie durch die rigide Fixierung mit L-Platte sowie die Straffung des medialen Kollateralbandes werden von den Autoren als Vorteile dieser Operationstechnik gesehen. Allerdings lassen die geringe Patientenzahl und der kurze Nachuntersuchungszeitraum keine Rückschlüsse auf Langzeitergebnisse, wie z.B. auf die Konversion in einen Oberflächenersatz des Kniegelenkes, zu [298].

Hofmann und Mitarbeiter stellten 1991 zwei unterschiedliche Verfahren gegenüber, den dem Korrekturwinkel entsprechenden Knochenkeil aus der lateralen proximalen Tibia zu entnehmen, die Korrekturosteotomie zu stabilisieren und die operierte Extremität postoperativ zu bewegen und zu belasten [151]. In Gruppe A (19 Osteotomien) wurde pro 1° Korrekturwinkel 1 mm der lateralen Kortikalis in den tibialen Knochenkeil einbezogen [24, 81], die Osteotomie wurde in einigen Fällen mit einer Knochenkrampe stabilisiert, in allen Fällen folgte postoperativ eine Immobilisation des Kniegelenkes im Gips über 6 Wochen. Die Osteotomien in Gruppe B (21 operierte Tibiae) wurden mit einer kalibrierten Sägevorrichtung durchgeführt und mit einer Abstützplatte (Firma Synthes, Paoli, Pennsylvania) rigide fixiert. Den Patienten war initial eine 50%-ige Teilbelastung und eine freie passive Beweglichkeit des operierten Kniegelenkes erlaubt. In beiden Gruppen wurde ein postoperatives Alignment von 7 - 8° Valgus angestrebt [35, 85, 119, 167, 172, 193, 197, 206, 263, 290, 325, 354, 363, 367, 383, 385, 387]. Unterkorrekturen (postoperatives Alignment < 5° Valgus) wurden in Gruppe A zweimal, in Gruppe B einmal beobachtet, allerdings waren die Unterschiede bezüglich des postoperativen femorotibialen Winkels in beiden Gruppen nicht signifikant ($p > 0,05$). Die kleinere Standardabweichung in Gruppe B hingegen indizierte eine höhere Präzision im Erreichen des Korrekturwinkels durch den Gebrauch der kalibrierten Sägevorrichtung. Während in Gruppe A in 42% der operierten Knie assoziierte Komplikationen, unter anderem eine Pseudarthrosenbildung, 2 intraartikuläre Frakturen und 2 Korrekturverluste auftraten, wurde in Gruppe B lediglich eine durch Überkompression der Abstützplatte hervorgerufene undislozierte intraartikuläre Fraktur beobachtet (5%) [151].

In mehreren Studien hat sich gezeigt, dass mit der Methode nach *Bauer* [24] und *Coventry* [81], 1 mm der lateralen Kortikalis für 1° Achsumstellung zu resezieren, der geplante exakte Korrekturwinkel nur dann erreicht werden kann, wenn die Tibia in Osteotomiehöhe einen Querdurchmesser von 57 mm aufweist [30, 98, 196, 300, 301, 376].

Eine akkurate Durchführung der Osteotomie mit suffizienter rigider Stabilisierung ermöglicht eine frühfunktionelle Nachbehandlung der operierten Extremität und gewährleistet eine gute knöcherne Ausheilung ohne nennenswerte Korrekturverluste [85, 90, 123, 143, 167, 183, 198, 240, 244, 251, 263, 276, 278, 290, 294, 300, 301, 349, 370, 381, 387].

Allerdings hat sich in der Vergangenheit gezeigt, dass das exakte Erreichen eines akzeptablen postoperativen Alignments durch die operativen Techniken limitiert war [25, 34, 64, 97, 166, 176, 228, 238, 244, 300, 301].

Schon 1975 wurden von mehreren Autoren intraoperative Hilfsmittel wie Spannvorrichtungen oder röntgenologische Messtechniken beschrieben, welche die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Osteotomieschnitte unterstützen und erhöhen sollten [4, 79, 93, 100, 136, 151, 176, 184, 237, 263, 269, 270, 271, 291]. Allerdings waren den technischen Möglichkeiten aufgrund der Unhandlichkeit und Messungenauigkeit der Geräte oder der fehlenden Praktikabilität oft Grenzen gesetzt [213, 220, 270, 292].

Die Komplikationsraten bei herkömmlichen Osteotomien mit Stabilisierung durch Knochenkrampen und 6-wöchiger Ruhigstellung des Kniegelenkes im Gips unter Entlastung der operierten Extremität werden in der Literatur zwischen 5% und 20% beziffert [4, 20, 24, 32, 81, 82, 108, 112, 120, 121, 123, 130, 138, 148, 151, 202, 230, 231, 240, 272, 273, 274, 275, 278, 279, 319, 324, 341, 342, 344, 345, 357, 364, 367, 380, 382], in einigen Studien sogar höher als 40% [167, 244, 355].

Neue Therapieregime hingegen streben eine durch eine rigide Fixierung der Osteotomie mit Platte und Schrauben ermöglichte frühfunktionelle Nachbehandlung der operierten Extremität mit Erhalt des Korrekturergebnisses ohne Revarisierungen in Kniegelenkhöhe an [34, 106, 107, 119, 137, 151, 160, 195, 206, 218, 223, 258, 263, 266, 285, 298, 300, 301, 319, 340, 379].

7.1 Ergebnisdiskussion

Zusätzlich zur herkömmlichen Stabilisierung der L-förmigen Abstützplatte mit 2 proximalen Spongiosa- und 2 distalen Kortikalisschrauben wurde in der vorliegenden Versuchsreihe sowohl bei kompletten (5/5) als auch bei inkompletten (4/5) Osteotomien der proximalen Tibia eine zusätzliche schräge, den Osteotomiespalt kreuzende Spongiosaschraube hinsichtlich ihrer biomechanischen Auswirkung auf die primäre Rotationsstabilität der Osteosynthese unter axialer Belastung getestet.

Es hat sich gezeigt, dass die additive Spongiosaschraube sowohl bei Kontinuitätsunterbrechung als auch bei Belassen der medialen Kortikalisbrücke zu einem Stabilitätsgewinn der rigiden Fixierung der Osteotomie unter axialer Kompression und gleichzeitigem Einwirken von Rotationskräften führt. Dieser Effekt war bei den inkompletten Osteotomien (Gruppe 1 versus Gruppe 2) statistisch signifikant ($p = 0,018$), bei den kompletten Osteotomien (Gruppe 3 versus Gruppe 4) nicht ($p = 0,062$). Die Primärstabilität der Gruppe 1 (inkomplette 4/5-Osteotomie unter Belassen einer medialen Kortikalisbrücke mit zusätzlicher Stabilisierung durch eine schräge, die Osteotomie überquerende Spongiosaschraube) erwies sich sogar höher als jene in der 5. Gruppe mit nativen, nicht osteotomierten und osteosynthetisch versorgten Knochen ($p = 0,383$).

Dabei wurde stets nur die lineare Steigung der aufgezeichneten Graphen (aufgebrachtes Drehmoment [Nm] / Verdrehwinkel [°]) zu Beginn der Versuchsdurchführung berücksichtigt, da das besondere Interesse der primären Rotationsstabilität der verschiedenen Osteosynthesen nach valgisierenden, subtraktiven Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia und nicht der Stabilität bei unphysiologisch hohen Verdrehwinkeln galt. Auch um die Drehmomentdosis und die zum Teil mehrmals verwendeten Implantate zu schonen, wurden die Versuche bei einem Verdrehwinkel von 50° abgebrochen, sofern nicht schon vorher eine Frakturierung des untersuchten Knochens oder ein signifikanter Abfall des resultierenden Drehmomentes vorlag.

Aufgrund der zum Ende der Versuchsdurchführungen aufgetretenen unphysiologisch hohen Verdrehwinkel konnten auch die maximal während der Versuche aufgebrachten Drehmomente nur bedingt für die statistische Auswertung der Testreihe herangezogen werden. Gerade in Gruppe 4 mit Knochen ohne erhaltene Kortikalisbrücke und ohne Stabilisierung durch die zusätzliche Spongiosaschraube musste an eine Schonung der Drehmomentdosis und die mehrmals zu verwendenden Implantate gedacht werden. Somit waren die maximal während der Versuchsdurchführung erreichten Drehmomente nicht von primärer Wichtigkeit für die Auswertung der Ergebnisse.

Auch konnte in der Versuchsreihe gezeigt werden, dass es in der Gesamtheit der getesteten Knochen und in den einzelnen 5 Gruppen keine signifikante Korrelation zwischen der primären Rotationsstabilität der unterschiedlich rigide fixierten, komplett bzw. inkomplett osteotomierten, Tibiae und deren Länge, Knochengewicht, maximaler Breite des Tibiaplateaus und maximaler Tibiabreite in Osteotomiehöhe gab. Somit waren primär die Art der osteosynthetischen Stabilisierung sowie das Vorhandensein bzw. Fehlen einer medialen Kortikalisbrücke ausschlaggebend für die Primärstabilität der Testknochen und nicht die physikalischen Parameter des Knochens selbst.

Ziel dieser Studie war es, den Benefit einer zusätzlichen, den Osteotomiespalt kreuzenden, Spongiosaschraube auf die primäre Rotationsstabilität einer mit L-Platte rigide fixierten subtraktiven valgusierenden Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia zu untersuchen. Das gestiegene Interesse an dieser Schraube hängt in erster Linie mit dem während der Operation anzustrebenden Kontinuitätserhalt der medialen Kortikalis der Tibia zusammen. Ging nämlich die Kontinuität dieser Knochenbrücke intraoperativ aufgrund zu großer Korrekturwinkel, einer unsachgemäß durchgeführten Osteotomie oder einem zu schnellen Schließen des Osteotomiespalt verloren, wurde, ohne genauere Kenntnisse über die biomechanischen Auswirkungen zu haben, vielfach die den Osteotomiespalt kreuzende Spongiosaschraube eingebracht, um den medialen Stabilitätsverlust der Osteotomie durch eine Schraubenfixierung in einer dritten Ebene auszugleichen.

Die Ergebnisse der Studie zeigen nun in den Untergruppen mit schräger Spongiosaschraube eine höhere primäre Rotationsstabilität der osteotomierten Testknochen als in den entsprechenden Vergleichsgruppen. Allerdings erweist sich eine erhaltene und intakte mediale Kortikalisbrücke als entscheidender Stabilisator der in unterschiedlicher Weise osteosynthetisch gesicherten hohen Tibia-Korrekturosteotomien bezüglich einer kombinierten axialen und rotierenden Krafteinwirkung.

So konnte in den Gruppen 1 und 2 mit inkomplett zu 4/5 osteotomierten Versuchsknochen, ohne Rücksicht auf eine zusätzliche Stabilisierung durch die den Osteotomiespalt kreuzende, schräge Spongiosaschraube, im Vergleich zu den Präparaten mit Verlust der medialen Kortikalisbrücke durch eine komplette Osteotomie (Gruppen 3 und 4) eine statistisch signifikant höhere primäre Rotationsstabilität beobachtet werden ($p < 0,05$).

Die Auswirkung der - additiv zur Rigidität der mit L-Platte osteosynthetisch stabilisierten Osteotomie beitragenden - zusätzlichen schrägen Spongiosaschraube auf die Rotationsstabilität des Systems unter axialer Belastung kann am ehesten anhand des Verhaltens der medial belassenen Kortikalisbrücke in den Gruppen 1 und 2 nach Abbruch des Versuches erlesen werden. Während in Gruppe 1 (inkomplette 4/5-Osteotomie mit schräger Spongiosaschraube) in 55% der Fälle eine komplette oder inkomplette Frakturierung des medial belassenen kortikalen Knochens nach Versuchsende beobachtet werden konnte, war dies bei Fehlen der die Osteotomie kreuzenden schrägen Spongiosaschraube (Gruppe 2) bei 75% der Präparate der Fall. Aufgrund der hohen Rigidität der mit L-Platte und interfragmentärer Spongiosaschraube stabilisierten Osteotomie wurden in Gruppe 1 durch die kontinuierlich einwirkenden Rotationskräfte der Prüfmaschine distal der Osteotomie kompensatorische Keil- und Spiralfrakturen, zumeist ausgehend von den Köpfen der 2 Kortikalisschrauben, beobachtet. Bei intakt gebliebener medialer Kortikalisbrücke konnte das Verdrehen des proximal und des distal der Osteotomie gelegenen tibialen Knochens zueinander auf ein Minimum beschränkt werden, so dass der locus minoris resistentiae des gesamten Systems distal der Osteotomie im Bereich des Tibiaschaftes zu finden war.

Fehlt hingegen die mediale kortikale Abstützung bei kompletter 5/5-Osteotomie der Tibiametaphyse (Gruppen 3 und 4), kommt es mit zunehmender Rotation und ansteigendem Drehmoment zu einem kontinuierlichen Verdrehen der beiden Osteotomieflächen zueinander, welches auch die schräge, den Osteotomiespalt kreuzende Spongiosaschraube (Gruppe 3) nicht verhindern kann. In dieser Gruppe wurden bei allen Präparaten Lockerungszeichen oder Verschiebungen der Schraube im spongiosen Knochen beobachtet, in 90% der Fälle frakturierte sogar kortikaler Knochen, zumeist zwischen Schraubenkopf und Osteotomiespalt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass eine belassene und erhaltene mediale Kortikalisbrücke entscheidend für die Rigidität einer mit Plattenosteosynthese stabilisierten subtraktiven valgusierenden Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia ist, wie in dieser Versuchsreihe experimentell an Lammtibiae unter axialen und rotierenden Krafteinflüssen aufgezeigt werden konnte. Ein zusätzlicher Stabilitätsgewinn hinsichtlich einwirkender Rotationskräfte lässt sich durch eine schräge - die Osteotomie kreuzende - Spongiosaschraube erzielen, welche in einer dritten Ebene von distal-lateral nach proximal-dorsal-medial verläuft. In diesem Fall wurden sogar stabilere und rigidere Verhältnisse als in der Vergleichsgruppe 5 mit nativen, nicht osteotomierten Lammtibiae geschaffen.

Unter der Prämisse, intraoperativ die Kontinuität des medialen kortikalen Knochens in jedem Fall zu erhalten, sollte - gerade bei größeren Korrekturwinkeln über 8° - aufgrund der biomechanischen Erkenntnisse auf das Einbringen einer zusätzlichen interfragmentären Spongiosaschraube nicht verzichtet werden.

7.2 Einfluss der Rotation auf die Primärstabilität der Knochen

Wie bereits von *Hauser* und seiner Arbeitsgruppe 1979 im Drehversuch an humanen Leichentibiae beschrieben [140], konnten in der gesamten Testreihe keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p < 0,05$) in der Primärstabilität und im Bruchverhalten der Präparate zwischen Innen- und Außenrotationsbelastungen nachgewiesen werden.

7.3 Schwächen der Testreihe / des Versuchsaufbaus

7.3.1 Verwenden von humanen Implantaten im Tiermodell

Aufgrund der großen Anzahl der Versuchsknochen, die für die Durchführung der Studie von Nöten war - von 51 Tibiae wurden 48 in der Ergebnisauswertung berücksichtigt - war es nicht möglich, humane Knochen für diese experimentell-biomechanische Testreihe heranzuziehen.

Offensichtlich ist, dass im Versuchsaufbau ein Missverhältnis der verwendeten veterinären Knochenpräparate zum humanen Osteosynthesematerial (Natural-Knee HTO System, Intermedics Orthopedics Inc., Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland) bestand. Beträgt die durchschnittliche mediolaterale Ausbreitung des menschlichen Tibiaplateaus bei Männern 80,3 +/- 3,7 mm, bei Frauen 70,1 +/- 2,8 mm und für beide Geschlechter zusammen 74,9 +/- 6,1 mm [81, 252], so konnte bei den Lammtibiae dieser Versuchsreihe im Median eine maximale Tibiaplateaubreite von 52,2 mm bestimmt werden.

Mehr als 600 in der Technischen Universität München durchgeführte experimentelle Belastungen des menschlichen Schienbeins zeigten ausnahmslos eine gute Korrelation des Schienbeinkopfdurchmessers mit den Belastungsgrenzen der Tibia [16, 17, 18, 19, 129, 139, 140, 214, 308, 358, 384]. In der aktuellen Studie wurde der maximale Querdurchmesser des Tibiaplateaus als Referenzmaß für die Einbettlänge der Präparate verwendet. *Hauser* und Mitarbeiter konnten 1979 im Experiment nachweisen, dass die Bruchdrehmomente von humanen Tibiae mit zunehmendem Schienbeinkopfdurchmesser im dynamischen Zeitbereich stärker als im quasistatischen ansteigen. Das durchschnittliche Bruchdrehmoment lag hier bei langsamer Winkelgeschwindigkeit (6°/Sekunde) bei 92 Nm [140].

Da die Ausrichtung der vorliegenden Versuchsreihe jedoch rein auf eine mechanische Stabilitätsuntersuchung der durch eine laterale Plattenosteosynthese stabilisierten subtraktiven valgusierenden Korrekturosteotomien der proximalen Tibia beschränkt war, konnten die Auswirkungen der unverhältnismäßigen Größenausdehnungen von Knochen und Implantat vernachlässigt werden. In der gesamten Testreihe wurde keine mechanische Komplikation durch die im Vergleich zum Querdurchmesser und zur Kortikalisstärke der Lammpreparate relativ zu großen Schrauben des Natural-Knee HTO Systems (Intermedics Orthopedics Inc., Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland) im Sinne einer Frakturierung des Knochens beobachtet.

Die von *Hauser* in dessen durchgeführten Drehversuchen bei menschlichen Schienbeinen gewonnenen Ergebnisse stimmten im Wesentlichen mit Werten bei Knochengewebeproben bzw. Tierknochen überein [140, 327].

7.3.2 Fehlender Weichteilmantel der Knochen

Die zumeist die Gegenkortikalis überragenden Schraubenenden hatten aufgrund des im Versuchsaufbau fehlenden Weichteilmantels keinen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des unterschiedlich rigiden Gesamtsystems.

Der Weichteilmantel spielt hingegen sehr wohl eine Rolle für die Interpretation der erzielten biomechanischen Ergebnisse in den klinischen Alltag. So führt eine Korrektur der mechanischen Beinachse, wie sie durch Umstellungsosteotomien an der Tibia geschaffen wird, zu einer konsekutiven Veränderung der Beanspruchungen für das myofasziale Gewebe der betroffenen unteren Extremität, was durch mehrere Studien über Gang- und Standuntersuchungen aufgezeigt werden konnte [15, 126, 135, 171, 185, 197, 309, 334, 371, 373, 378].

Zusätzlich tragen in vivo die den Knochen unmittelbar ummantelnden periostalen faszialen und tendinösen Weichteilstrukturen zu einer Schienung der osteotomierten und osteosynthetisch stabilisierten proximalen Tibia im Sinne einer Ligamentotaxis bei.

Auch diese Kriterien konnten aufgrund des ausschließlich biomechanischen Designs der Studie, deren Zielsetzung es war, die Primärstabilität unterschiedlich rigide fixierter Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia zu untersuchen, vernachlässigt werden.

7.3.3 Wiederverwenden der Implantate

Für die Versuchsreihe standen 3 Operationssets zur Verfügung, von welchen jedes je 2 L-förmige Osteotomieplatten für rechte und linke Tibiae enthielt. Operiert wurde mit dem Natural-Knee HTO System (High Tibial Osteotomy) von Intermedics Orthopedics, Inc. (Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland). Aufgrund dieser Limitierung bei dem zur Verfügung stehenden Instrumentarium war eine Mehrfachverwendung von Schrauben und Osteotomieplatten nicht zu umgehen. So kam jede Platte durchschnittlich 4-mal in der Versuchsreihe zur Anwendung.

Um plastischen Verformungen der Implantate sowie Verschleißerscheinungen und Überbeanspruchungen der Messinstrumente wie der Drehmomentdose (Firma Burster, Typ 8628, 100 Nm) im Rahmen der Testreihe vorzubeugen, wurden entsprechende Versuche bei - für die Primärstabilität der Osteotomie nicht mehr relevanten - hohen Verdrehwinkeln von 50° vorzeitig abgebrochen. Diese Sicherheitsmaßnahme wurde fast ausschließlich in Gruppe 4 getroffen, in der weder eine erhaltene mediale Kortikalisbrücke noch eine den Osteotomiespalt kreuzende schräge Spongiosaschraube den durch den Motor (Firma Imofa, Frequenz regelbar; Getriebe: Firma Flender-Himmel, 1:1210 Untersetzung) über die Fahrradkette kontinuierlich aufbrachten Rotationskräften und Drehmomenten entgegenwirkte.

Um etwaige durch die Mehrfachverwendung entstandene plastische Verformungen der Osteotomieplatten zu dokumentieren, wurde deren Form vor und nach jedem Versuch in drei Ebenen aufgezeichnet. So konnten im Abdruck der Profile des kurzen und langen Schenkels der L-förmigen Osteosyntheseplatte geringfügige Veränderungen gefunden werden, während die Platten in der Aufsicht im Wesentlichen formgleich blieben. Dies resultierte aber überwiegend

aus der Tatsache, dass jede Platte intraoperativ an die individuelle Oberfläche und Form der lateralen Tibiaseite der Präparate angepasst wurde, um eine adäquate und stabile Fixierung durch die horizontal verlaufenden Spongiosa- und Kortikalisschrauben zu gewährleisten. Die exakte Adaptation der Platte an den tibialen Knochen war auch deshalb von enormer Wichtigkeit, weil aufgrund der Größenverhältnisse im Vergleich zu humanen Tibiae nur minimale Spielräume für ihre Positionierung gegeben waren.

Bezüglich der verwendeten Schrauben wurde eine Deformierung nur nach einem einzigen Versuch (Präparat 1 aus Gruppe 2) beobachtet. Betroffen waren die beiden distal eingebrachten Kortikalisschrauben, welche unmittelbar nach Dokumentation des Versuchsergebnisses aus dem Operationsset entfernt wurden und somit bei den nachfolgenden Versuchen keine Wiederverwendung mehr fanden.

Insgesamt ist zu sagen, dass die Mehrfachanwendung der Implantate sicher zu den Schwachpunkten im Design und in der Durchführung dieser Studie zählt, durch den Umfang hinsichtlich der hohen Fallzahl und wegen der gegebenen Möglichkeiten aber nicht verhindert werden konnte. Da jedoch für die Verifizierung der aufgestellten Hypothese die primäre Rotationsstabilität der unterschiedlich rigide fixierten Osteotomien, welche sich auf das Vorhandensein einer medial belassenen Kortikalisbrücke oder einer schrägen Spongiosaschraube stützte, eine vorrangige Bedeutung hatte, wurde das Risiko eines Implantatverschleißes bewusst eingegangen.

7.4 Alternative und zukunftsweisende Operations- und Osteosyntheseverfahren

Mittlerweile gibt es neben der klassischen lateralen closed-wedge Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia [79, 174, 175, 237] neue, weiterentwickelte Osteotomie- und Stabilisierungsverfahren zur operativen Behandlung der unikompartimentellen medialen Kniegelenkarthrose.

So lässt sich über die letzten Jahre ein deutlicher Trend zu den erstmals 1987 von *Hernigou* [148] beschriebenen medialen additiven open-wedge Osteotomien erkennen [7, 12, 89, 148, 206, 221, 222, 223, 230, 231, 232, 263, 277, 298, 338, 341, 377]. Vorteil dieses Zugangsweges und Verfahrens ist es, dass die Gefahr einer iatrogenen Verletzung des Nervus peroneus minimiert werden kann. Zugleich resultiert die Korrekturosteotomie bei additiven Operationsmethoden - anders als bei subtraktiven Verfahren - in Hinblick auf einen im weiteren Verlauf eventuell notwendigen Oberflächenersatz des Kniegelenkes nicht in einem Verlust der tibialen Prothesenkomponente tragenden Knochenstocks [12, 34, 70, 294, 333, 370, 379]. Neue Stabilisierungstechniken ermöglichen eine rigide interne Fixierung der Osteotomie ohne Nervenpräparation und Ablösen von Muskulatur, außerdem können Veränderungen der posterioren Tibiaplateauneigung ohne zusätzlichen operativen Aufwand durchgeführt werden [6, 7, 89, 221, 223, 232].

Zu einem weiteren Vorteil der medialen open-wedge Technik zählt die Möglichkeit, neben der mechanischen Achse der unteren Extremität auch eine Insuffizienz oder Laxität des medialen Kollateralbandes auszugleichen bzw. zu korrigieren [198, 294]. *Naudie* und seine Arbeitsgruppe führen eine mediale additive Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia durch, um Varusfehlstellungen bei Kniegelenken mit posterolateraler Instabilität auszugleichen [278].

Hinsichtlich der osteosynthetischen Stabilisierung der medialen open-wedge Osteotomie wird in der Literatur eine Vielzahl von Möglichkeiten beschrieben. So kommen neben der gebräuchlichen 2- oder 4-Loch-Osteotomieplatte mit verschiedenen Korrekturrhöhen (Puddu-Platte, Arthrex, Naples, USA) [263, 294, 310] zunehmend winkelstabile Plattensysteme zum Einsatz [7, 221, 223] (Tomofix, Mathys-Medizinaltechnik AG, Bettlach, Schweiz), welche die Rigidität des Gesamtsystems zusätzlich erhöhen sollen.

Verschiedene Konzepte und Optionen existieren auch im operativen Angehen des bei der additiven open-wedge Technik entstehenden knöchernen Defektes in Osteotomiehöhe. Klassischerweise erfolgt das Auffüllen der Osteotomie durch Interposition eines autologen kortikospongiösen Beckenkammspanes [12, 148, 215, 298, 341]. Alternativ stehen allogene Knochenersatzsubstanzen zur Verfügung, welche den bekannten Nachteil der Morbidität am Beckenkamm eliminieren. Allerdings liegen hierfür noch keine suffizienten Langzeitergebnisse bezüglich des Einheilungsverhaltens in den humanen Knochen vor [206, 341, 342]. Der verzögerte knöcherne Durchbau der Osteotomie mit einem resultierenden sekundären Korrekturverlust im Falle einer insuffizient rigiden Fixierung wird in der Literatur als Nachteil der additiven open-wedge Osteotomien beschrieben [7]. Auch eine externe Fixierung mit Kallusdistraction kann zur knöchernen Ausheilung der Osteotomie führen [230, 231, 277, 324].

Spahn verglich 2003 in einer retrospektiven Studie bei 85 Patienten mit einer inkompletten, additiven medialen open-wedge Osteotomie die Komplikationen bei 2 unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren und Methoden, den durch Öffnen der Osteotomie entstandenen knöchernen Defekt aufzufüllen [341]. In Gruppe A (55 Patienten) erfolgte die osteosynthetische Stabilisierung der Osteotomie mit Puddu-Platte (Arthrex, Naples, USA) [310], der entstandene

knöchernen Defekt wurde bei Korrekturwinkeln $< 12,5^\circ$ mit Endobon-Ersatzmatrix (Biomet Merck, Deutschland) aufgefüllt. Die betroffene untere Extremität wurde für 10 Wochen postoperativ entlastet. Die restlichen 30 osteotomierten Tibiae aus Gruppe B wurden mit einer C-Platte (Königsse, Deutschland) stabilisiert, postoperativ war dem Patienten eine beschwerdeorientierte Vollbelastung des operierten Beines erlaubt. Während hier bei Korrekturwinkeln $< 12,5^\circ$ auf einen Knochenersatz verzichtet wurde, erfolgte in beiden Gruppen bei Korrekturwinkeln $> 12,5^\circ$ die Interposition der Osteotomie mit einem kortikospongiösen Beckenkammspan. *Spahn* erfasste 43,6% Komplikationen in Gruppe A und 16,7% in Gruppe B. Eine intraoperative Infraktion der Gegenkortikalis an der lateralen Tibiametaphyse wurde bei 10% der Knochen beschrieben, in diesem Fall war in Gruppe A stets eine zusätzliche Schraubenosteosynthese notwendig, wohingegen die C-Platte (Gruppe B) biomechanisch einer höheren axialen Belastung ohne additive Osteosynthese standhielt. Hochsignifikant war, dass lediglich in Gruppe A im Verlauf Fehler bei den eingebrachten Implantaten beobachtet wurden (16,4%). So kam es zu 2 Platten- und 7 Schraubenbrüchen, was in jedem Fall mit einem konsekutiven Korrekturverlust der Osteotomie verbunden war. Manifeste tiefe Weichteilinfektionen traten ebenfalls nur in Gruppe A auf (zu 7,3%), in jedem der Fälle ursächlich verbunden mit einer künstlichen Knochenersatzmatrix (Endobon) im Osteotomiespalt [341].

Obwohl biomechanische Untersuchungen gezeigt haben, dass die Puddu-Platte [310] bezüglich axialer und rotatorischer Belastungen normalen körperlichen Aktivitäten standhält [353], haben auch *Lobenhoffer* und Mitarbeiter gerade bei übergewichtigen Patienten und Korrekturwinkeln über 10° den klinischen Einsatz der Puddu-Platte (Arthrex, Naples, USA) aufgrund der insuffizienten Rigidität mit konsekutiven Implantatbrüchen und Korrekturverlusten in Frage gestellt [7, 221, 223] (Abbildung Nr. 76).



Abbildung 76: Schraubenbrüche und Korrekturverlust mit Arthrex-Platte [223]

Um für das klinische Outcome nachteilige Faktoren wie eine Instabilität der Osteotomie oder eine verzögerte Knochenheilung zu vermeiden, verwendet die Arbeitsgruppe um *Lobenhoffer* seit Oktober 2000 eine für die mediale open-wedge Technik modifizierte winkelstabile LC-

Platte (Tomofix, Mathys-Medizinaltechnik AG, Bettlach, Schweiz) (Abbildungen Nr. 77-79) zur rigiden internen Stabilisierung der Osteotomie [7, 221, 222, 223].

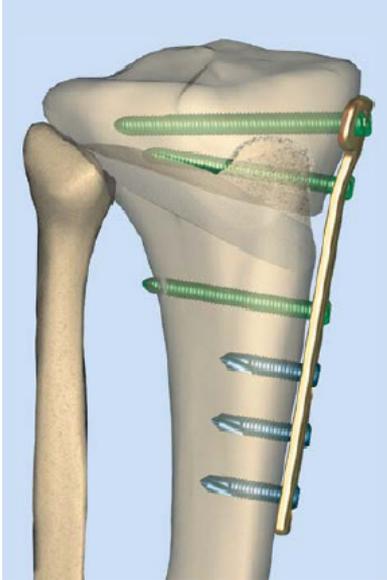


Abbildung 77: winkelstabile Tomofix-Platte (Mathys-Medizinaltechnik, Bettlach, Schweiz) [221]

Ein Auffüllen der Osteotomie mit autologem oder allogenen Knochen war lediglich in 1 Fall sekundär aufgrund eines verzögerten knöchernen Durchbaus der Osteotomie durch eine autologe Spongiosaplastik erforderlich. Um eine dreidimensionale Abstützung und Stabilisierung der Korrekturosteotomie zu gewährleisten, wurde lateral an der proximalen Tibiametaphyse eine kortikale und spongiöse Knochenbrücke belassen. Über den Zeitraum der Nachuntersuchungen zeigten sich keine Korrekturverluste mit Revarisierung der anatomischen Beinachse. An Komplikationen wurden 2 Hämatomausräumungen und eine Überkorrektur mit erforderlichem Revisionseingriff erfasst [7, 221, 223].



Abbildung 78: mediale open-wedge Osteotomie mit winkelstabiler Tomofix-Platte [223]



Abbildung 79: knöchern komplett verheilte Osteotomie 2 Jahre postoperativ [223]

Die Inzidenz von Infektionen nach Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia wird in der Literatur zwischen 2,3% und 54,5% angegeben [121, 230, 231, 341, 357, 382], verursacht in aller Regel durch postoperative Hämatome. Laut *Spahn* führt eine Knochenersatzmatrix im Osteotomiespalt zur Irritation der Weichteile mit tiefen Infekten. Aufgrund des Infektionsrisikos besteht außerdem die Gefahr einer verzögerten Knochenheilung. Eine erhöhte Primärstabilität der Osteotomie lässt sich durch den künstlichen Knochenersatz mit Endobon nicht erreichen [342].

Koshino und seine Arbeitsgruppe hingegen beobachteten nach einem durchschnittlichen Verlauf von 78,6 Monaten bei 21 Knien mit inkompletter medialer open-wedge Osteotomie (modifizierte Technik von *Hernigou* [148]) und Interposition des Osteotomiespaltes mit autologem Knochen aus der Fibula sowie 2 porösen Hydroxylapatit-Keilen (Boneceram-P, Sumitomo Pharmaceuticals, Tokio, Japan) keine Korrekturverluste. Der durchschnittliche Korrekturwinkel betrug $10,3^\circ$, die Osteotomie wurde mit 2 Platten osteosynthetisch stabilisiert. Allerdings wurde das operierte Bein im Rahmen der Nachbehandlung für 3 bis 4 Wochen postoperativ im Gips unter Teilbelastung ruhiggestellt, eine Vollbelastung war dem Patienten erst nach 8 Wochen erlaubt. Aussagen über Komplikationen wurden in dieser Studie nicht getroffen [206]. Es konnten, verglichen mit einer durch den selben Autor veröffentlichten Studie mit lateralen subtraktiven, durch Klingenplatten stabilisierten Osteotomien, signifikant bessere klinische Ergebnisse erzielt werden [205], deren Ursachen allerdings in einem unterschiedlichen postoperativen Alignment der operierten unteren Extremität gesehen werden müssen.

Mehrere Studien beschreiben poröses Hydroxylapatit als geeignetes Knochentransplantat ohne reaktive toxische oder inflammatorische Auswirkung auf das humane Weichteil- und Knochengewebe. Das Einwachsen der Knochenersatzmatrix wurde mehrfach durch histologische Untersuchungen am menschlichen und tierischen Präparat dokumentiert [51, 101, 146, 153, 165, 182, 189, 207, 366].

Insgesamt liefert die Fachliteratur sehr unterschiedliche Ergebnisse und Erfahrungswerte hinsichtlich des Einwachsverhaltens und der klinischen Praktikabilität eines allogenen oder künstlichen Knochenersatzes bei der Interposition einer medialen additiven

Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia [342]. Von entscheidender Bedeutung für das knöcherne Ausheilungsergebnis und den Erhalt des Korrekturwinkels scheint vielmehr eine suffiziente rigide osteosynthetische Stabilisierung der Osteotomie zu sein [7, 34, 70, 151, 221, 223, 227, 232, 333, 338, 379].

Hartford und seine Arbeitsgruppe demonstrierten in einer biomechanischen Stabilitätsuntersuchung unter axialer Belastung die Überlegenheit der Plattenosteosynthese (Zimmer, Warsaw, IN, USA) gegenüber einer Osteotomiefixierung mit Knochenkrampen (Smith Nephew Richards, Memphis, TN, USA) an lateralen inkompletten subtraktiven Korrekturosteotomien der proximalen Tibia am Kunstknochen (Model #3104, Pacific Research Laboratories, Vaschon Island, WA, USA). Die Präparate wurden über 200000 Zyklen entsprechend der Anzahl von Patientenschritten im Heilungsprozess des Knochens mit 2200 Newton Spitzenkompression und 77 Newton in der Entlastungsphase sinusförmig axial beansprucht. Die Überlebensrate der Präparate wurde durch die vertikale Dislokation der Osteotomie und durch die Anzahl der Zyklen bis zum Implantatversagen quantifiziert. Während 8 der 9 Osteotomieplatten den 200000 Zyklen standhielten, war dies nur bei einer Knochenkrampe der Fall. Auch die mittlere vertikale Dislokation der Osteotomie war in der Gruppe mit den durch Plattenosteosynthese stabilisierten Osteotomien geringer ($p = 0,089$) als in der Gruppe mit den Knochenkrampen (0,69 mm versus 0,973 mm). Das Verhalten der medial belassenen Kortikalisbrücke, welches gerade bei Korrekturwinkeln von 15° von entscheidender Bedeutung für die Primärstabilität der Osteotomie ist, wurde im Ergebnisteil der Studie nicht beschrieben. Zudem muss berücksichtigt werden, dass die Präparate im vorliegenden Versuchsaufbau lediglich zyklischen axialen, nicht aber rotatorischen Krafteinwirkungen ausgesetzt waren [137].

Auch andere Autoren favorisieren eine interne rigide Fixierung der Osteotomie mit Platten und Schrauben [7, 34, 119, 151, 221, 223, 232, 258, 338, 379]. *Hee* und Mitarbeiter beschreiben hier allerdings eine Verlängerung der Hospitalisierung der Patienten aufgrund einer erhöhten Inzidenz von Wund- und Weichteilkomplikationen nach Plattenosteosynthesen [144].

Flamme untersuchte 1999 in einer biomechanischen Studie an 10 humanen Kadavertibiae die Primärstabilität von proximalen subtraktiven Osteotomien an der Tibia (Korrekturwinkel 5°), welche unterschiedlich rigide osteosynthetisch fixiert worden waren. Die geringste Primärstabilität zeigte sich bei einem Kontinuitätsverlust der medialen Tibiakortikalis unabhängig von den verwendeten Implantaten und der gewählten Translationsrichtung [106, 107]. Dies entspricht auch klinischen Beobachtungen von *Miniaci* und Mitarbeitern, welche die häufigsten Revarisierungen nach valgischer Tibiakopfumstellung bei Durchtrennung der medialen Kortikalis feststellten [258]. Der Erhalt der medialen Kortikalis scheint daher für eine ausreichende Primärstabilität bei frühfunktioneller Nachbehandlung von wesentlicher Bedeutung zu sein [38, 106, 107, 137, 195, 344, 364, 389]. *Flamme* unterstützte diese These, indem er zeigte, dass eine mit Drittelrohrplatte und zusätzlichem medialem Staple fixierte Osteotomie ausgesprochen stabile Verhältnisse ergab [106, 107]. Diese Osteosynthesetechnik wird von *Tjörnstrand* 1978 als Standardvorgehen beschrieben [364]. Bei *Flamme* erwiesen sich ferner die Krackow-Staples (12 mm; Firma Smith & Nephew) und der Fixateur externe (Firma Orthofix, Verona, Italien) als stabilere Osteosyntheseverfahren hinsichtlich axialer, rotatorischer und translatorischer Belastungen als die AO-Drittelrohrplatten (Firma Synthes) und die Giebelplatten (Firma Link). Er konnte die Untersuchungen von *Claes* [69] bestätigen, welche darauf hinwiesen, dass der laterale Abstand der Osteotomieenden 3 mm nicht überschreiten sollte, da ansonsten eine verzögerte Knochenheilung mit reduzierter Stabilität zu erwarten sei [106, 107].

Winkelstabile Implantate wie die LISS-Platte (Less Invasive Stabilization System) können auch bei lateralen subtraktiven Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia eingesetzt werden, da sie eine ausreichend rigide Fixierung des operierten Knochens ermöglichen und somit die Wahrscheinlichkeit von verzögerten oder ausbleibenden Knochenheilungen sowie von resultierenden Korrekturverlusten reduzieren können.

Auch andere Autoren beschreiben eine Infraktion der für die Primärstabilität und den Erhalt des Korrekturwinkels so wichtigen kortikalen Knochenbrücke auf der kontralateralen Seite der Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia als intraoperative Komplikation [38, 106, 107, 121, 173, 195, 258, 344, 357, 389]. *Spahn* setzt den kritischen Korrekturwinkel in Abhängigkeit von der Erfahrung des Operateurs bei 12° an [341].

Da bei supratuberositären valgusierenden Umstellungsosteotomien im Bereich der Tibiametaphyse in aller Regel eine ausreichende Blutzufuhr und eine große Kontaktfläche der Osteotomieenden vorhanden sind, kommt für eine verzögerte Knochenheilung oder Pseudarthrosenbildung nur noch eine insuffiziente Primärstabilität der Osteosynthese ursächlich in Frage [83, 330]. Einige Autoren beschreiben Pseudarthrosenraten nach Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia von bis zu 13% [21, 24, 32, 81, 151, 272, 273, 274, 275, 324, 330, 341, 364, 374]. Noch häufiger allerdings wurden im postoperativen Verlauf Korrekturverluste und damit Revarisierungen beschrieben [114, 138, 148, 258, 272, 273, 274, 275, 341, 363, 380], was durchaus eine suboptimale primäre Stabilisierung einiger verwendeter Osteosynthesetypen und einen insuffizienten Erhalt der Gegenkortikalis als Ursache haben kann.

Einen neuen operationstechnischen Ansatz hinsichtlich inkompletter Osteotomien mit Erhalt einer kortikalen Knochenbrücke an der proximalen Tibia zur Vermeidung von lateralen Scherkräften durch axiale Belastungen liefert *Kessler* und seine Arbeitsgruppe 2002 [195]. Erstmals wurde hier in einer experimentellen Studie Bezug auf die Wichtigkeit des Erhaltes einer Kortikalisbrücke bei Korrekturosteotomien genommen. Getestet wurden in 3 Untergruppen 23 humane Leichttibiae, welche unter Belassen einer 10 mm starken knöchernen Brücke inkomplett von medial (7) und lateral (7) schräg osteotomiert wurden. In den 9 Präparaten der Gruppe 3 - sämtlich von lateral osteotomiert - wurde im Apex des entnommenen Knochenkeils in a.p.-Richtung zusätzlich ein 5 mm im Durchmesser betragender Bohrkanal angebracht. Gemessen wurde der maximale Öffnungs- bzw. Verschlusswinkel, bevor es zur Frakturierung der belassenen Kortikalisbrücke kam. In der 3. Gruppe erlaubte der die Scherkraft reduzierende Bohrkanal einen signifikanten Anstieg des maximal möglichen Korrekturwinkels auf 10°, verglichen zu 6,7° bzw. 6,5° in den Gruppen 1 und 2 [195].

Auch *Böhler* beschreibt 1999 in einer humanen Kadaverstudie bei subtraktiven lateralen inkompletten Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia einen maximalen Korrekturwinkel von 10°, ohne dass es zu einer Frakturierung der medial belassenen Kortikalisbrücke gekommen wäre. Der Erhalt der Knochenbrücke wird als Voraussetzung für eine Vermeidung von Korrekturverlusten angesehen [38]. In einer in-vitro Studie mit 10 humanen Kadavertibiae von *Flamme* stellt die erhaltene Kontinuität der kontralateral der Osteotomie gelegenen Kortikalis ebenfalls den entscheidenden Faktor für die Primärstabilität einer Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia dar [106, 107].

Die Arbeitsgruppe um *Tsuda* beschreibt erstmals eine Revisionsosteotomie nach Korrekturverlust einer lateralen subtraktiven hohen Tibia-Umstellungsosteotomie (Natural Knee High Tibial Osteotomy System, Centerpulse Orthopedics, Austin, Texas) aufgrund einer intraoperativen Fraktur der medialen Kortikalisbrücke mit einem medialen additiven Verfahren durch Interposition von trikortikalen Beckenkammspänen und Stabilisierung mit Puddu-Platte

(Arthrex, Naples, Florida, USA) [310]. 18 Monate nach dem Revisionseingriff zeigte sich röntgenologisch eine unverändert durch das Zentrum des lateralen Kniegelenkkompartimentes gehende mechanische Achse der operierten unteren Extremität bei einem zufriedenstellenden klinischen Ergebnis mit einem HSS-Score von 90 Punkten [365].

Eine neue biomechanische Studie von *Agneskirchner* und Mitarbeitern an humanen Leichenknien konnte aufzeigen, dass eine valgisierende additive Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia mit Vergrößern der Dorsalneigung des Tibialplateaus (Flexions-Osteotomie) zu einer signifikanten Umverteilung der femorotibialen Kontaktfläche und der Druckverhältnisse im Femorotibialgelenk nach anterior führt [6]. Gleichzeitig konnten die Autoren eine statistisch signifikante Kraftzunahme der Quadrizepsmuskulatur sowie eine Neutralisation einer posterioren Subluxation des Tibiakopfes nach Durchtrennen des hinteren Kreuzbandes beobachten. Somit ermöglicht eine kombinierte valgisierende und flektierende Korrekturosteotomie an der proximalen Tibia, komplexe Kniegelenkpathologien mit Knorpelschäden im medialen Gelenkkompartiment und einer posterioren bzw. postero-lateralen Instabilität in einem einzeitigen operativen Eingriff zu beheben, was zu einer deutlich beschleunigten Rehabilitationsphase der Patienten führt [6].

Essentiell wichtig für die Durchführung komplexer Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia mit dem Ziel einer exakten Korrektur der Beinachse ist eine sorgfältige präoperative Planung, welche sich „zwischen einfachen Schätzungen des notwendigen Korrekturwinkels, Planungszeichnungen auf Röntgenbildern und der Verwendung von digitalen radiologischen Messapparaten“ bewegt [303].

Die in der vorliegenden in-vitro Testreihe an Lammtibiae untersuchte schräge, durch die Osteotomie verlaufende Spongiosaschraube wird in der Literatur über valgisierende subtraktive laterale Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia lediglich von *Zügel* 1996 erwähnt [389]. Beim Versuch, die inkomplette laterale closed-wedge-Osteotomie zu schließen, kam es intraoperativ in 25% der Fälle zu einer Fraktur der medialen Kortikalisbrücke. Ausschließlich in diesen Fällen erfolgte additiv zu den von lateral eingebrachten Knochenklammern das Setzen der die Osteotomie durchquerenden Spongiosaschraube [389].

Ergebnisse über die biomechanischen Eigenschaften und Effekte einer durch die Osteotomie verlaufenden schrägen Spongiosaschraube bei Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia konnten in der Literatur nicht gefunden werden.

8 Zusammenfassung

In dieser biomechanischen in-vitro Versuchsreihe wurde an frischen Lammtibiae der Effekt einer schrägen Spongiosaschraube auf die primäre Rotationsstabilität von kompletten und inkompletten lateralen subtraktiven Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia untersucht. Die Hypothese des Studiendesigns war, dass durch die zusätzliche, den Osteotomiespalt durchquerende Spongiosaschraube sowohl bei kompletten als auch bei inkompletten valgusierenden Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia um 8° ein Benefit bezüglich der primären Rotationsstabilität unter axialer Belastung erreicht wird.

Von den 51 im Prüfstand getesteten Präparaten wurden 48 in die Auswertung der Ergebnisse einbezogen. Die mit L-Platte (Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland) fixierten Osteotomien der Lammpreparate wurden in 4 Untergruppen aufgeteilt: komplette und inkomplette - zu 4/5 des tibialen Querdurchmessers in Höhe der horizontalen Sägevorrichtung durchgeführte - Osteotomien wurden mit und ohne zusätzliche Stabilisierung durch die schräge Spongiosaschraube im Prüfstand (Universalprüfmaschine, Firma Wolpert, Deutschland) hinsichtlich der primären Rotationsstabilität [$\text{Nm}/^\circ$] unter einer axialen Belastung von 200 Newton getestet. Die Rotationsgeschwindigkeit betrug bei allen Versuchen gleichbleibend $0,496^\circ/\text{sec}$. Als Vergleichsgruppe - Gruppe 5 - dienten 8 Lammtibiae, welche nativ, das heißt ohne Osteotomie und osteosynthetische Stabilisierung, im Prüfstand untersucht wurden.

GRUPPE	N	Versuchsdurchführung
1 (4/5 mit)	9	inkomplette 4/5-Osteotomie mit schräger Spongiosaschraube
2 (4/5 ohne)	12	inkomplette 4/5-Osteotomie ohne schräge Spongiosaschraube
3 (5/5 mit)	10	komplette 5/5 Osteotomie mit schräger Spongiosaschraube
4 (5/5 ohne)	9	komplette 5/5 Osteotomie ohne schräge Spongiosaschraube
5 (nativ)	8	nicht osteotomierte Knochen ohne schräge Spongiosaschraube
Insgesamt	48	

Tabelle 16: Gruppeneinteilung

Die Präparate wurden proximal und distal standardisiert mit Epoxidharz in Edelstahlformen eingebettet. Das Maß der maximalen Breite des Tibiaplateaus diente standardisiert als Bezugspunkt für die Einbetthöhe des Knochens in der distalen Form. Gemessen vom höchsten Punkt der Area intercondylaris tibiae erfolgte distal in einer Entfernung, die dem 3-fachen des bemessenen maximalen Querdurchmessers des Tibiaplateaus entsprach, eine Markierung, welche die Einbetthöhe des Tibiaschaftes in der distalen Fixierungsform definierte. Weitere Parameter, die standardisiert präoperativ festgehalten wurden und deren Einfluss auf die primäre Rotationsstabilität der Knochen untersucht werden sollte, waren die Gesamtlängen der Tibiae, der maximale Querdurchmesser der Tibiae in Höhe der horizontalen Osteotomie sowie das Gewicht der bis auf das Periost freipräparierten Tibiae.

Nach Aushärten des Epoxidharzes wurde im Prüfstand das aufgebrauchte Drehmoment pro Verdrehwinkel aufgezeichnet (Drehmomentdose Firma Burster, Typ 8628, 100 Nm; Datenerfassungssoftware Snapmaster V 3.1, Firma HEM Data corporation). Die Versuche wurden bis zur Fraktur des Knochens oder des Implantatmaterials bzw. maximal 50° Verdrehwinkel durchgeführt. Das Hauptaugenmerk im Bemühen, standardisiert reproduzierbare Ergebnisse zu gewinnen, lag auf dem anfänglichen, linearen Teil der aufgezeichneten Graphen [$\text{Nm}/^\circ$], welcher die genauesten Rückschlüsse auf die primäre

Rotationsstabilität der osteotomierten Lammtibiae unter axialer Belastung zulässt. Abschließend erfolgte eine zusätzliche Dokumentation des Präparatestatus und der Osteotomie mit einer Digitalkamera.

Für die statistische Auswertung der Versuchsreihe wurde bei der Verteilung der Präparate auf die Gruppen der Kruskal-Wallis-Test herangezogen. Signifikanzunterschiede ($p < 0,05$) wurden paarweise mit dem Mann-Whitney-Test ermittelt. Für die nachfolgende Auswertung der Statistik wurde das Programm SPSS (Version 11.0) verwendet. Die graphischen Darstellungen erfolgten als Boxplot im SPSS-Programm. Aufgrund der geringen Fallzahlen wurde bei den einzelnen Parametern nicht der Mittelwert, sondern der Median gebildet. Die Boxplots lieferten zusätzlich die 25%- und 75%-Quartile sowie die Minimal- und Maximalwerte der einzelnen Verteilungen. Außerdem wurden Regressionen und Korrelationen zwischen den vor den Versuchen gemessenen Parametern der einzelnen Präparate und der primären Rotationsstabilität der Knochen als abhängige Variable abgeleitet. Die Darstellung der zu korrelierenden Einflussgrößen erfolgte nach Pearson.

Die primäre Rotationsstabilität von Gruppe 1 (intakte mediale Kortikalisbrücke bei inkompletter Osteotomie mit schräger Spongiosaschraube) war signifikant ($p < 0,05$) höher als in den Gruppen 2, 3 und 4. In dieser Gruppe waren die gemessenen Drehmomente pro Verdrehwinkel im linearen Anteil der aufgezeichneten Graphen sogar - statistisch allerdings nicht signifikant - höher als bei den Nativknochen aus der Vergleichsgruppe 5. Die gemessenen Werte der Gruppe 2 (inkomplette Osteotomie ohne schräge Spongiosaschraube) zeigten ebenfalls eine statistisch signifikant höhere primäre Rotationsstabilität im Vergleich zu den Gruppen mit kompletter Osteotomie (Gruppen 3 und 4) auf. Kein signifikanter Unterschied bezüglich der primären Rotationsstabilität der durchgeführten Osteotomien hingegen fand sich innerhalb der Gruppen mit komplett durchgeführten Osteotomien (Gruppen 3 und 4).

Das maximal während der Versuchsdurchführung aufgebrachte Drehmoment wurde zwar graphisch aufgezeichnet und statistisch erfasst, war aber für die Auswertung der Ergebnisse nicht von primärer Wichtigkeit, da einige Versuche zum Schutz der Drehmomentdose und des Implantatmaterials aufgrund extrem hoher Verdrehwinkel zu einem für die Primärstabilität des Operationsverfahrens nicht mehr relevanten Zeitpunkt absichtlich unterbrochen wurden.

In den durchgeführten Korrelationstests nach Pearson bezüglich des Einflusses der gemessenen Knochenparameter (Länge, Gewicht, maximale Breite des Tibiaplateaus und maximale Tibiabreite in Osteotomiehöhe) auf die primäre Rotationsstabilität der operierten Präparate konnten keine Zusammenhänge mit einem Signifikanzniveau $p < 0,05$ gefunden werden.

Auch konnte in den einzelnen Gruppen und in der gesamten Versuchsreihe kein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) zwischen rechten und linken Tibiae hinsichtlich ihres Einflusses auf die primäre Rotationsstabilität der osteosynthetisch stabilisierten Osteotomien gefunden werden. Somit hatte die durch den Motor (Firma Imofa, Frequenz regelbar; Getriebe: Firma Flender-Himmel, 1:1210 Untersetzung) induzierte Innen- bzw. Außenrotation keine Auswirkung auf die Stabilität und Rigidität der getesteten Präparate.

Für den Zeitraum der gesamten Testreihe standen 3 Operationssets (Natural-Knee HTO System (High Tibial Osteotomy) von Intermedics Orthopedics, Inc. (Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland)) zur Verfügung, von welchen jedes je 2 L-förmige

Osteotomieplatten für rechte und linke Tibiae enthielt. Somit kamen für die im Prüfstand getesteten 51 Präparate 12 Osteotomieplatten zur Anwendung, so dass jede Platte ungefähr 4-mal den rotatorischen Krafteinwirkungen während der Versuchsdurchführung ausgesetzt war. Während der gesamten Versuchsreihe kam es lediglich bei einem einzigen Präparat zur plastischen Verformung implantierter Schrauben nach der durch den Versuchsaufbau induzierten rotatorischen Krafteinwirkung. Die zwei distal gelegenen Kortikalisschrauben bei einem Präparat aus Gruppe 2 wurden sofort aus dem Operationsset entfernt und fanden somit in den nachfolgenden Versuchen keine Wiederverwendung.

In dieser biomechanischen in-vitro Untersuchung konnte eindeutig aufgezeigt werden, dass eine intakte mediale Kortikalisbrücke einen statistisch signifikanten Einfluss ($p < 0,05$) auf die primäre Rotationsstabilität von lateralen valgusierenden subtraktiven Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia unter axialer Belastung hat; einen zusätzlichen stabilisierenden Effekt auf die mit L-Platte (Allopro, Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Deutschland) fixierte Osteotomie übt eine schräge, durch den Osteotomiespalt verlaufende Spongiosaschraube aus.

Wird der Tibiakopf hingegen komplett osteotomiert oder geht intraoperativ aufgrund zu großer Korrekturwinkel oder einer unsachgemäßen Operationstechnik der stabilisierende Effekt der medialen Kortikalisbrücke verloren, ist die Osteotomie nicht rotationsstabil und eine ausreichend rigide Fixierung nicht mehr gewährleistet. In diesem Fall führt die additiv eingebrachte, den Osteotomiespalt querende und bis unter das dorso-mediale Tibiaplateau reichende Spongiosaschraube zu einer Sicherung der Osteotomie gegen Rotationskräfte, da sie auf einer größtmöglichen Strecke das distale Fragment mit dem proximalen verbindet. Dabei hat die Drehrichtung des Knochens keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die primäre Rotationsstabilität der Osteotomie.

Eine rigide osteosynthetische Stabilisierung von Korrekturosteotomien an der proximalen Tibia scheint also Voraussetzung für den Erhalt des gewünschten Korrekturwinkels sowie das Vermeiden von postoperativen Korrekturverlusten zu sein und ermöglicht außerdem eine frühe Rehabilitation und Belastbarkeit der operierten Extremität. Inkomplette Osteotomien mit erhaltener medialer Kortikalisbrücke und zusätzlicher schräger Spongiosaschraube zeigten sich in dieser Versuchsreihe sogar rotationsstabiler als native, nicht osteotomierte Knochen.

9 Anhang

9.1 Mann-Whitney-Tests Tibialängen

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	1 (4/5 mit)	9	9,33	84,00
	2 (4/5 ohne)	12	12,25	147,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 2):
0,300

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	1 (4/5 mit)	9	9,83	88,50
	3 (5/5 mit)	10	10,15	101,50
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 3):
0,921

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	1 (4/5 mit)	9	10,94	98,50
	4 (5/5 ohne)	9	8,06	72,50
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 4):
0,264

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	1 (4/5 mit)	9	5,67	51,00
	5 (nativ)	8	12,75	102,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 5):
0,002

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	2 (4/5 ohne)	12	12,33	148,00
	3 (5/5 mit)	10	10,50	105,00
	Gesamt	22		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 2 - Gruppe 3):
0,527

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	2 (4/5 ohne)	12	13,33	160,00
	4 (5/5 ohne)	9	7,89	71,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 2 - Gruppe 4):
0,046

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	2 (4/5 ohne)	12	7,88	94,50
	5 (nativ)	8	14,44	115,50
	Gesamt	20		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 2 - Gruppe 5):
0,012

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	3 (5/5 mit)	10	11,40	114,00
	4 (5/5 ohne)	9	8,44	76,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 3 - Gruppe 4):
0,268

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	3 (5/5 mit)	10	6,30	63,00
	5 (nativ)	8	13,50	108,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 3 - Gruppe 5):
0,003

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Länge [cm]	4 (5/5 ohne)	9	5,17	46,50
	5 (nativ)	8	13,31	106,50
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz der Längenverteilung

(Gruppe 4 - Gruppe 5):
0,000

9.2 Mann-Whitney-Tests Tibiaplateaubreite

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	1 (4/5 mit)	9	9,06	81,50
	2 (4/5 ohne)	12	12,46	149,50
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 1 - Gruppe 2):
0,226

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	1 (4/5 mit)	9	9,22	83,00
	3 (5/5 mit)	10	10,70	107,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 1 - Gruppe 3):
0,604

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	1 (4/5 mit)	9	9,00	81,00
	4 (5/5 ohne)	9	10,00	90,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 1 - Gruppe 4):
0,730

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	1 (4/5 mit)	9	6,56	59,00
	5 (nativ)	8	11,75	94,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 1 - Gruppe 5):
0,034

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	2 (4/5 ohne)	12	12,79	153,50
	3 (5/5 mit)	10	9,95	99,50
	Gesamt	22		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 2 - Gruppe 3):
0,322

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	2 (4/5 ohne)	12	12,63	151,50
	4 (5/5 ohne)	9	8,83	79,50
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 2 - Gruppe 4):
0,175

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	2 (4/5 ohne)	12	8,79	105,50
	5 (nativ)	8	13,06	104,50
	Gesamt	20		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 2 - Gruppe 5):
0,120

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	3 (5/5 mit)	10	10,15	101,50
	4 (5/5 ohne)	9	9,83	88,50
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 3 - Gruppe 4):
0,921

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	3 (5/5 mit)	10	6,90	69,00
	5 (nativ)	8	12,75	102,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 3 - Gruppe 5):
0,019

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiaplateaubreite [cm]	4 (5/5 ohne)	9	5,89	53,00
	5 (nativ)	8	12,50	100,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz der Tibiaplateaubreite

(Gruppe 4 - Gruppe 5):
0,005

9.3 Mann-Whitney-Tests Tibiagewicht

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	1 (4/5 mit)	9	8,56	77,00
	2 (4/5 ohne)	12	12,83	154,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 2):
0,129

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	1 (4/5 mit)	9	9,33	84,00
	3 (5/5 mit)	10	10,60	106,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 3):
0,661

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	1 (4/5 mit)	9	10,11	91,00
	4 (5/5 ohne)	9	8,89	80,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 4):
0,666

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	1 (4/5 mit)	9	6,22	56,00
	5 (nativ)	8	12,13	97,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 1 - Gruppe 5):
0,015

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	2 (4/5 ohne)	12	12,83	154,00
	3 (5/5 mit)	10	9,90	99,00
	Gesamt	22		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 2 - Gruppe 3):
0,314

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	2 (4/5 ohne)	12	13,33	160,00
	4 (5/5 ohne)	9	7,89	71,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 2 - Gruppe 4):
0,049

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	2 (4/5 ohne)	12	8,67	104,00
	5 (nativ)	8	13,25	106,00
	Gesamt	20		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 2 - Gruppe 5):
0,098

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	3 (5/5 mit)	10	11,20	112,00
	4 (5/5 ohne)	9	8,67	78,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 3 - Gruppe 4):
0,356

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	3 (5/5 mit)	10	6,70	67,00
	4 (nativ)	8	13,00	104,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 3 - Gruppe 5):
0,012

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Gewicht [Gramm]	4 (5/5 ohne)	9	5,78	52,00
	5 (nativ)	8	12,63	101,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz der Gewichtsverteilung

(Gruppe 4 - Gruppe 5):
0,004

9.4 Mann-Whitney-Tests Tibiabreite in Osteotomiehöhe

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	1 (4/5 mit)	9	9,39	84,50
	2 (4/5 ohne)	12	12,21	146,50
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der maximalen Tibiabreite in Osteotomiehöhe

(Gruppe 1 - Gruppe 2):

0,318

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	1 (4/5 mit)	9	10,72	96,50
	3 (5/5 mit)	10	9,35	93,50
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz der maximalen Tibiabreite in Osteotomiehöhe

(Gruppe 1 - Gruppe 3):

0,619

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	1 (4/5 mit)	9	10,83	97,50
	4 (5/5 ohne)	9	8,17	73,50
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz der maximalen Tibiabreite in Osteotomiehöhe

(Gruppe 1 - Gruppe 4):

0,306

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	2 (4/5 ohne)	12	13,46	161,50
	3 (5/5 mit)	10	9,15	91,50
	Gesamt	22		

exakte 2-seitige Signifikanz der maximalen Tibiabreite in Osteotomiehöhe

(Gruppe 2 - Gruppe 3):

0,127

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	2 (4/5 ohne)	12	13,75	165,00
	4 (5/5 ohne)	9	7,33	66,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz der maximalen Tibiabreite in Osteotomiehöhe

(Gruppe 2 - Gruppe 4):

0,017

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Tibiabreite in Osteotomiehöhe [cm]	3 (5/5 mit)	10	10,80	108,00
	4 (5/5 ohne)	9	9,11	82,00
	Gesamt	19		

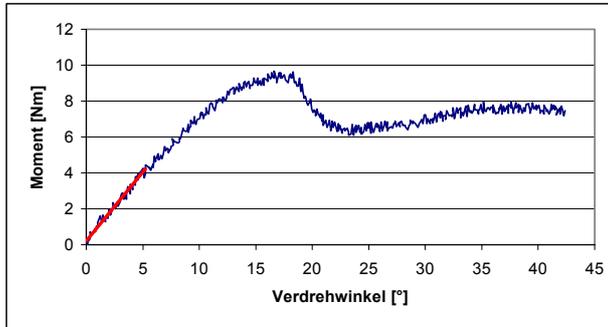
exakte 2-seitige Signifikanz der maximalen Tibiabreite in Osteotomiehöhe

(Gruppe 3 - Gruppe 4):

0,535

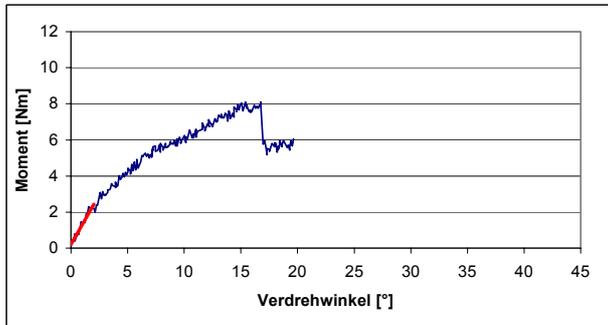
9.5 primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 1 (4/5 mit)

Präparat 1 / Gruppe 1



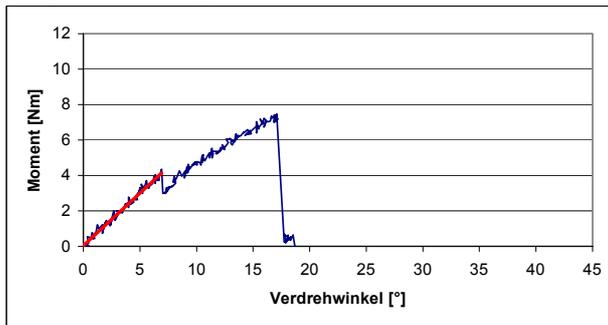
M max. in Nm	9,67
Stichprobenumfang:	61
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,77x+0,21$
Steigung (a) in Nm/°	0,77
Achsenabschnitt:	0,21
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 5,24
y-Koordinate:	0,21 4,22

Präparat 2 / Gruppe 1



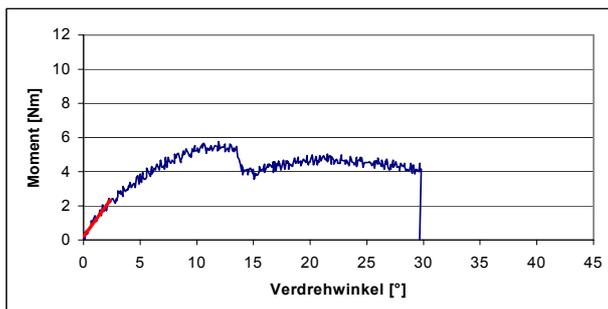
M max. in Nm	8,11
Stichprobenumfang:	25
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=1,11x+0,21$
Steigung (a) in Nm/°	1,11
Achsenabschnitt:	0,21
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 2,01
y-Koordinate:	0,21 2,44

Präparat 3 / Gruppe 1



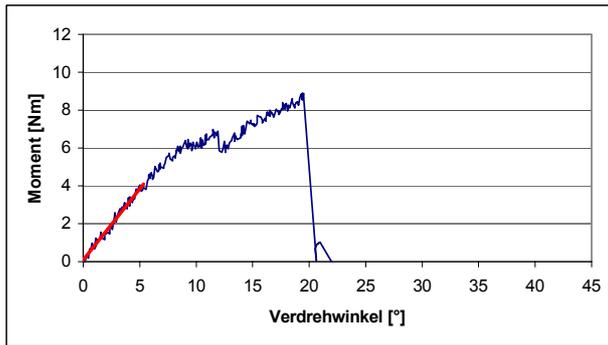
M max. in Nm	7,47
Stichprobenumfang:	82
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,59x+0,03$
Steigung (a) in Nm/°	0,59
Achsenabschnitt:	0,03
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 6,92
y-Koordinate:	-0,03 4,13

Präparat 4 / Gruppe 1



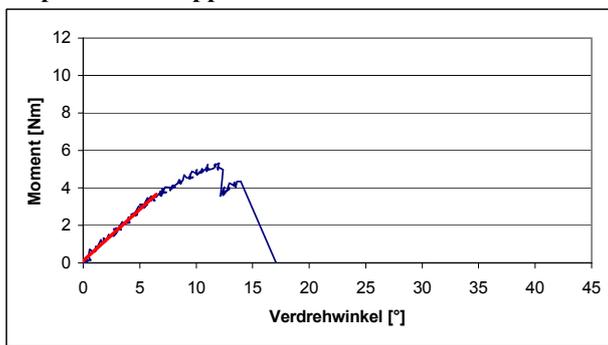
M max. in Nm	5,76
Stichprobenumfang:	30
Korrelationskoeffizient:	0,97
Regressionsgerade:	$y=0,91x+0,22$
Steigung (a) in Nm/°	0,91
Achsenabschnitt:	0,22
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 2,34
y-Koordinate:	0,22 2,34

Präparat 5 / Gruppe 1



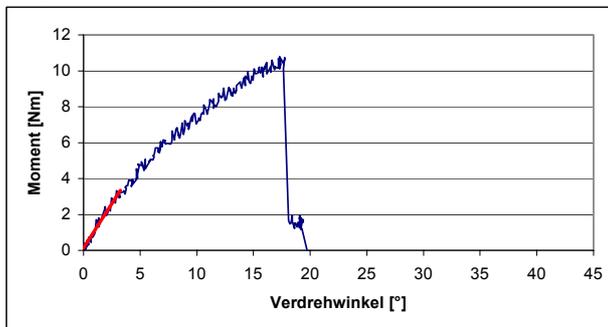
M max. in Nm	8,89
Stichprobenumfang:	60
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,75x+0,09$
Steigung (a) in Nm/°	0,75
Achsenabschnitt:	0,09
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 5,35
y-Koordinate:	0,09 4,09

Präparat 6 / Gruppe 1



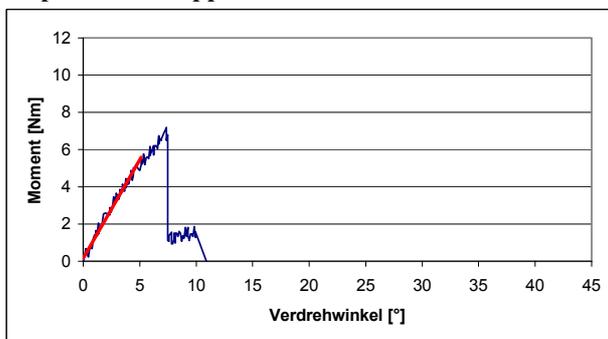
M max. in Nm	5,32
Stichprobenumfang:	73
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,55x+0,10$
Steigung (a) in Nm/°	0,55
Achsenabschnitt:	0,10
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 6,47
y-Koordinate:	0,04 3,66

Präparat 7 / Gruppe 1



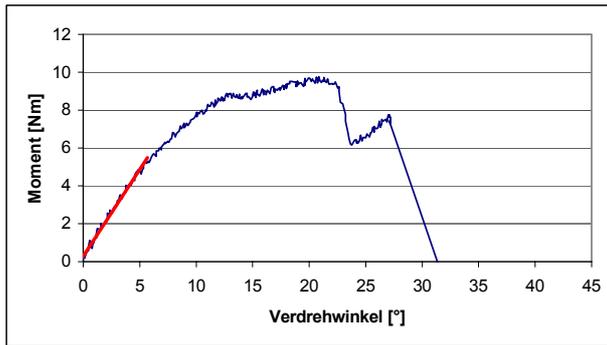
M max. in Nm	10,79
Stichprobenumfang:	40
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,99x+0,14$
Steigung (a) in Nm/°	0,99
Achsenabschnitt:	0,14
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 3,24
y-Koordinate:	0,14 3,34

Präparat 8 / Gruppe 1



M max. in Nm	7,18
Stichprobenumfang:	60
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=1,06x+0,16$
Steigung (a) in Nm/°	1,06
Achsenabschnitt:	0,16
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 5,13
y-Koordinate:	0,16 5,57

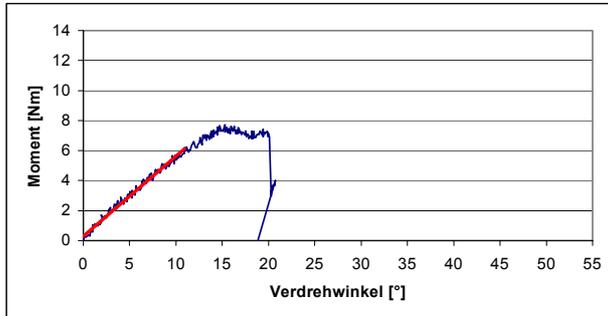
Präparat 9 / Gruppe 1



M max. in Nm	9,77
Stichprobenumfang:	65
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,91x+0,29$
Steigung (a) in Nm/°	0,91
Achsenabschnitt:	0,29
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 5,69
y-Koordinate:	0,18 5,48

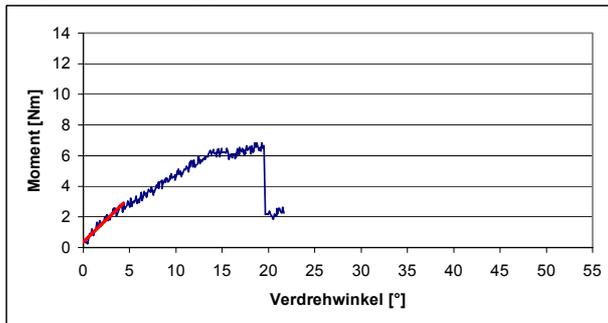
9.6 primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 2 (4/5 ohne)

Präparat 1 / Gruppe 2



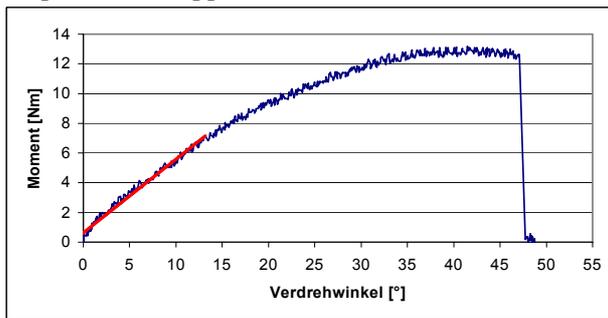
M max. in Nm	8,74
Stichprobenumfang:	97
Korrelationskoeffizient:	1,00
Regressionsgerade:	$y=0,45x+-0,08$
Steigung (a):	0,45
Achsenabschnitt:	-0,08
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 9,71
y-Koordinate:	-0,08 4,26

Präparat 2 / Gruppe 2



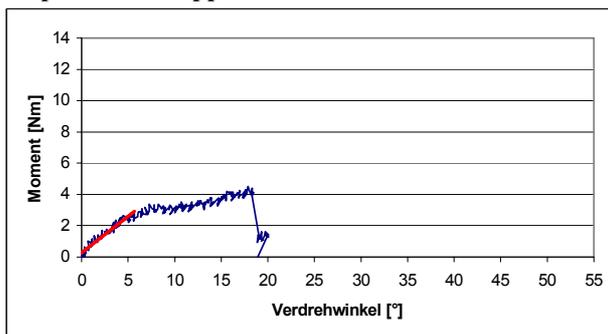
M max. in Nm	6,84
Stichprobenumfang:	45
Korrelationskoeffizient:	0,96
Regressionsgerade:	$y=0,58x+0,38$
Steigung (a) in Nm/°	0,58
Achsenabschnitt:	0,38
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 4,35
y-Koordinate:	0,38 2,90

Präparat 3 / Gruppe 2



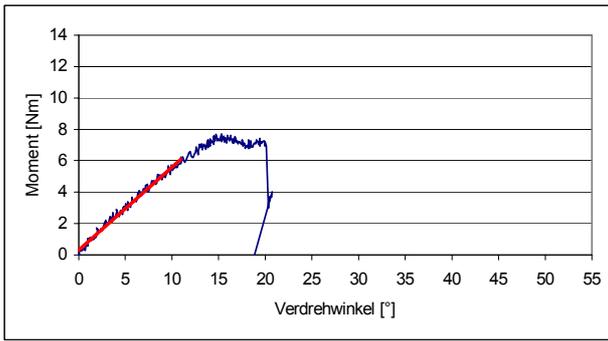
M max. in Nm	13,18
Stichprobenumfang:	146
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,49x+0,65$
Steigung (a) in Nm/°	0,49
Achsenabschnitt:	0,65
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 13,16
y-Koordinate:	0,59 7,15

Präparat 4 / Gruppe 2



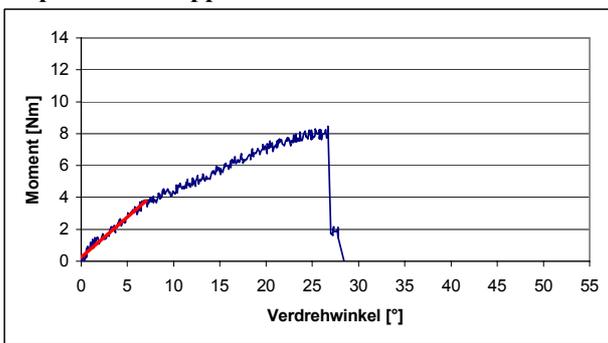
M max. in Nm	4,49
Stichprobenumfang:	67
Korrelationskoeffizient:	0,97
Regressionsgerade:	$y=0,46x+0,29$
Steigung (a) in Nm/°	0,46
Achsenabschnitt:	0,29
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 5,69
y-Koordinate:	0,23 2,93

Präparat 5 / Gruppe 2



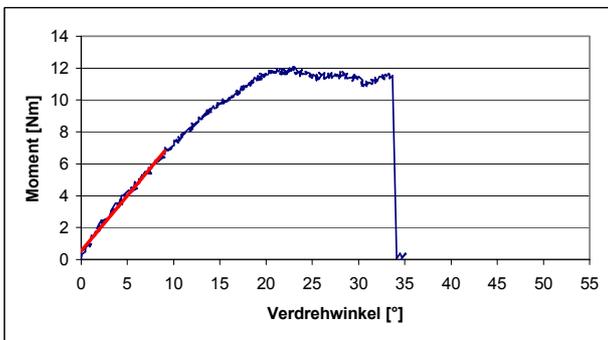
M max. in Nm	7,72	
Stichprobenumfang:	125	
Korrelationskoeffizient:	0,99	
Regressionsgerade:	$y=0,53x+0,31$	
Steigung (a) in Nm/°	0,53	
Achsenabschnitt:	0,31	
Hilfstabelle für Regressionsgerade:		
x-Koordinate:	0,00	10,93
y-Koordinate:	0,31	6,10

Präparat 6 / Gruppe 2



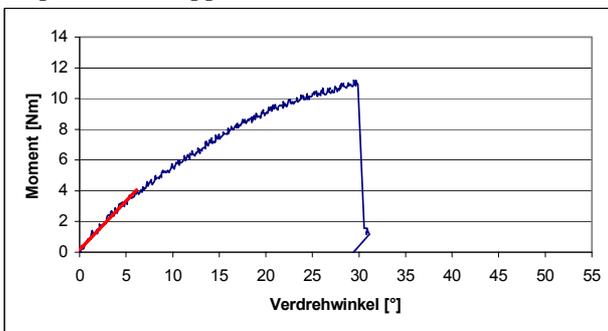
M max. in Nm	8,45	
Stichprobenumfang:	78	
Korrelationskoeffizient:	0,98	
Regressionsgerade:	$y=0,51x+0,24$	
Steigung (a) in Nm/°	0,51	
Achsenabschnitt:	0,24	
Hilfstabelle für Regressionsgerade:		
x-Koordinate:	0,00	7,03
y-Koordinate:	0,24	3,80

Präparat 7 / Gruppe 2



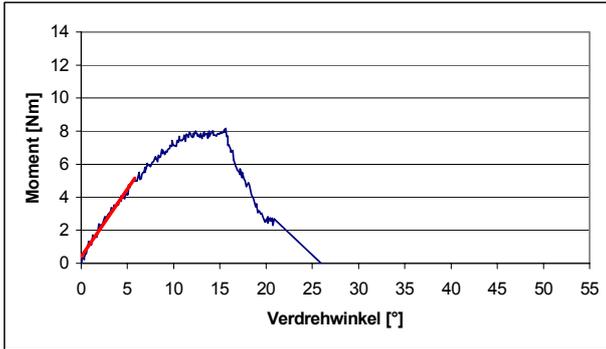
M max. in Nm	12,06	
Stichprobenumfang:	105	
Korrelationskoeffizient:	0,99	
Regressionsgerade:	$y=0,69x+0,55$	
Steigung (a) in Nm/°	0,69	
Achsenabschnitt:	0,55	
Hilfstabelle für Regressionsgerade:		
x-Koordinate:	0,00	9,04
y-Koordinate:	0,55	6,81

Präparat 8 / Gruppe 2



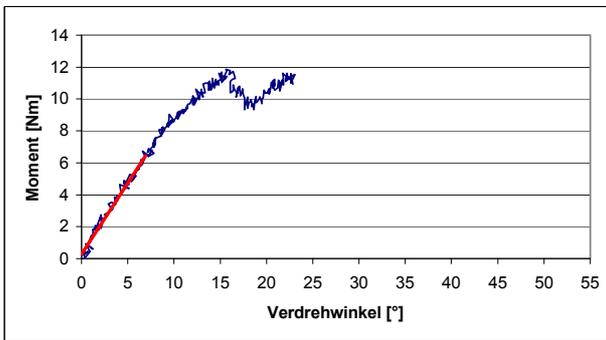
M max. in Nm	11,18	
Stichprobenumfang:	72	
Korrelationskoeffizient:	0,99	
Regressionsgerade:	$y=0,63x+0,18$	
Steigung (a) in Nm/°	0,63	
Achsenabschnitt:	0,18	
Hilfstabelle für Regressionsgerade:		
x-Koordinate:	0,00	6,13
y-Koordinate:	0,18	4,05

Präparat 9 / Gruppe 2



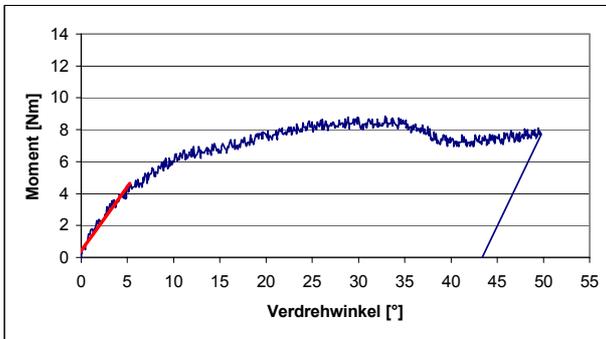
M max. in Nm	8,15
Stichprobenumfang:	62
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,82x+0,40$
Steigung (a) in Nm/°	0,82
Achsenabschnitt:	0,40
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 5,80
y-Koordinate:	0,40 5,15

Präparat 10 / Gruppe 2



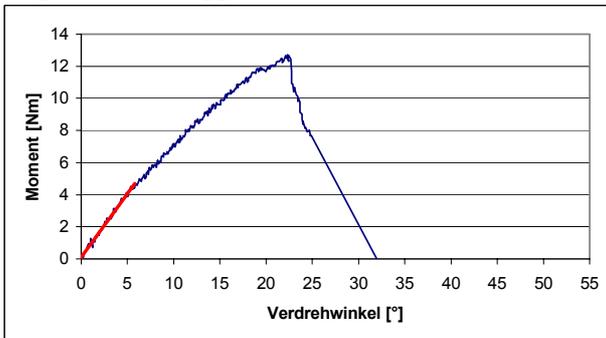
M max. in Nm	11,87
Stichprobenumfang:	75
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,89x+0,28$
Steigung (a) in Nm/°	0,89
Achsenabschnitt:	0,28
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 6,92
y-Koordinate:	0,28 6,44

Präparat 11 / Gruppe 2



M max. in Nm	8,84
Stichprobenumfang:	58
Korrelationskoeffizient:	0,97
Regressionsgerade:	$y=0,80x+0,45$
Steigung (a) in Nm/°	0,80
Achsenabschnitt:	0,45
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 5,24
y-Koordinate:	0,36 4,64

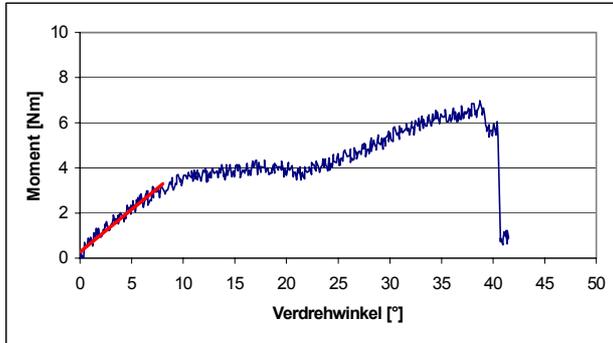
Präparat 12 / Gruppe 2



M max. in Nm	12,72
Stichprobenumfang:	66
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,79x+0,11$
Steigung (a) in Nm/°	0,79
Achsenabschnitt:	0,11
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 5,80
y-Koordinate:	0,11 4,70

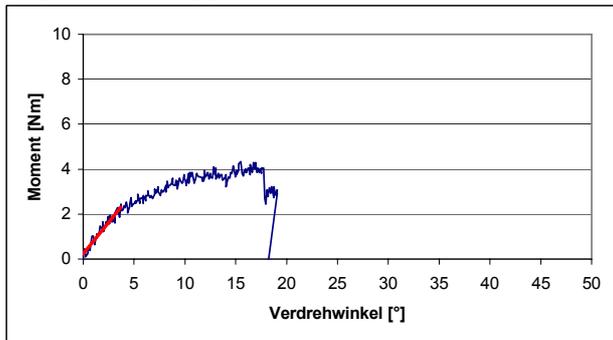
9.7 primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 3 (5/5 mit)

Präparat 1 / Gruppe 3



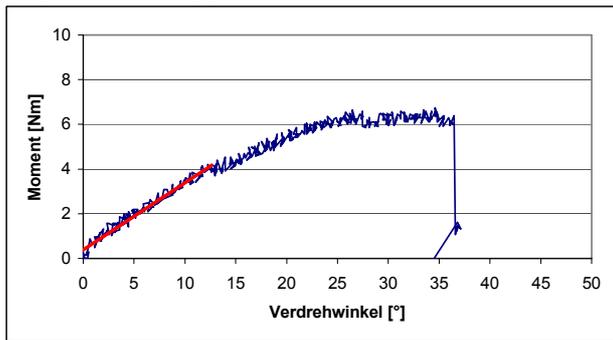
M max. in Nm	6,98
Stichprobenumfang:	97
Korrelationskoeffizient:	0,97
Regressionsgerade:	$y=0,38x+0,28$
Steigung (a) in Nm/°	0,38
Achsenabschnitt:	0,28
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 8,03
y-Koordinate:	0,28 3,30

Präparat 2 / Gruppe 3



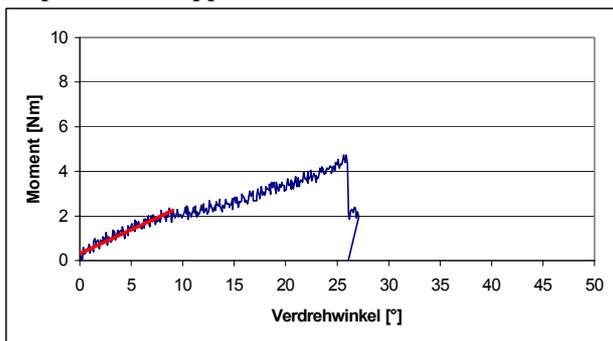
M max. in Nm	4,35
Stichprobenumfang:	43
Korrelationskoeffizient:	0,96
Regressionsgerade:	$y=0,56x+0,24$
Steigung (a) in Nm/°	0,56
Achsenabschnitt:	0,24
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 3,68
y-Koordinate:	0,24 2,31

Präparat 3 / Gruppe 3



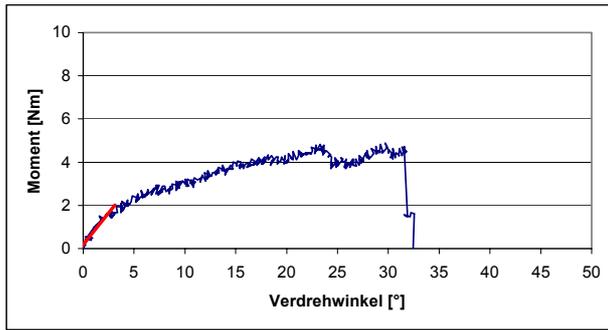
M max. in Nm	6,74
Stichprobenumfang:	139
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,30x+0,38$
Steigung (a) in Nm/°	0,30
Achsenabschnitt:	0,38
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 12,60
y-Koordinate:	0,35 4,16

Präparat 4 / Gruppe 3



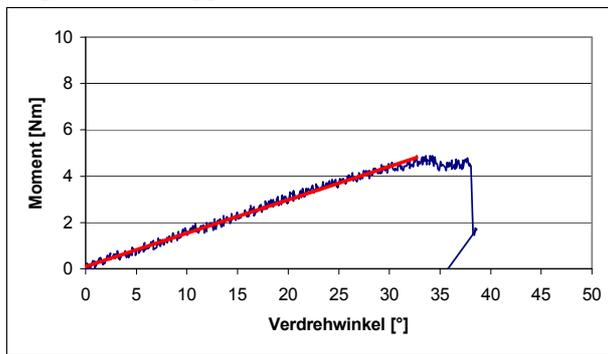
M max. in Nm	4,74
Stichprobenumfang:	102
Korrelationskoeffizient:	0,95
Regressionsgerade:	$y=0,21x+0,32$
Steigung (a) in Nm/°	0,21
Achsenabschnitt:	0,32
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 9,04
y-Koordinate:	0,32 2,26

Präparat 5 / Gruppe 3



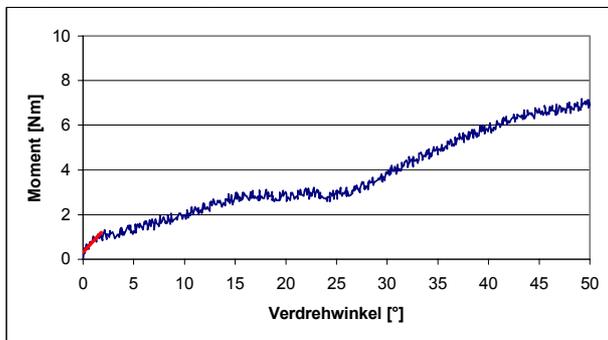
M max. in Nm	4,88
Stichprobenumfang:	33
Korrelationskoeffizient:	0,96
Regressionsgerade:	$y=0,58x+0,19$
Steigung (a) in Nm/°	0,58
Achsenabschnitt:	0,19
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,22 3,12
y-Koordinate:	0,06 2,01

Präparat 6 / Gruppe 3



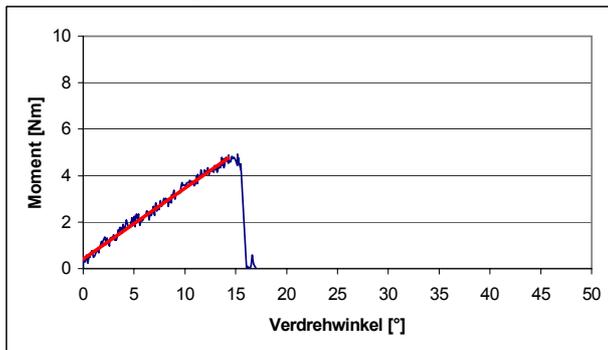
M max. in Nm	4,88
Stichprobenumfang:	363
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,14x+0,10$
Steigung (a) in Nm/°	0,14
Achsenabschnitt:	0,10
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 32,69
y-Koordinate:	0,10 4,80

Präparat 7 / Gruppe 3



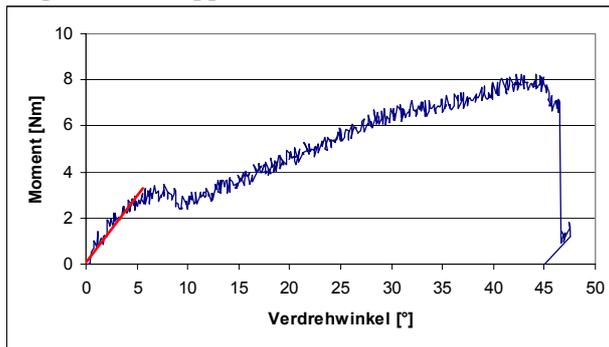
M max. in Nm	7,38
Stichprobenumfang:	19
Korrelationskoeffizient:	0,89
Regressionsgerade:	$y=0,50x+0,31$
Steigung (a) in Nm/°	0,50
Achsenabschnitt:	0,31
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 1,78
y-Koordinate:	0,31 1,20

Präparat 8 / Gruppe 3



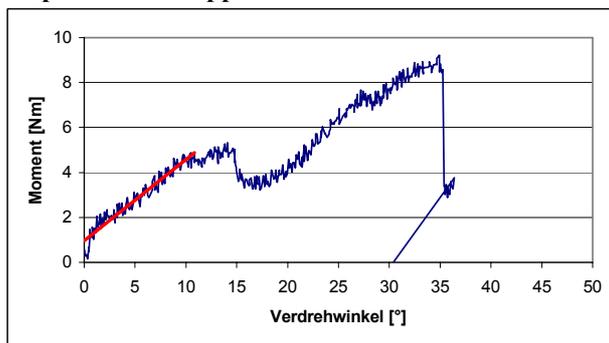
M max. in Nm	4,93
Stichprobenumfang:	152
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,31x+0,41$
Steigung (a) in Nm/°	0,31
Achsenabschnitt:	0,41
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 14,27
y-Koordinate:	0,41 4,77

Präparat 9 / Gruppe 3



M max. in Nm	8,25
Stichprobenumfang:	68
Korrelationskoeffizient:	0,96
Regressionsgerade:	$y=0,57x+0,08$
Steigung (a) in Nm/°	0,57
Achsenabschnitt:	0,08
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 5,58
y-Koordinate:	0,02 3,28

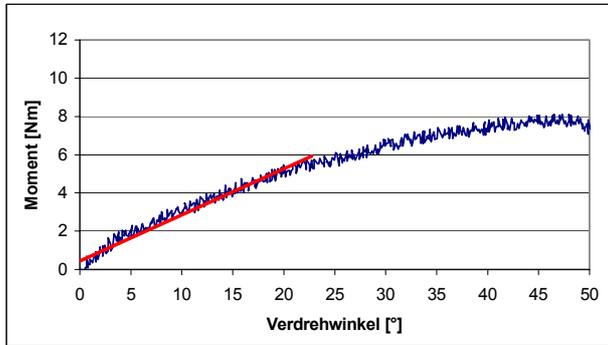
Präparat 10 / Gruppe 3



M max. in Nm	9,23
Stichprobenumfang:	126
Korrelationskoeffizient:	0,97
Regressionsgerade:	$y=0,36x+0,97$
Steigung (a) in Nm/°	0,36
Achsenabschnitt:	0,97
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 10,82
y-Koordinate:	0,97 4,88

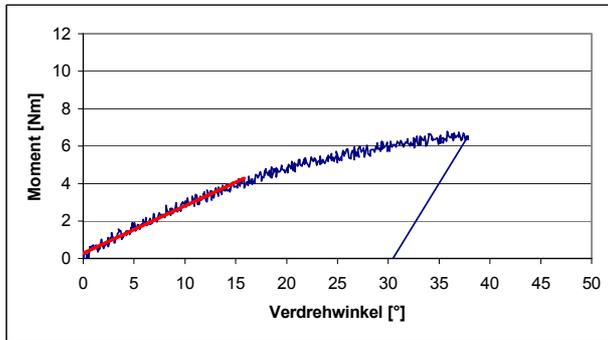
9.8 primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 4 (5/5 ohne)

Präparat 1 / Gruppe 4



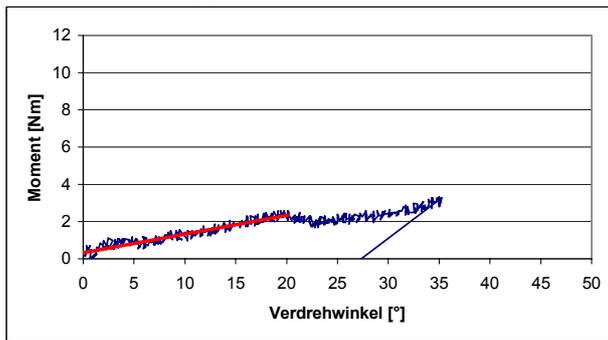
M max. in Nm	8,11
Stichprobenumfang:	250
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,24x+0,44$
Steigung (a) in Nm/°	0,24
Achsenabschnitt:	0,44
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 22,76
y-Koordinate:	0,44 5,93

Präparat 2 / Gruppe 4



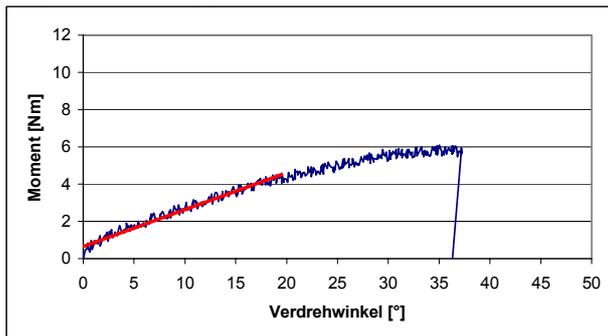
M max. in Nm	6,79
Stichprobenumfang:	177
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,25x+0,27$
Steigung (a) in Nm/°	0,25
Achsenabschnitt:	0,27
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 15,84
y-Koordinate:	0,27 4,28

Präparat 3 / Gruppe 4



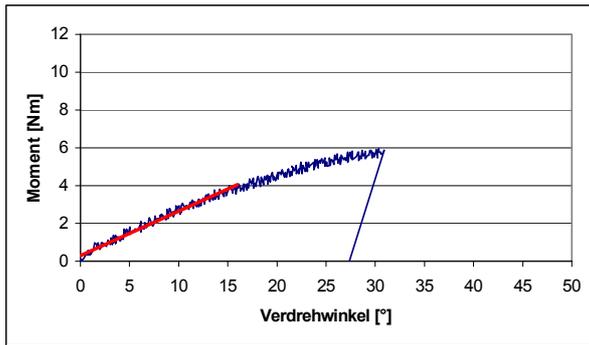
M max. in Nm	3,32
Stichprobenumfang:	231
Korrelationskoeffizient:	0,95
Regressionsgerade:	$y=0,10x+0,33$
Steigung (a) in Nm/°	0,10
Achsenabschnitt:	0,33
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,22 20,19
y-Koordinate:	0,31 2,35

Präparat 4 / Gruppe 4



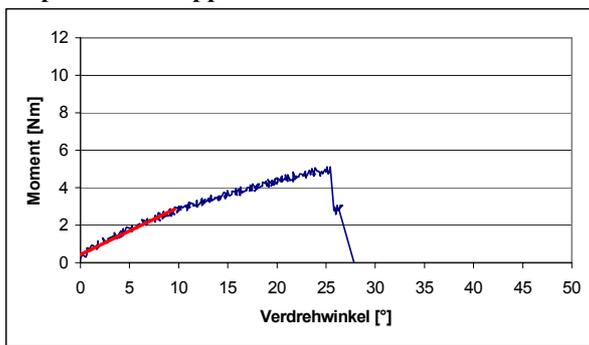
M max. in Nm	6,1
Stichprobenumfang:	209
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,20x+0,66$
Steigung (a) in Nm/°	0,20
Achsenabschnitt:	0,66
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 19,52
y-Koordinate:	0,66 4,52

Präparat 5 / Gruppe 4



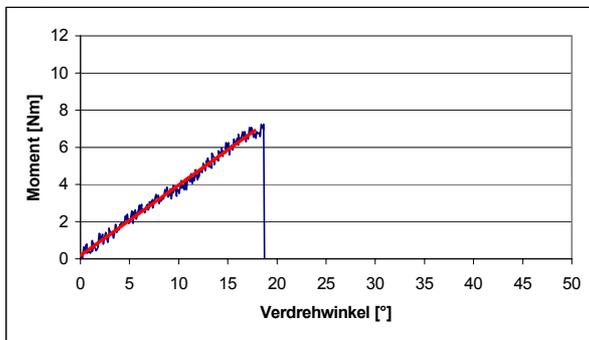
M max. in Nm	5,96
Stichprobenumfang:	173
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,23x+0,31$
Steigung (a) in Nm/°	0,23
Achsenabschnitt:	0,31
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 15,95
y-Koordinate:	0,31 4,05

Präparat 6 / Gruppe 4



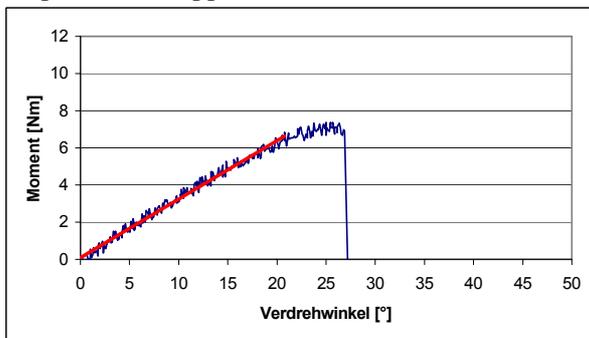
M max. in Nm	5,13
Stichprobenumfang:	110
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,25x+0,43$
Steigung (a) in Nm/°	0,25
Achsenabschnitt:	0,43
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,45 9,59
y-Koordinate:	0,32 2,87

Präparat 7 / Gruppe 4



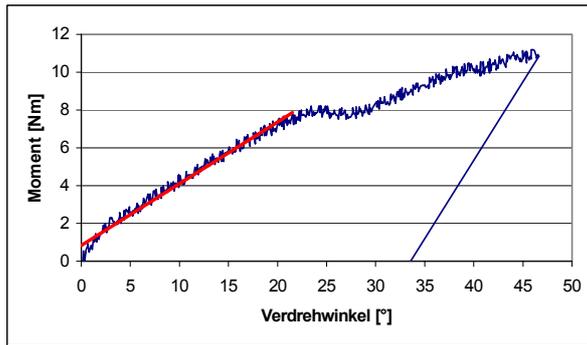
M max. in Nm	7,23
Stichprobenumfang:	190
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,38x+0,18$
Steigung (a) in Nm/°	0,38
Achsenabschnitt:	0,18
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 17,73
y-Koordinate:	0,17 6,91

Präparat 8 / Gruppe 4



M max. in Nm	7,37
Stichprobenumfang:	220
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,31x+0,09$
Steigung (a) in Nm/°	0,31
Achsenabschnitt:	0,09
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 20,75
y-Koordinate:	0,09 6,62

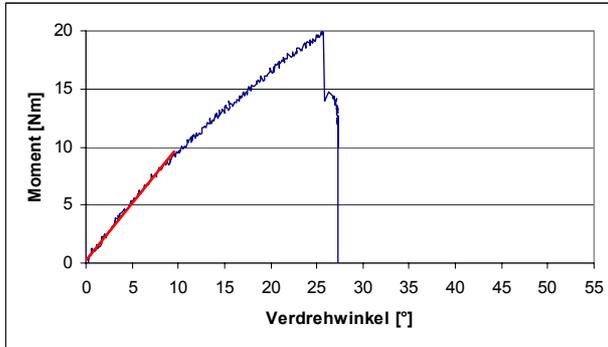
Präparat 9 / Gruppe 4



M max. in Nm	11,18	
Stichprobenumfang:	235	
Korrelationskoeffizient:	0,99	
Regressionsgerade:	$y=0,33x+0,85$	
Steigung (a) in Nm/°	0,33	
Achsenabschnitt:	0,85	
Hilfstabelle für Regressionsgerade:		
x-Koordinate:	0,00	21,53
y-Koordinate:	0,85	7,86

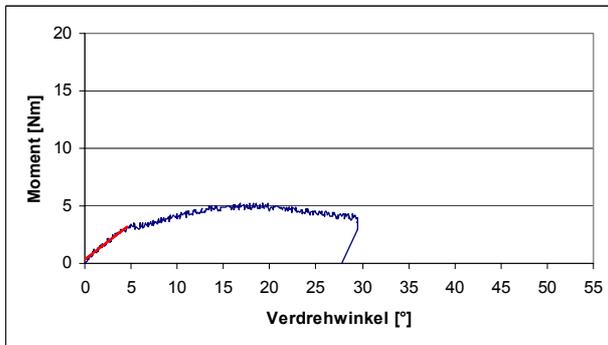
9.9 primäre Rotationsstabilität / Korrelationskoeffizienten Gruppe 5 (Nativknochen)

Präparat 1 / Gruppe 5



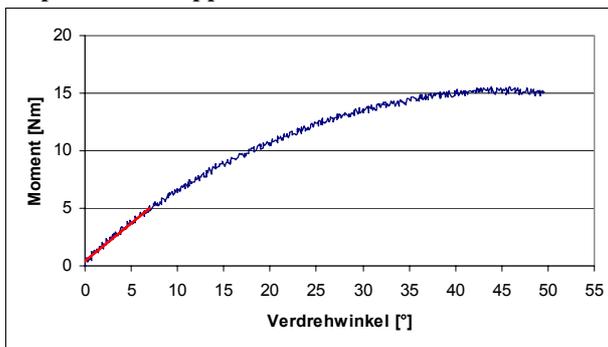
M max. in Nm	19,97
Stichprobenumfang:	111
Korrelationskoeffizient:	1,00
Regressionsgerade:	$y=0,99x+0,20$
Steigung (a) in Nm/°	0,99
Achsenabschnitt:	0,20
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 9,48
y-Koordinate:	0,20 9,56

Präparat 2 / Gruppe 5



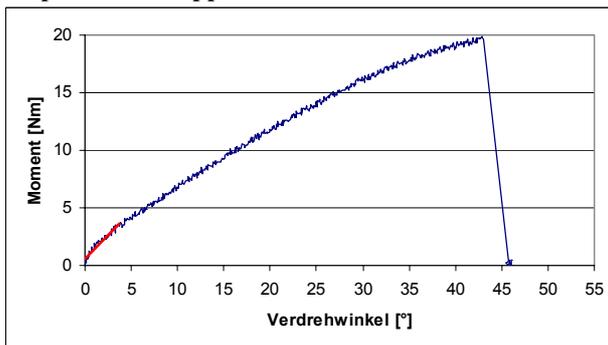
M max. in Nm	5,23
Stichprobenumfang:	50
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,64x+0,29$
Steigung (a) in Nm/°	0,64
Achsenabschnitt:	0,29
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 4,58
y-Koordinate:	0,29 3,21

Präparat 3 / Gruppe 5



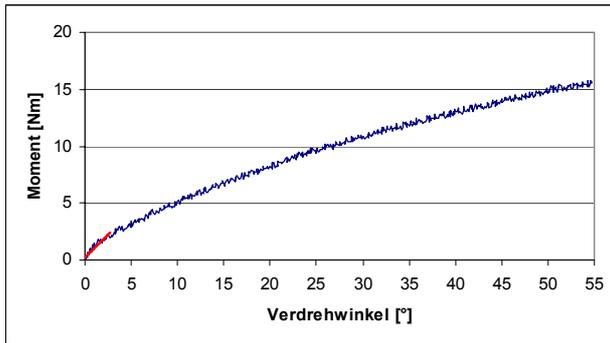
M max. in Nm	15,53
Stichprobenumfang:	85
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,67x+0,40$
Steigung (a) in Nm/°	0,67
Achsenabschnitt:	0,40
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 6,92
y-Koordinate:	0,33 5,04

Präparat 4 / Gruppe 5



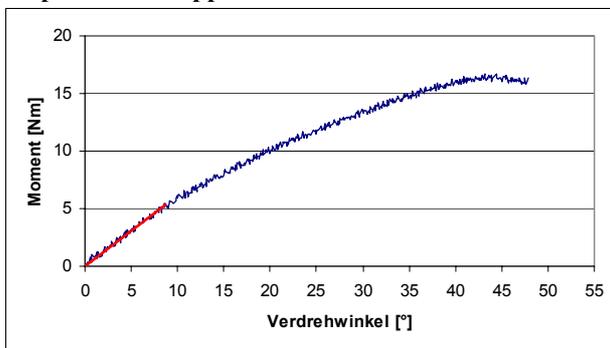
M max. in Nm	19,87
Stichprobenumfang:	50
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,85x+0,53$
Steigung (a) in Nm/°	0,85
Achsenabschnitt:	0,53
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 3,68
y-Koordinate:	0,53 3,66

Präparat 5 / Gruppe 5



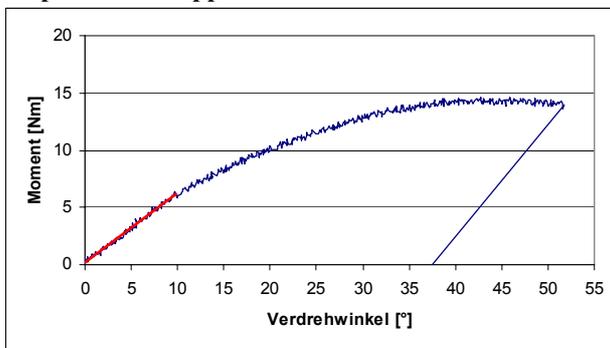
M max. in Nm	15,77
Stichprobenumfang:	41
Korrelationskoeffizient:	0,95
Regressionsgerade:	$y=0,82x+0,21$
Steigung (a) in Nm/°	0,82
Achsenabschnitt:	0,21
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 2,68
y-Koordinate:	0,21 2,40

Präparat 6 / Gruppe 5



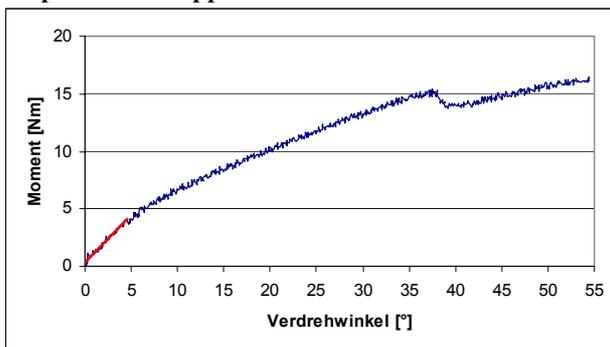
M max. in Nm	16,65
Stichprobenumfang:	100
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,61x+0,05$
Steigung (a) in Nm/°	0,61
Achsenabschnitt:	0,05
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 8,70
y-Koordinate:	0,05 5,33

Präparat 7 / Gruppe 5



M max. in Nm	14,60
Stichprobenumfang:	113
Korrelationskoeffizient:	0,99
Regressionsgerade:	$y=0,61x+0,13$
Steigung (a) in Nm/°	0,61
Achsenabschnitt:	0,13
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	-0,11 9,82
y-Koordinate:	0,06 6,15

Präparat 8 / Gruppe 5



M max. in Nm	16,41
Stichprobenumfang:	57
Korrelationskoeffizient:	0,98
Regressionsgerade:	$y=0,83x+0,31$
Steigung (a) in Nm/°	0,83
Achsenabschnitt:	0,31
Hilfstabelle für Regressionsgerade:	
x-Koordinate:	0,00 4,57
y-Koordinate:	0,31 4,09

9.10 Mann-Whitney-Tests primäre Rotationsstabilität

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	1 (4/5 mit)	9	14,67	132,00
	2 (4/5 ohne)	12	8,25	99,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 1 - Gruppe 2):
0,018

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	1 (4/5 mit)	9	14,67	132,00
	3 (5/5 mit)	10	5,80	58,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 1 - Gruppe 3):
0,000

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	1 (4/5 mit)	9	14,00	126,00
	4 (5/5 ohne)	9	5,00	45,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 1 - Gruppe 4):
0,000

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	1 (4/5 mit)	9	10,06	90,50
	5 (nativ)	8	7,81	62,50
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 1 - Gruppe 5):
0,383

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	2 (4/5 ohne)	12	14,96	179,50
	3 (5/5 mit)	10	7,35	73,50
	Gesamt	22		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 2 - Gruppe 3):
0,005

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	2 (4/5 ohne)	12	15,50	186,00
	4 (5/5 ohne)	9	5,00	45,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 2 - Gruppe 4):
0,000

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	2 (4/5 ohne)	12	8,63	103,50
	5 (nativ)	8	13,31	106,50
	Gesamt	20		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 2 - Gruppe 5):
0,086

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	3 (5/5 mit)	10	12,30	123,00
	4 (5/5 ohne)	9	7,44	67,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 3 - Gruppe 4):
0,062

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	3 (5/5 mit)	10	5,50	55,00
	5 (nativ)	8	14,50	116,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 3 - Gruppe 5):
0,000

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Steigung [Nm/°]	4 (5/5 ohne)	9	5,00	45,00
	5 (nativ)	8	13,50	108,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz primäre Rotationsstabilität

(Gruppe 4 - Gruppe 5):
0,000

9.11 Mann-Whitney-Tests maximal erreichtes Drehmoment

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	1 (4/5 mit)	9	9,11	82,00
	2 (4/5 ohne)	12	12,42	149,00
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 1 - Gruppe 2):
0,247

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	1 (4/5 mit)	9	13,11	118,00
	3 (5/5 mit)	10	7,20	72,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 1 - Gruppe 3):
0,021

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	1 (4/5 mit)	9	11,17	100,50
	4 (5/5 ohne)	9	7,83	70,50
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 1 - Gruppe 4):
0,198

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	1 (4/5 mit)	9	6,00	54,00
	5 (nativ)	8	12,38	99,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 1 - Gruppe 5):
0,008

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	2 (4/5 ohne)	12	14,92	179,00
	3 (5/5 mit)	10	7,40	74,00
	Gesamt	22		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 2 - Gruppe 3):
0,005

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	2 (4/5 ohne)	12	13,96	167,50
	4 (5/5 ohne)	9	7,06	63,50
	Gesamt	21		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 2 - Gruppe 4):
0,010

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	2 (4/5 ohne)	12	7,42	89,00
	5 (nativ)	8	15,13	121,00
	Gesamt	20		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 2 - Gruppe 5):
0,003

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	3 (5/5 mit)	10	8,90	89,00
	4 (5/5 ohne)	9	11,22	101,00
	Gesamt	19		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 3 - Gruppe 4):
0,388

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	3 (5/5 mit)	10	6,00	60,00
	5 (nativ)	8	13,88	111,00
	Gesamt	18		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 3 - Gruppe 5):
0,001

	GRUPPE	N	Mittlerer Rang	Rangsumme
maximales Drehmoment [Nm]	4 (5/5 ohne)	9	5,78	52,00
	5 (nativ)	8	12,63	101,00
	Gesamt	17		

exakte 2-seitige Signifikanz maximales Drehmoment
(Gruppe 4 - Gruppe 5):
0,004

10 Literaturverzeichnis

- 1 **Adams ME** Hype about glucosamine. *Lancet* 354 (1999): 353-354
- 2 **Adams ME, Atkinson MH, Lussier AJ, Schulz JI, Siminovitch KA, Wade JP, Zimmer M** The role of viscosupplementation with hylan G-F 20 (Synvisc) in the treatment of osteoarthritis of the knee: a canadian multicenter trial comparing hylan G-F 20 alone, hylan G-F 20 with non-steroidal anti-inflammatory drugs (NSAIDs) and NSAIDs alone. *Osteoarthritis Cartilage* 3 (1995): 213-225
- 3 **Adili A, Bhandari M, Giffin R, Whatley C, Kwok DC** 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* 10 (2001): 169-176
- 4 **Aglietti P, Rinanopoli E, Stringa G, Taviani A** Tibial osteotomy for the varus osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res* 176 (1983): 239-251
- 5 **Agneskirchner JD, Brucker P, Burkart AC, Imhoff AB** Large osteochondral defects of the femoral condyle: press-fit transplantation of the posterior femoral condyle (MEGA-OATS). *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 10 (2002): 160-168
- 6 **Agneskirchner JD, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Imhoff AB, Lobenhoffer P** Effect of high tibial flexion osteotomy on cartilage pressure and joint kinematics: a biomechanical study in human cadaveric knees. *Arch Orthop Trauma Surg* 124 (2004): 575-584
- 7 **Agneskirchner JD, De Simoni C, Staubli AE, Lobenhoffer P** Open-wedge Osteotomie: Konzepte und erste Erfahrungen. *Arthroscopy* 17 (2004): 246-255
- 8 **Ahlbäck S** Osteoarthrosis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol* 277 (1968): 7-72
- 9 **Aichroth PM, Patel DV, Moyes ST** A prospective review of arthroscopic débridement for degenerative joint disease of the knee. *Int Orthop* 15 (1991): 351-355
- 10 **Akizuki S, Yasukawa Y, Takizawa T** Does arthroscopic abrasion arthroplasty promote cartilage regeneration in osteoarthritic knees with eburnation? A prospective study of high tibial osteotomy with abrasion arthroplasty versus high tibial osteotomy alone. *Arthroscopy* 13 (1997): 9-17
- 11 **Allen PR, Denham RA, Swan AV** Late degenerative changes after meniscectomy: factors affecting the knee after operation. *J Bone Joint Surg* 66 Br (1984): 666-671
- 12 **Amendola A, Fowler PJ, Puddu G** Opening-wedge high tibial osteotomy: rationale and surgical technique. Video presented at the *Annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. March 19-23, New Orleans, LA (1998)*
- 13 **Amendola A, Rorabeck CH, Bourne RB, Apyan PM** Total knee arthroplasty following high tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Arthroplasty* 4 (1989): 11-17
- 14 **American College of Rheumatology Subcommittee on Osteoarthritis Guidelines** Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. *Arthritis Rheum* 43 (2000): 1905-1915
- 15 **Andriacchi TP** Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am* 25(3) (1994): 395-403
- 16 **Asang E, Grimm C, Krexha H** Telemetrische Elektromyographie und Elektrodynamographie beim alpinen Skilauf. *EEG-EMG* 6 (1975): 1-10
- 17 **Asang E, Grimm C, Krexha H, Wittmann G** Skitelemetrie. *Wissenschaftliche Schriftenreihe des IAS. München: TÜV-Verlag (1974)*
- 18 **Asang E, Lange J** Belastungsfähigkeit der Tibia von Kindern. 2. *Forum Davos (1976): 191-193*
- 19 **Asang E, Wittmann G** Experimentelle und praktische Biomechanik des menschlichen Beins. *Med Sport Sci.* 8 (1973): 245-255

- 20 **Aydođdu S, Çullu E, Araç N, Varolğüneş N, Sur H** Prolonged peroneal nerve dysfunction after high tibial osteotomy : pre- and postoperative electrophysiological study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8 (2000): 305-308
- 21 **Aydođdu S, Sur H** High tibial osteotomy for varus deformity superior to 20 degrees. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 83 (1997): 439-446
- 22 **Barber-Westin SD, Noyes FR, McCloskey JW** Rigorous statistical reliability, validity, and responsiveness testing of the Cincinnati Knee Rating System in 350 subjects with uninjured, injured, or anterior cruciate ligament-reconstructed knees. *Am J Sports Med* 27(4) (1999): 402-416
- 23 **Barret WP, Scott RD** Revision of failed unicondylar unicompartmental knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 69 Am (1987): 1328-1335
- 24 **Bauer GCH, Insall JN, Koshino T** Tibial osteotomy in gonarthrosis (osteoarthritis of the knee). *J Bone Joint Surg* 51 Am (1969): 1545-1563
- 25 **Bauer GCH, et al.** Tibial osteotomy in gonarthrosis (osteoarthritis of the knee). *J Bone Joint Surg* 52 Am (1973): 330-336
- 26 **Baumgaertner MR, Cannon WD Jr., Vittori JM, Schmidt ES, Maurer RC** Arthroscopic débridement of the arthritic knee. *Clin Orthop Relat Res* 253 (1990): 197-202
- 27 **Beaver RJ, Mahomed M, Backstein D, Davis A, Zukor DJ, Gross AE** Fresh osteochondral allografts for post-traumatic defects in the knee. A survivorship analysis. *J Bone Joint Surg* 74 Br (1992): 105-110
- 28 **Bellamy N, Goldsmith CH, Buchanan WW, Campbell J, Duku E** Observations using the WOMAC osteoarthritis index. *Br J Rheumatol* 30 (1991): 150-151
- 29 **Berger RA, Nedeff DD, Barden RM, Sheinkop MM, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Galante JO** Unicompartmental knee arthroplasty. Clinical experience at 6- to 10-year follow-up. *Clin Orthop Relat Res* 367 (1999): 50-60
- 30 **Berman AT, Bosacco SJ, Kirshner S, Avolio A Jr.** Factors influencing long-term results in high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 272 (1991): 192-198
- 31 **Bert JM, Maschka K** The arthroscopic treatment of unicompartmental gonarthrosis: a five-year follow-up study of abrasion arthroplasty plus arthroscopic débridement and arthroscopic débridement alone. *Arthroscopy* 5 (1989): 25-32
- 32 **Bettin D, Karbowski A, Schwering L, Matthiaß HH** Time-dependent clinical and roentgenographical results of Coventry high tibial valgisation osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 117 (1998): 53-57
- 33 **Beyerlein J, Imhoff AB** SaluCartilage™ - ein neuer künstlicher Knorpelersatz für die arthroskopische Behandlung der fokalen Osteonekrose. *Arthroscopy* 16 (2003): 34-39
- 34 **Billings A, Scott DF, Camargo MP, Hofmann AA** High tibial osteotomy with a calibrated osteotomy guide, rigid internal fixation, and early motion. Long-term follow-up. *J Bone Joint Surg* 82 Am (2000): 70-79
- 35 **Blauth W, Stünitz B, Hassenpflug J** Die interligamentäre valgisierende Tibiakopfstellungsosteotomie bei Varus-Gonarthrose. *Oper Orthop Traumatol* 5 (1993): 1-15
- 36 **Blevins FT, Steadman JR, Rodrigo JJ, Silliman JF** Treatment of articular cartilage defects in athletes: an analysis of functional outcome and lesion appearance. *Orthopedics* 21 (1998): 761-768
- 37 **Bobic V** Arthroscopic osteochondral autograft transplantation in anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary clinical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 3 (1996): 292-264
- 38 **Böhler M, Fuss FK, Schachinger W, Wöfl G, Knahr K** Loss of correction after lateral closing wedge high tibial osteotomy - a human cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg* 119 (1999): 232-235
- 39 **Bonamo JJ, Kessler KJ, Noah J** Arthroscopic meniscectomy in patients over the age of 40. *Am J Sports Med* 20 (1992): 422-428; discussion 428-429

- 40 **Bourne RB, Finlay JB, Papadopoulos P, Rorabeck CH, Andrae P** In vitro strain distribution in the proximal tibia. Effect of varus valgus loading in the normal and osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res* 188 (1984): 285-292
- 41 **Bradley JD, Brandt KD, Katz BP, Kalasinski LA, Ryan SI** Comparison of an antiinflammatory dose of ibuprofen, an analgetic dose of ibuprofen, and acetaminophen in the treatment of patients with osteoarthritis of the knee. *N Engl J Med* 325 (1991): 87-91
- 42 **Brandt KD** Should osteoarthritis be treated with nonsteroidal anti-inflammatory drugs? *Rheum Dis Clin North Am* 19 (1993): 697-712
- 43 **Brittberg M, Faxen E, Peterson L** Carbon fiber scaffolds in the treatment of early knee osteoarthritis. A prospective 4-year follow-up of 37 patients. *Clin Orthop Relat Res* 307 (1994): 155-164
- 44 **Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson C, Isaksson O, Peterson L** Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *N Engl J Med* 331 (1994): 889-895
- 45 **Brocklehurst R, Bayliss MT, Maroudas A, Coysh HL, Freemnan HA, Revell PA, Ali SY** The composition of normal and osteoarthritic articular cartilage from human knee joints. With special reference to unicompartamental replacement and osteotomy of the knees. *J Bone Joint Surg* 66 Am (1984): 95-106
- 46 **Brooks PM, Day RO** Nonsteroidal antiinflammatory drugs - differences and similarities. *N Engl J Med* 324 (1991): 1716-1725
- 47 **Broughton NS, Newman JH, Baily RA** Unicompartamental replacement and high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. A comparative study after 5-10 years' follow-up. *J Bone Joint Surg* 68 Br (1986): 447-452
- 48 **Brown CR Jr.** Medical treatment of arthritis. In: *Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, Rosenberg AG (editors). Orthopaedic knowledge update. Hip and knee reconstruction. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons (1995): 69-78*
- 49 **Bruce W, Macdessi S, van der Wall H** Reversal of medial compartment osteoarthritic uptake pattern after high tibial osteotomy. *Clin Nucl Med* 11 (2001): 916-918
- 50 **Brucker P, Agneskirchner JD, Burkart AC, Imhoff AB** MEGA-OATS. Technik und Ergebnisse. *Unfallchirurg* 105 (2002): 443-449
- 51 **Bucholz RW, Carton A, Holmes R** Interporous hydroxyapatite as a bone graft substitute in tibial plateau fractures. *Clin Orthop Relat Res* 240 (1989): 53-62
- 52 **Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR (editors)** Orthopaedic basic science: biology and biomechanics of the musculoskeletal system. 2nd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons (2000)
- 53 **Buckwalter JA, Lane NE** Athletics and osteoarthritis. *Am J Sports Med* 25 (1997): 873-881
- 54 **Buckwalter JA, Mankin HJ** Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation. *Instructional Course Lectures* 47 (1998): 487-504
- 55 **Buckwalter JA, Mow VC, Ratcliffe A** Restoration of injured or degenerated articular cartilage. *J Am Acad Orthop Surg* 2 (1994): 192-201
- 56 **Burkart AC, Imhoff AB** Erste Ergebnisse nach autologer Chondrozytenimplantation in Korrelation mit Kernspintomographie, Histologie und Arthroskopie. In: *Imhoff AB, Burkart AC (Herausgeber) Knieinstabilität und Knorpelschaden. Steinkopff, Darmstadt (1998)*
- 57 **Burkart AC, Imhoff AB** Bildgebung nach autologer Chondrozytentransplantation: Korrelation kernspintomographischer, histologischer und arthroskopischer Befunde. *Orthopäde* 29 (2000): 135-144
- 58 **Burkart AC, Schoettle PB, Imhoff AB** Operative Therapiemöglichkeiten des Knorpelschadens. *Unfallchirurg* 104 (2001): 798-807

- 59 **Burks RT** Arthroscopy and degenerative arthritis of the knee: a review of the literature. *Arthroscopy* 6 (1990): 43-47
- 60 **Cameron JC, Saha S** Meniscal allograft transplantation for unicompartmental arthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 337 (1997): 164-171
- 61 **Campanacci M, Cervellati C, Donati U** Autogenous patella as replacement for a resected femoral or tibial condyle. A report on 19 cases. *J Bone Joint Surg* 67 Br (1985): 557-563
- 62 **Capra SW, Fehrin TL** Unicompartmental arthroplasty. A survivorship analysis. *J Arthroplasty* 7 (1992): 247-251
- 63 **Cartier P, Chebib S** Unicompartmental knee arthroplasty. 2-10 years of follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 2 (1987): 157-162
- 64 **Cass JR, Bryan RS** High tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 230 (1988): 196-199
- 65 **Casscells SW** What, if any, are the indications for arthroscopic débridement of the osteoarthritic knee? *Arthroscopy* 6 (1990): 169-170
- 66 **Catagni MA, Guerreschi F, Ahmad TS, Cattaneo R** Treatment of genu varum in medial compartment osteoarthritis of the knee using the Ilizarov method. *Orthop Clin North Am* 25(3) (1994): 509-514
- 67 **Chesnut WJ** Preoperative diagnostic protocol to predict candidates for unicompartmental arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 273 (1991): 146-150
- 68 **Christensen NO** Unicompartmental prosthesis for gonarthrosis. A nine-year series of 575 knees from a Swedish hospital. *Clin Orthop Relat Res* 367 (1991): 165-169
- 69 **Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ** Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 15 (1997): 577-584
- 70 **Closkey RF, Windsor RE** Alterations in the patella after a high tibial or distal femoral osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 389 (2001): 51-56
- 71 **Cole BJ, Freedman KB, Taksali S, Hingtgen B, DiMasi M, Bach BR Jr., Hurwitz DE** Use of a lateral offset short-leg walking cast before high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 408 (2003): 209-217
- 72 **Cole BJ, Harner CD** Degenerative arthritis of the knee in active patients: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 7 (1999): 389-402
- 73 **Convery FR, Akeson WH, Amiel D, Meyers MH, Monosov A** Long-term survival of chondrocytes in an osteochondral articular cartilage allograft. A case report. *J Bone Joint Surg* 78 Am (1996): 1082-1088
- 74 **Convery FR, Akeson WH, Keown GH** The repair of large osteochondral defects. An experimental study in horses. *Clin Orthop Relat Res* 82 (1972): 253-262
- 75 **Convery FR, Botte MJ, Akeson WH, Meyers MH** Chondral defects of the knee. *Contemp Orthop* 28 (1994): 101-107
- 76 **Convery FR, Meyers MH, Akeson WH** Fresh osteochondral allografting of the femoral condyle. *Clin Orthop Relat Res* 273 (1991): 139-145
- 78 **Cooke TD, Scudamore RA, Bryant JT, Sorbie C, Siu D, Fisher B** A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications. *J Bone Joint Surg* 73 Br (1991): 715-720
- 79 **Coventry MB** Osteotomy of the upper portion of the tibia for degenerative arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 47 Am (1965): 984-990
- 80 **Coventry MB** Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg* 55 Am (1973): 23-48
- 81 **Coventry MB** Upper tibial osteotomy for gonarthrosis. The evolution of the operation in the last 18 years and long-term results. *Orthop Clin North Am* 10 (1979): 191-210

- 82 **Coventry MB** Upper tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 182 (1984): 46-52
- 83 **Coventry MB** Current concepts review. Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg 67 Am* (1985): 1136-1140
- 84 **Coventry MB, Bowman PW** Long-term results of upper tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee. *Acta Orthop Bel* 48 (1982): 139-156
- 85 **Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL** Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. *J Bone Joint Surg 75 Am* (1993): 196-201
- 86 **Curl WW, Krome J, Gordon ES, Rushing J, Smith BP, Poehling GG** Cartilage injuries: a review of 31516 knee arthroscopies. *Arthroscopy* 13 (1997): 456-460
- 87 **Dalury DF, Ewald FC, Christie MJ, Scott RD** Total knee arthroplasty in a group of patients less than 45 years of age. *J Arthroplasty* 10 (1995): 598-602
- 88 **Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR** Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med* 22 (1994): 632-644
- 89 **De Simoni C, Staubli A** Neue Fixationstechniken für mediale open-wedge Osteotomien der proximalen Tibia. *Swiss Med Wkly* 119 (2000): 130
- 90 **Dearborn JT, Eakin CL, Skinner HB** Medial compartment arthrosis of the knee. *Am J Orthop* 25(1) (1996): 18-26
- 91 **Dejour D, Bonin N, Locatelli E** Tibial antirecurvatum osteotomies. *Oper Tech Sports Med* 8 (2000): 67-70
- 92 **Desjardins MR, Hurtig MB, Palmer NC** Heterotopic transfer of fresh and kryopreserved autogenous articular cartilage in the horse. *Vet Surg* 20 (1991): 434-445
- 93 **Devas MB** High tibial osteotomy for arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 51 Br* (1969): 95-99
- 94 **Diduch DR, Insall JN, Scott WN, Scuderi GR, Font-Rodriguez D** Total knee replacement in young, active patients. Long-term follow-up and functional outcome. *J Bone Joint Surg 79 Am* (1997): 757-782
- 95 **Dirisamer F** Der posteriore Kondylentransfer: Biomechanische und klinische Untersuchungen. *Inaug.-Diss., TU München* (2001)
- 96 **Doherty M, Richard N, Hornby J, Powell R** Relation between synovial fluid C3 degradation products and local joint inflammation in rheumatoid arthritis, osteoarthritis, and chrysal associated arthropathy. *Ann Rheum Dis* 47 (1998): 190-197
- 97 **Dugdale TW, Noyes FR, Stryer D** Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clin Orthop Relat Res* 274 (1992): 248-264
- 98 **Dutkowsky JP** Miscellaneous nontraumatic disorders. In: *Crenshaw AH (editor): Campbell's Operative Orthopedics. 8th ed. St Louis, Mo: Mosby-Year Book* (1992): 1957-2058.
- 99 **Edelson R, Burks RT, Bloebaum RD** Short-term effects of knee washout for osteoarthritis. *Am J Sports Med* 23 (1995): 345-349
- 100 **Ellis RE, Tso CY, Rudan JF, Harrison MM** A surgical planning and guidance system for high tibial osteotomy. *Comput Aided Surg* 4 (1999): 264-274
- 101 **Elsinger EC, Leal L** Corraline hydroxyapatite bone graft substitutes. *J Foot Ankle Surg* 35 (1996): 396-399
- 102 **Engl GA, Mc Auley JP** Unicondylar arthroplasty: an option for high-demand patients with gonarthrosis. *Instructional Course Lectures* 48 (1999): 143-148
- 103 **Evans RM, Brown E** Managing osteoarthritis: diagnosis and principles of care. *Chicago: American Medical Association. www.ama-assn.org/med-sci/course/oa/oshome.html* (1998)

- 104 **Felson DT, Anderson JJ, Naimark A, Walker AM, Meenan RF** Obesity and knee osteoarthritis. The Framingham Study. *Ann Intern Med* 109 (1988): 18-24
- 105 **Felson DT, Zhang Y, Anthony JM, Naimark A, Anderson JJ** Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. *Ann Intern Med* 116 (1992): 535-539
- 106 **Flamme CH, Kohn D, Kirsch L** Zur Berechtigung von verschiedenen Osteosynthesformen bei der Tibiakopfumstellungsosteotomie. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 137 (1999): 48-53
- 107 **Flamme CH, Kohn D, Kirsch L, Hurschler C** Primary stability of different implants used in conjunction with high tibial osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 119 (1999): 450-455
- 108 **Flierl S, Sabo D, Hornig K, et al.** Open wedge high tibial osteotomy using fractioned drill osteotomy: a surgical modification that lowers the complication rate. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4(3) (1996): 149-153
- 109 **Flynn JM, Springfield DS, Mankin HJ** Osteoarticular allografts to treat distal femoral osteonecrosis. *Clin Orthop Relat Res* 303 (1994): 38-43
- 110 **Friedmann MJ, Berasi CC, Fox JM, DelPizzo W, Snyder SJ, Ferkel RD** Preliminary results with abrasion arthroplasty in the osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res* 182 (1984): 200-205
- 111 **Frizziero L, Pasquali Ronchetti I** Intra-articular treatment of osteoarthritis of the knee: an arthroscopic and clinical comparison between sodium hyaluronate (500-730 kDa) and methylprednisolone acetate. *J Orthop Trauma* 3 (2003): 89-96
- 112 **Fuchs S** Bedeutung der Tibiakopfumstellungsosteotomie im Zeitalter von Endoprothesen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 137 (1999): 253-258
- 113 **Fujii K, Sai S, Tanak T, Tsuji M, Mori M, Murota K** Biological resurfacing of full-thickness defects in patellar cartilage utilizing autogenous periosteal grafts. *Read at the Combined Meeting of the Orthopedic Research Societies of USA, Japan, and Canada; Banff, Alberta, Canada, Oct. 27 (1991)*
- 114 **Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S** The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *Orthop Clin North Am* 10 (1979): 585-608
- 115 **Furukawa T, Eyre DR, Koide S, et al.** Biochemical studies on repair cartilageresurfacing experimental defects in the rabbit knee. *J Bone Joint Surg* 62 Am (1980): 79-89
- 116 **Garret JC** Fresh osteochondral allografts for treatment of articular defects in osteochondritis dissecans of the lateral femoral condyle in adults. *Clin Orthop Relat Res* 303 (1994): 33-37
- 117 **Garrett JC** Osteochondral allografts. *Instructional Course Lectures* 42 (1993): 355-358
- 118 **Garrett JC, Steensen RN, Stevensen RN** Meniscal transplantation in the human knee: a preliminary report. *Arthroscopy* 7 (1991): 57-62
- 119 **Gautier E, Thomann BW, Brantschen R, Jakob RP** Fixation of high tibial osteotomy with the AO cannulated knee plate. *Acta Orthop Scand* 70(4) (1999): 391-399
- 120 **Georgoulis AD, Makris CA, Papageorgious CD, et al.** Nerve and vessel injuries during high tibial osteotomy combined with distal fibular osteotomy: a clinically relevant anatomic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7 (1999): 15-19
- 121 **Gerdhem P, Abdon P, Odenbring S** Hemicallotaxis for medial gonarthrosis: a short-term follow-up of 21 patients. *Arch Orthop Trauma Surg* 122 (2002): 134-138
- 122 **Ghazavi MT, Pritzker KP, Davis AM, Gross AE** Fresh osteochondral allografts for post-traumatic osteochondral defects of the knee. *J Bone Joint Surg* 79 Br (1997): 1008-1013
- 123 **Giagounidis EM, Sell E** High tibial osteotomy: factors influencing the duration of satisfactory function. *Arch Orthop Trauma Surg* 119 (1999): 445-449

- 124 **Gibson JN, White MD, Chapman VM, Strachan RK** Arthroscopic lavage and débridement for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 74 Br (1992): 534-537*
- 125 **Gill GS, Chan KC, Mills DM** 5- to 18-year follow-up study of cemented total knee arthroplasty for patients 55 years old or younger. *J Arthroplasty 12 (1997): 49-54*
- 126 **Goh JCH, et al.** Gait analysis study on patients with varus osteoarthrosis of the knee. *Clin Orthop Relat Res 294 (1993): 223-231*
- 127 **Goodfellow JW, Tibrewal SB, Sherman KP, O'Connor JJ** Unicompartmental Oxford Meniscal knee arthroplasty. *J Arthroplasty 2 (1987): 1-9*
- 128 **Grelsamer RP** Unicompartmental osteoarthrosis of the knee. *J Bone Joint Surg 77 Am (1995): 278-292*
- 129 **Guttenberger R** Veränderungen der Elastizität und Bruchfestigkeit des menschlichen Schienbeins im fortgeschrittenen Lebensalter. *Inaug.-Diss., TU München (1974)*
- 130 **Ha'eri GB, Wiley AM** High tibial osteotomy combined with joint débridement: a long-term study of results. *Clin Orthop Relat Res 151 (1980): 153-159*
- 131 **Haggart GE** Surgical treatment of degenerative arthritis of the knee joint. *N Engl J Med 236 (1947): 971*
- 132 **Hangody L, Karpati Z, Szigeti I, Sükösd L** Clinical experience with the mosaic technique. *Review of Osteology 4 (1996): 32-36*
- 133 **Hangody L, Kish G, Karpati Z, Udvarhelyi I, Szigeti I, Bely M** Mosaicplasty for the treatment of articular cartilage defects: application in clinical practice. *Orthopedics 21 (1998): 751-756*
- 134 **Hardaker WT, Garrett WE, Bassett FH** Evaluation of acute traumatic hemarthrosis of the knee joint. *South Med J 83 (1990): 640-644*
- 135 **Harrington IJ** Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *J Bone Joint Surg 65 Am (1983): 247-259*
- 136 **Harris WR, Kostuik JP** High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 52 Am (1970): 330-336*
- 137 **Hartford JM, Hester P, Watt PM, Hamilton D, Rohmiller M, Pienkowski D** Biomechanical superiority of plate fixation for proximal tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res 412 (2003): 125-130*
- 138 **Hassenpflug J, von Haugwitz A, Hahne HJ** Langfristige Ergebnisse nach Tibiakopfosteotomie. *Z Orthop Ihre Grenzgeb 136 (1998): 154-161*
- 139 **Hauser W** Torsionsfrakturen der menschlichen Tibia im dynamischen Zeitbereich. *Inaug.-Diss., TU München (1978)*
- 140 **Hauser W, Asang E** Stoß- und Schlagbelastung des menschlichen Schienbeins im Drehversuch. *Arch Orthop Trauma Surg 93 (1979): 125-131*
- 141 **Healy WL, Anglen JO, Wasilewski SA, Krackow KA** Distal femoral varus osteotomy. *J Bone Joint Surg 70 Am (1988): 102-109*
- 142 **Healy WL, Barber TC** The role of osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. *J Knee Surg 3 (1990): 97-109*
- 143 **Healy WL, Riley LH Jr.** High tibial valgus osteotomy. A clinical review. *Clin Orthop Relat Res 209 (1986): 227-233*
- 144 **Hee HT, Low CK, Seow KH, Tan SK** Comparing staple fixation to buttress plate fixation in high tibial osteotomy. *Ann Acad Med Singapore 25 (1996): 233-235*
- 145 **Heinert K, Engelbrecht E** Long-term comparison of the "St. Georg" knee endoprosthesis system. 10-year survival rates of 2236 gliding and hinge endoprosthesis. *Chirurg 59 (1988): 755-762*

- 146 **Heise U, Osborn JF, Duwe F** Hydroxyapatite ceramic as a bone substitute. *Int Orthop* 14 (1990): 329-338
- 147 **Hernborg JS, Nilsson BE** The natural course of untreated osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 123 (1977): 130-137
- 148 **Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutaillier D** Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. *J Bone Joint Surg* 69 Am (1987): 332-354
- 149 **Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD, Heckmann TP** Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics* 21 (1998): 131-138
- 150 **Hochberg MC, Altmann RD, Brandt KD, Clark BM, Dieppe PA, Griffin MR, Moskowitz RW, Schnitzer TJ** Guidelines for the medical management of osteoarthritis. Part II. Osteoarthritis of the knee. American College of Rheumatology. *Arthritis Rheum* 38 (1995): 1541-1546
- 151 **Hofmann AA, Wyatt RWB, Beck SW** Use of an osteotomy jig, rigid fixation, and early motion versus conventional surgical technique and cast immobilisation. *Clin Orthop Relat Res* 271 (1991): 212-217
- 152 **Holden DL, James SL, Larson RL, Slocum DB** Proximal tibial osteotomy in patients who are fifty years old or less. *J Bone Joint Surg* 70 Am (1988): 977-982
- 153 **Holmes R, Mooney V, Bucholz R, Tencer A** A coralline hydroxyapatite bone graft substitute. Preliminary report. *Clin Orthop Relat Res* 188 (1984): 252-262
- 154 **Homminga GN, Bulstra SK, Bouwmeester PS, van der Linden AJ** Perichondral grafting for cartilage lesions of the knee. *J Bone Joint Surg* 72 Br (1990): 1003-1007
- 155 **Horlick SG, Loomer RL** Valgus knee bracing for medial gonarthrosis. *Clin J Sport Med* 3 (1993): 251-255
- 156 **Howell DS** Etiopathogenesis of osteoarthritis. In: Moskowitz RW, Howell DS, Goldberg VM, Mankin HJ (editors). *Osteoarthritis, diagnosis and management*. Philadelphia: WB Saunders (1984): 129-146
- 157 **Hsu RWW, Himeno S, Coventry MB, et al.** Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 255 (1990): 215-227
- 158 **Hsu RWW** The study of Maquet dome high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 243 (1989): 280-285
- 159 **Hunziger EB, Rosenberg LC** Repair of partial-thickness defects in articular cartilage: cell recruitment from the synovial membrane. *J Bone Joint Surg* 78 Am (1996): 721
- 160 **Imhoff AB, Agneskirchner JD** Simultaneous ACL replacement and high tibial osteotomy - indication, technique, results. *Tech Knee Surg* 1(2) (2002): 146-154
- 161 **Imhoff AB, Burkart AC, Oetl GM** Der posteriore Femurkondylentransfer. Erste Erfahrungen mit einer Salvage-Operation. *Orthopäde* 28 (1999): 45-52
- 162 **Imhoff AB, Linke RD, Agneskirchner JD** Korrekturosteotomie bei Primary-Varus-, Double-Varus- und Triple-Varus-Knieinstabilität mit Kreuzbandersatz. *Orthopäde* 33 (2004): 201-207
- 163 **Imhoff AB, Martinek V** Gene therapy in cartilage repair. *European Instructional Course Lectures (EFORT)* 5 (2001): 18-23
- 164 **Imhoff AB, Oetl GM, Schoettle PB, Agneskirchner JD, Burkart AC** Arthroscopic and open techniques for transplantation of osteochondral autografts and allografts in different joints. In: Grifka J, Ogilvie-Harris J (editors). *Osteoarthritis*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio (2000): 103-111
- 165 **Inoue O, Ibaraki K, Shimabukuro H, Shingaki Y** Packing with high-porosity hydroxyapatite cubes alone for the treatment of simple bone cyst. *Clin Orthop Relat Res* 293 (1993): 287-292
- 166 **Insall JN** The Pridie débridement operation for osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 101 (1974): 61-67

- 167 **Insall JN, Joseph DM, Msika C** High tibial osteotomy for varus gonarthrosis: a long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg 66 Am (1984)*: 1040-1048
- 168 **Insall JN, Walker P** Unicondylar replacement. *Clin Orthop Relat Res 120 (1976)*: 83-85
- 169 **Iorio R, Healy WL** Unicompartmental arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 85 Am (2003)*: 1351-1364
- 170 **Ivarsson I, Gillquist J** Rehabilitation after high tibial osteotomy and unicompartmental arthroplasty. A comparative study. *Clin Orthop Relat Res 266 (1991)*: 139-144
- 171 **Ivarsson I, Larsson LE** Gait analysis in patients with gonarthrosis treated by high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res 239 (1989)*: 185-190
- 172 **Ivarsson I, Myrnerets R, Gillquist J** High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 72 Br (1990)*: 238-244
- 173 **Ivey M, Cantrell JS** Lateral tibial plateau fracture as a postoperative complication of high tibial osteotomy. *Orthopedics 8(8) (1985)*: 1009-1013
- 174 **Jackson JP** Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 40 Br (1958)*: 826
- 175 **Jackson JP, Waugh W** Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 43 Br (1961)*: 746-751
- 176 **Jackson JP, Waugh W** The technique and complications of upper tibial osteotomy. A review of 226 operations. *J Bone Joint Surg 56 Br (1974)*: 236-245
- 177 **Jackson JP, Waugh W, Green JP** High tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 51 Br (1969)*: 88-94
- 178 **Jackson RW** Arthroscopic treatment of degenerative arthritis. In: *McGinty JB (editor). Operative arthroscopy. Raven Press, New York (1991)*: 319-323
- 179 **Jackson RW, Marans HJ, Silver RS** Arthroscopic treatment of degenerative arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 70 Am (1998)*: 332
- 180 **Jackson RW, Rouse DW** The results of partial arthroscopic meniscectomy in patients over 40 years of age. *J Bone Joint Surg 64 Br (1982)*: 481-485
- 181 **Jacobs JE** Patellar graft for severely depressed comminuted fractures of the lateral tibial condyle. *J Bone Joint Surg 47 Am (1965)*: 842-847
- 182 **Jarcho M** Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop Relat Res 157 (1981)*: 259-278
- 183 **Jenny K, Jenny H, Morscher E** Indications, surgical technique and results of transcondylar tibia osteotomy in gonarthrosis: experiences based on a follow-up study of 783 tibia osteotomies. *Orthopäde 14 (1985)*: 161-171
- 184 **Jiang CC, Hang YS, Liu TK** A new jig for proximal tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res 226 (1988)*: 118-123
- 185 **Johnson F, Leitzl S, Waugh W** The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg 62 Br (1980)*: 346-349
- 186 **Johnson F, Leitzl S, Waugh W** The assessment of loads in the knee joint. *Med Biol Eng Comput 37 (1981)*: 87-92
- 187 **Johnsson LL** Arthroscopic abrasion arthroplasty historical and pathologic perspective: present status. *Arthroscopy 2 (1986)*: 54-69
- 188 **Johnsson LL** Arthroscopic abrasion arthroplasty. In: *McGinty JB (editor). Operative arthroscopy. Raven Press, New York (1991)*: 341-360

- 189 **Kamegaya M, Shinohara Y, Shinada Y, Moriya H, Koizumi W, Tsuchiya K** The use of hydroxyapatite block for innominate osteotomy. *J Bone Joint Surg 76 Br (1994): 123-126*
- 190 **Katz MM, Hungerford DS, Krackow KA, Lennox DW** Results of total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy for osteoarthritis. *J Bone Joint Surg 69 Am (1987): 225-229*
- 191 **Keating EM, Faris PM, Ritter MA, Kane J** Use of lateral heel and sole wedges in the treatment of medial osteoarthritis of the knee. *Orthop Rev 22 (1993): 921-924*
- 192 **Keene JS, Dyreby JR Jr.** High tibial osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. The role of preoperative arthroscopy. *J Bone Joint Surg 65 Am (1983): 36-42*
- 193 **Keene JS, Monson DK, Roberts JM, Dyreby JR Jr.** Evaluation of patients for high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res 243 (1989): 157-165*
- 194 **Kennedy WR, White RP** Unicompartmental arthroplasty of the knee. Postoperative alignment and its influence of overall results. *Clin Orthop Relat Res 22 (1987): 278-285*
- 195 **Kessler OC, Jacob HAC, Romero J** Avoidance of medial cortical fracture in high tibial osteotomy: improved technique. *Clin Orthop Relat Res 395 (2002): 180-185*
- 196 **Kettelkamp DB, Leach RE, Nasca R** Pitfalls of proximal tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res 106 (1975): 232-241.*
- 197 **Kettelkamp DB, Wenger DR, Chao EYS, Thompson C** Results of proximal tibial osteotomy. The effects of tibiofemoral angle, stance-phase flexion-extension, and medial-plateau force. *J Bone Joint Surg 58 Am (1976): 952-960*
- 198 **Kharrazi D, Chandler RW, Spitzer AI** High tibial osteotomy for the treatment of unicompartmental arthritis of the knee. *Curr Opin Orthop 11(1) (2000): 26-34*
- 199 **Kim HKW, Moran ME, Salter RB, Keeley FW** The potential for regeneration of articular cartilage in defects created by condral shaving and suchondral abrasion. An experimental investigation in rabbits. *J Bone Joint Surg 73 Am (1991): 1301-1315*
- 200 **Kirgis A, Albrecht MS** Palsy of the deep peroneal nerve after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg 74 Am (1992): 1180-1185*
- 201 **Kiviluoto O, Salenius P, Santavirta S** Proximal tibial osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. *Arch Orthop Trauma Surg 103 (1984): 57-61*
- 202 **Kleinert B, Scheier HJG, Munzinger U, Steiger U** Ergebnisse der Tibiakopfosteotomie. *Orthopäde 14 (1985): 154-160*
- 203 **Komistek RD, Dennis DA, Northcut EJ, Wood A, Parker AW, Traina SM** An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *J Arthroplasty 14 (1999): 738-742*
- 204 **Korkala OL** Periosteal primary resurfacing of joint surface defects of the patella due to injury. *Injury 19 (1988): 216-218*
- 205 **Koshino T, Morii T, Wada J, Saito H, Ozawa N, Noyori K** High tibial osteotomy with fixation by a blade plate for medial compartment osteoarthritis of the knee. *Orthop Clin North Am 20 (1989): 227-243*
- 206 **Koshino T, Murase T, Saito T** Medial opening-wedge high tibial osteotomy with use of porous hydroxyapatite to treat medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 85 Am (2003): 78-85*
- 207 **Koshino T, Murase T, Takagi T, Saito T** New bone formation around porous hydroxyapatite wedge implanted in opening wedge high tibial osteotomy in patients with osteoarthritis. *Biomaterials 22 (2001): 1579-1582*
- 208 **Koshino T, Wada S, Ara Y, Saito T** Regeneration of degenerated articular cartilage after high tibial valgus osteotomy for medial compartmental osteoarthritis of the knee. *Elsevier Science. In: The Knee 10(3) (2003): 229-236*

- 209 **Kovar PA, Allegrante JP, MacKenzie CR, Peterson MG, Gutin B, Charlson ME** Supervised fitness walking in patients with osteoarthritis of the knee. A randomized, controlled trial. *Ann Intern Med* 116 (1992): 529-534
- 210 **Kozinn SC, Marx C, Scott RD** Unicompartmental knee arthroplasty. A 4,5 year follow-up study with a metal backed tibial component. *J Arthroplasty* 4, Suppl. (1989): 1-10
- 211 **Kozinn SC, Scott RD** Surgical treatment of unicompartmental degenerative arthritis of the knee. *Rheum Dis Clin North Am* 14 (1988): 545-564
- 212 **Kozinn SC, Scott RD** Unicondylar knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 71 Am (1989): 145-150
- 213 **Krackow KA** Approaches to planning lower extremity alignment for total knee arthroplasty and osteotomy about the knee. In: *Advances in Orthopaedic Surgery, Williams & Wilkins, Baltimore (1983): 69-88*
- 214 **Kuhlicke V** Elastizität und Bruchfestigkeit der menschlichen Tibia bei dynamischen Biegebelastungen. *Inaug.-Diss., TU München (1976)*
- 215 **Kwok TG** Open wedge high tibial osteotomy using allo- and autogenous bone grafts. *J West Pacific Orthop Assoc* 29 (1992): 93-97
- 216 **Lane JM** Anti-inflammatory medications: selective COX-2 inhibitors. *J Am Acad Orthop Surg* 10 (2002): 75-78
- 217 **Laskin RS** Unicompartmental tibiofemoral resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 60 Am (1978): 182-185
- 218 **Laurencin CT, Ferriter PJ, Millis MB** Oblique proximal tibial osteotomy for the correction of tibia vara in the young. *Clin Orthop Relat Res* 327 (1996): 218-24
- 219 **Leach RE, Baumgard S, Broom J** Obesity: its relationship to osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 93 (1973): 271-273
- 220 **Lippert FG 3rd, Kirkpatrick GS** A jig for pin insertion in the performance of high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 112 (1975): 242-244
- 221 **Lobenhoffer P, Agneskirchner JD, Zoch W** Die öffnende valgusierende Osteotomie der proximalen Tibia mit Fixation durch einen medialen Plattenfixateur. *Orthopäde* 33 (2004): 153-160
- 222 **Lobenhoffer P, De Simoni C, Staubli AE** Open-wedge high tibial osteotomy with rigid plate fixation. *Techn Knee Surg* 1(2) (2002): 93-105
- 223 **Lobenhoffer P, Agneskirchner JD** Improvements in surgical technique of valgus high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11(3) (2003): 132-138
- 224 **Lohmander LS, Dalen N, Englund G, Hamalainen M, Jensen EM, Karlsson K, Odensten M, Ryd L, Sernbo I, Suomalainen O, Tegnander A** Intra-articular hyaluronan injections in the treatment of osteoarthritis of the knee: a randomized, double blind, placebo controlled multicentre trial. Hyaluronan Multicentre Trial group. *Ann Rheum Dis* 55 (1996): 424-431
- 225 **Lozada CJ, Altmann RD** Recent advances in the management of osteoarthritis. In: *Kelley WN, Harris ED Jr., Ruddy S, Sledge CB (editors). Textbook of rheumatology. 5th edition. Philadelphia: WB Saunders (1998): 1-8*
- 226 **Lysholm J, Gillquist J** Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med* 10 (1982): 150-154
- 227 **Machner A, Pap G, Krohn A, Rohkohl K, Awiszus F** Quadriceps muscle function after high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 399 (2002): 177-183
- 228 **MacIntosh DL, Welsh RP** Joint débridement - accomplement to high tibial osteotomy in the treatment of degenerative arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 59 Am (1977): 1094-1097

- 229 **Magnusson PB** Joint débridement. Surgical treatment of degenerative arthritis. *Surg Gynec Obstet* 73 (1941): 1-9
- 230 **Magyar G, Ahl TL, Vibe P, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A** Open-wedge osteotomy by hemicallotasis or the closed-wedge technique for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg 81 Br* (1999): 444-448
- 231 **Magyar G, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A** Hemicallotasis opening-wedge high tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. Complications in 308 operations. *J Bone Joint Surg 81 Br* (1999): 449-451
- 232 **Majewski M, Schäfer T, Manns S, Friederich NF** Tibiavalgisationsosteotomie: Lateral zuklappend vs. medial aufklappend. *Arthroscopy* 17 (2004): 242-245
- 233 **Maletius W, Messner K** The effect of partial meniscectomy on the long-term prognosis of knees with localized, severe chondral damage. A twelve- to fifteen-year followup. *Am J Sports Med* 24 (1996): 258-262
- 234 **Malkani AI, Rand JA, Bryan RS, Wallrichs SL** Total knee arthroplasty with kinematic condylar prosthesis. A ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg 77 Am* (1995): 423-431
- 235 **Mankin HJ** The reaction of articular cartilage to injury and osteoarthritis. *N Engl J Med* 291 (1974): 1335-1340
- 236 **Mankin HJ** The response of articular cartilage to mechanical injury. *J Bone Joint Surg 64 Am* (1982): 460-466
- 237 **Maquet PGJ** Valgus osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 120 (1976): 143-148
- 238 **Maquet PGJ** The biomechanics of the knee and surgical possibilities of healing osteoarthritic knee joints. *Clin Orthop Relat Res* 146 (1980): 102-110
- 239 **Marmor L** Unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 226 (1988): 14-20
- 240 **Marti RK, Verhagen RA, Kerkhoffs GM, Moojen TM** Proximal tibial varus osteotomy. Indications, technique, and five to twenty-one-year results. *J Bone Joint Surg 83 Am* (2001): 164-170
- 241 **Matsumoto H, Seedhom BB, Suda Y, Otani T, Fujikawa K** Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle. *Clin Orthop Relat Res* 371 (2000): 178-182
- 242 **Matsuno H, Kadowaki KM, Tsuji H** Generation II bracing for severe medial compartment osteoarthritis of the knee. *Arch Phys Med Rehabil* 78 (1997): 745-749
- 243 **Matsue Y, Yamamuro T, Hama H** Arthroscopic multiple osteochondral transplantation to the chondral defect in the knee associated with anterior cruciate ligament disruption. *Arthroscopy* 9 (1993): 318-321
- 244 **Matthews LS, Goldstein SA, Malvitz TA, Katz BP, Kaufer H** Proximal tibial osteotomy. Factors that influence the duration of satisfactory function. *Clin Orthop Relat Res* 229 (1988): 193-200
- 245 **McDermott A, Langer F, Pritzker KP, Gross AE** Fresh small-fragment osteochondral allografts. Long-term follow-up study on first 100 cases. *Clin Orthop Relat Res* 197 (1985): 96-102
- 246 **McGinley BJ, Cushner FD, Scott WN** Débridement arthroscopy. 10-year followup. *Clin Orthop Relat Res* 367 (1999): 190-194
- 247 **McLaren AC, Blokker CP, Fowler PJ, Roth JN, Rock MG** Arthroscopic débridement of the knee for osteoarthrosis. *Can J Surg* 34 (1991): 595-598
- 248 **Meachim G, Roberts C** Repair of the joint surface from subarticular tissue in the rabbit knee. *J Anat* 109 (1971): 317-327
- 249 **Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM** Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 375 (2000): 175-184
- 250 **Mendenhall S** Hip and knee implant review. *Orthopedic Network News* 13 (2002): 1-6

- 251 **Menge M, Maaz B, Rössler H** Tibiakopfoosteotomie versus Schlittenprothese - Richtlinien zur Differentialtherapie. *Orthop Praxis 2 (1987)*: 85-89
- 252 **Mensch JS, Amstutz HC** Knee morphology as a guide to knee replacement. *Clin Orthop Relat Res 112 (1975)*: 231-241
- 253 **Messner K, Maletius W** The long-term prognosis for severe damage to weight-bearing cartilage in the knee: a 14-year clinical and radiographic follow-up in 28 young athletes. *Acta Orthop Scand 67 (1996)*: 165-168
- 254 **Meyers MH, Akeson W, Convery FR** Resurfacing of the knee with fresh osteochondral allograft. *J Bone Joint Surg 71 Am (1989)*: 704-713
- 255 **Minas T** Chondrocyte implantation in the repair of chondral lesions of the knee: economics and quality of life. *Am J Orthop 27(11) (1998)*: 739-744
- 256 **Minas T** The role of cartilage repair techniques, including chondrocyte transplantation, in focal chondral knee damage. *Instructional Course Lectures 48 (1999)*: 629-643
- 257 **Minas T, Nehrer S** Current concepts in the treatment of articular cartilage defects. *Orthopedics 20 (1997)*: 525-538
- 258 **Miniaci A, Ballmer FT, Ballmer PM, Jakob RP** Proximal tibial osteotomy. A new fixation device. *Clin Orthop Relat Res 246 (1989)*: 250-259
- 259 **Mitchell N, Shephard N** Effect of patellar shaving in the rabbit. *J Orthop Res 5 (1987)*: 388-392
- 260 **Mont MA, Alexander N, Krackow KA, Hungerford DS** Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy. *Orthop Clin North Am 25 (1994)*: 515-525
- 261 **Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ** Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg 69 Am (1987)*: 745-749
- 262 **Morrison JB** The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech 3 (1970)*: 51-61
- 263 **Müller W** High tibial osteotomy. Conditions, indications, techniques, problems, results. *EFFORT Vol. 5 (2001)*: 194-206
- 264 **Müller WE** Osteochondrosis dissecans. In: *Hastings DE (editor) Progress in orthopaedic surgery, Vol 3. Springer, New York (1978)*: 135-142
- 265 **Müller-Fassbender H, Bach GL, Haase W, Rovati LC, Setnikar I** Glucosamine sulfate compared to ibuprofen in osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage 2 (1994)*: 61-69
- 266 **Murphy SB** Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. *Orthop Clin North Am 25(3) (1994)*: 477-482
- 267 **Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ** The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *J Bone Joint Surg 80 Br (1998)*: 983-989
- 268 **Murray PB, Rand JA** Symptomatic valgus knee: the surgical options. *J Am Acad Orthop Surg 1 (1993)*: 1-9
- 269 **Myrnerets R** The SAAB jig. An aid in high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand 46 (1975)*: 141-151
- 270 **Myrnerets R** The SAAB jig: an aid in high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand 49 (1978)*: 85-88
- 271 **Myrnerets R** Clinical results with the SAAB jig in high tibial osteotomy for medial gonarthrosis. *Acta Orthop Scand 51 (1980)*: 565-567
- 272 **Myrnerets R** Failure of the overcorrection of varus deformity obtained by high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand 51 (1980)*: 569-573
- 273 **Myrnerets R** High tibial osteotomy with overcorrection of varus malalignment in medial gonarthrosis. *Acta Orthop Scand 51 (1980)*: 557-560

- 274 **Myrnerets R** Knee instability before and after high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand* 51 (1980): 561-564
- 275 **Myrnerets R** Optimal correction in high tibial osteotomy for varus deformity. *Acta Orthop Scand* 51 (1980): 689-694
- 276 **Nagel A, Insall JN, Scuderi GR** Proximal tibial osteotomy. A subjective outcome study. *J Bone Joint Surg* 78 Am (1996): 1353-1358
- 277 **Nakamura E, Mizuta H, Kudo S, Takagi K, Sakamoto K** Open-wedge osteotomy of the proximal tibia with hemicallotasis. *J Bone Joint Surg* 83 Br (2001): 1111-1115
- 278 **Naudie D, Bourne RB, Rorabeck CH, Bourne TJ** The Insall Award. Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. A 10- to 22-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 367 (1999): 18-27
- 279 **Naumann I, Köhler G, Stephan E** Komplikationen bei Tibiakopfoosteotomien in Abhängigkeit von der Fixierung. *Orthop Praxis* 23 (1987): 466-471
- 280 **Newman JH, Ackroyd CE, Shah NA** Unicompartamental or total knee replacement? Five-year results of a prospective, randomised trial of 102 osteoarthritic knees with unicompartamental arthritis. *J Bone Joint Surg* 80 Br (1998): 862-865
- 281 **Neyret P, Zuppi G, Ait Si Selmi T** Tibial deflexion osteotomy. *Oper Tech Sports Med* 8 (2000): 61-66
- 282 **Niedermann B, Boe S, Lauritzen J, Rubak JM** Glued periosteal grafts in the knee. *Acta Orthop Scand* 56 (1985): 457-460
- 283 **Noack W, Fischer M, Forster KK, Rovati LC, Setnikar I** Glucosamine sulfate in osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 2 (1994): 51-59
- 284 **Noyes FR, Barber-Westin SD, Simon R** High tibial osteotomy and ligament reconstruction in varus angulated, anterior cruciate ligament-deficient knees. A two- to seven-year follow-up study. *Am J Sports Med* 21 (1993): 2-12
- 285 **Noyes FR, Barber-Westin SD, Hewett TE** High tibial osteotomy and ligament reconstruction for varus angulated anterior cruciate ligament-deficient knees. *Am J Sports Med* 28(3) (2000): 282-296
- 286 **O'Driscoll SW, Keeley FW, Salter RB** The chondrogenic potential of free autogenous periosteal autografts for biological resurfacing of major full thickness defects in joint surfaces under the influence of continuous passive motion. An experimental investigation in the rabbit. *J Bone Joint Surg* 68 Am (1986): 1017-1035
- 287 **O'Driscoll SW, Keeley FW, Salter RB** Durability of regenerated articular cartilage produced by free autogenous periosteal grafts in major full thickness defects in joint surfaces under the influence of continuous passive motion. *J Bone Joint Surg* 70 Am (1988): 595-606
- 288 **O'Driscoll SW, Salter RB** The repair of major osteochondral defects in joint surfaces by neochondrogenesis with autogenous osteoperiosteal grafts stimulated by continuous passive motion. An experimental investigation in the rabbit. *Clin Orthop Relat Res* 208 (1986): 131-140
- 289 **Odenbring S, Berggren A, Peil L** Roentgenographic assessment of the hip-knee-ankle axis in medial gonarthrosis. A study of reproducibility. *Clin Orthop Relat Res* 289 (1993): 195-196
- 290 **Odenbring S, Egund N, Knutson K, Lindstrand A, Toksvig-Larsen S** Revision after osteotomy for gonarthrosis. A 10-19-year follow-up of 314 cases. *Acta Orthop Scand* 61(2) (1990): 128-130
- 291 **Odenbring S, et al.** Prognosis for patients with medial gonarthrosis. A 16-year follow-up of 189 knees. *Clin Orthop Relat Res* 266 (1991): 152-155
- 292 **Ogata K, Yoshii I, Kawamura H, Miura H, Arizono T** Standing radiographs cannot determine the correction in high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 73 Br (1993): 192-198
- 293 **Ogilvie-Harris DJ, Fitsialos DP** Arthroscopic management of the degenerative knee. *Arthroscopy* 7 (1991): 151-157

- 294 **Olin MD, Parker Vail T** High tibial osteotomy: will new techniques provide better results? *Curr Opin Orthop* 12 (2001): 8-12
- 295 **Operationstechnik Natural-Knee System, HTO™ System, Allopro, Sulzer Medica, Freiburg, Deutschland 1998:** 1-16
- 296 **Outerbridge HK, Outerbridge AR, Outerbridge RE** The use of a lateral patellar autologous graft for the repair of a large osteochondral defect in the knee. *J Bone Joint Surg* 77 Am (1995): 65-72
- 297 **Outerbridge RE** The etiology of chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg* 43 Br (1961): 752-757
- 298 **Pace TB, Hofmann AA, Kane KR** Medial-opening high-tibial osteotomy combined with Magnuson intraarticular débridement for traumatic gonarthrosis. *J Orthop Tech* 2(1) (1994): 21-28
- 299 **Paletta GA Jr., Manning T, Snell E, Parker R, Bergfeld J** The effect of allograft meniscal replacement on articular contact area and pressures in the human knee. A biomechanical study. *Am J Sports Med* 25 (1997): 692-698
- 300 **Paley D, Bhatnagar J, Herzenberg JE, Bhav A** New procedures for tightening knee collateral ligaments in conjunction with knee realignment osteotomy. *Orthop Clin North Am* 25(3) (1994): 533-555
- 301 **Paley D, Maar DC, Herzenberg JE** New concepts in high tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis. *Orthop Clin North Am* 25(3) (1994): 483-498
- 302 **Paley D, Tetsworth K** Mechanical axis deviation of the lower limbs. *Clin Orthop Relat Res* 280 (1992): 48-64
- 303 **Pape D, Seil R, Adam F, Rupp S, Kohn D, Lobenhoffer P** Bildgebung und präoperative Planung der Tibiakopfosteotomie. *Orthopäde* 33 (2004): 122-134
- 304 **Peterson L** Autologous chondrocyte transplantation. Articular cartilage regeneration: chondrocyte transplantation and other technologies. *Presented at the annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, San Francisco/CA (1997)*
- 305 **Peterson L** Autologous chondrocyte transplantation. *Articular cartilage repair, regeneration and transplantation symposium presented at the 65th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons New Orleans/LA (1998)*
- 306 **Peterson L** Autologous chondrocyte transplantation: 2-10 year follow-up in 219 patients. *Presentation abstract. AAOS (1998)*
- 307 **Pollo FE** Bracing and heel wedging for unicompartamental osteoarthritis of the knee. *J Knee Surg* 11 (1998): 47-50
- 308 **Posch P** Experimentelle Untersuchungen zur Biegebruchfestigkeit des menschlichen Schienbeins. *Inaug.-Diss., TU München (1970)*
- 309 **Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO** A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 67 Am (1985): 1188-1194
- 310 **Puddu G, Franco V, Cipolla M, Cerullo G, Gianni F** Opening wedge osteotomy - proximal tibia and distal femur. In: *Jackson DW (editor). Master techniques in orthopaedic surgery: reconstructive knee surgery. 2nd ed.. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins (2002): 375-390*
- 311 **Putnam MD, Mears DC, Fu FH** Combined Maquet and proximal tibial valgus osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 197 (1985): 217-223
- 312 **Radin EL, Burr DB** Hypothesis: joints can heal. *Semin Arthritis Rheum* 13 (1984): 293-302
- 313 **Ranawat CS, Padgett DE, Ohashi Y** Total knee arthroplasty for patients younger than 55 years. *Clin Orthop Relat Res* 248 (1989): 27-33
- 314 **Rand JA** Role of arthroscopy in osteoarthritis of the knee. *Arthroscopy* 7 (1991): 258-263

- 315 **Rangger C, Klestil T, Gloetzer W, Kemmler G, Benedetto KP** Osteoarthritis after arthroscopic partial meniscectomy. *Am J Sports Med* 23 (1995): 240-244
- 316 **Reginster JY, Deroisy R, Rovati LC, Lee RL, Lejeune E, Bruyere O, Giacobelli G, Henrotin Y, Dacre JE, Gossett C** Long-term effects of glucosamine sulfate on osteoarthritis progression: a randomized, placebo-controlled clinical trial. *Lancet* 357 (2001): 251-256
- 317 **Reichelt A, Forster KK, Fischer M, Rovati LC, Setnikar I** Efficacy and safety of intramuscular glucosamine sulfate in osteoarthritis of the knee. A randomized, placebo-controlled, double-blind study. *Arzneimittelforschung* 44 (1994): 75-80
- 318 **Resnick D, Vint V** The "Tunnel" view in assessment of cartilage loss in osteoarthritis of the knee. *Radiology* 137 (1980): 547-548
- 319 **Rinanopoli E, Mancini GB, Corvaglia A, Musiello S** Tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A 10- to 21-year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 353 (1998): 185-193
- 320 **Ritter MA, Herbst SA, Keating EM, Faris PM, Meding JB** Long-term survival analysis of a posterior cruciate-retaining total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 309 (1994): 136-145
- 321 **Rodrigo JJ, Steadman JR, Silliman JF, Fulstone HA** Improvement of full-thickness chondral defect healing in the human knee after débridement and microfracture using continuous passive motion. *J Knee Surg* 7 (1994): 109-116
- 322 **Romanowski MR, Repicci JA** Minimally invasive unicompartmental arthroplasty: eight-year follow-up. *J Knee Surg* 15 (2002): 17-22
- 323 **Rougraff BT, Heck DA, Gibson AE** A comparison of tricompartmental and unicompartmental arthroplasty for the treatment of gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res* 273 (1991): 157-164
- 324 **Rozbruch SR, Herzenberg JE, Tetsworth K, Tuten HR, Paley D** Distraction osteogenesis for nonunion after high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 394 (2002): 227-235
- 325 **Rudan JF, Simurda MA** High tibial osteotomy. A prospective clinical and roentgenographic review. *Clin Orthop Relat Res* 255 (1990): 251-256
- 326 **Salisbury RB, Nottage WM, Gardner V** The effect of alignment on results in arthroscopic débridement of the degenerative knee. *Clin Orthop Relat Res* 198 (1985): 268-272
- 327 **San Marco JG, Burstein AH, Wirt LD, Frankel VH** The biomechanics of torsional fractures: The effect of loading on ultimate properties. *J Biomech* 4 (1971): 113-117
- 328 **Sasaki T, Yagi T, Mongi J, Yasuda K, Tsuge H** High tibial osteotomy combined with anterior displacement of the tibial tubercle for osteoarthritis of the knee. *Int Orthop* 10 (1986): 31-40
- 329 **Schai PA, Suh JT, Thornhill TS, Scott RD** Unicompartmental knee arthroplasty in middle-aged patients: a 2- to 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 13 (1998): 365-372
- 330 **Schatzker J, Burgess RC, Glynn MK** The management of nonunions following high tibial osteotomies. *Clin Orthop Relat Res* 193 (1985): 203-233
- 331 **Scott RD, Cobb AG, McQueary FG, Thornhill TS** Unicompartmental knee arthroplasty. Eight to 12 year follow-up evaluation with survivorship analysis. *Clin Orthop Relat Res* 271 (1991): 96-100
- 332 **Scott RD, Santore RF** Unicompartmental replacement for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 63 Am (1981): 233-237
- 333 **Scuderi GR, Windsor RE, Insall JN** Observations on patellar height after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 71 Am (1989): 245-248
- 334 **Sharma L, Hayes KW, Felson DT, Buchanan TS, Kirwan-Mellis G, Lou C, Pai YC, Dunlop DD** Does laxity alter the relationship between strength and physical function in knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum* 42(1) (1999): 25-32

- 335 **Shaw JA, Moulton MJ** High tibial osteotomy: an operation based on a spurious mechanical concept. *Am J Orthop* 25 (1996): 429-436
- 336 **Shelton WR, Treacy SH, Dukes AD, Bomboy AL** Use of allografts in knee construction: I. Basic science aspects and current status. *J Am Acad Orthop Surg* 6 (1998): 102-109
- 337 **Shelton WR, Treacy SH, Dukes AD, Bomboy AL** Use of allografts in knee construction: II. Surgical considerations. *J Am Acad Orthop Surg* 6 (1998): 169-175
- 338 **Siguiet M, Brumpt B, Siguiet T, Pririou P, Judet T** High tibial opening wedge osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. A new technique without graft and with a large bone contact: effect on healing time in a preliminary series of 33 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 87 (2001): 183-188
- 339 **Simonet J, et al.** Considerations biomecaniques sur l'arthrose du genou. 2. étude des forces. Osteotomies. *Rev Rheumat* 30 (1963): 777-778
- 340 **Slawski DP** High tibial osteotomy in the treatment of adult osteochondrosis dissecans. *Clin Orthop Relat Res* 341 (1997): 155-161
- 341 **Spahn G** Complications in high tibial (medial opening wedge) osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 123 (2003): 1-6
- 342 **Spahn G, Wittig R** Primary stability of various implants in tibial opening wedge osteotomy. A biomechanical study. *J Orthop Sci* 7 (2002): 683-687
- 343 **Sprague NF 3rd** Arthroscopic débridement for degenerative knee joint disease. *Clin Orthop Relat Res* 160 (1981): 118-123
- 344 **Sprenger TR, Doerzbacher JF** Tibial osteotomy for the treatment of varus gonarthrosis. Survival and failure analysis to twenty-two years. *J Bone Joint Surg* 85 Am (2003): 469-474
- 345 **Sprenger TR, Weber BG, Howard FM** Compression osteotomy of the tibia. *Clin Orthop Relat Res* 140 (1979): 103-108
- 346 **Squire MW, Callaghan JJ, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC** Unicompartmental knee replacement. A minimum 15 year followup study. *Clin Orthop Relat Res* 367 (1999): 61-72
- 347 **Staheli JW, Cass JR, Morrey BF** Condylar total knee arthroplasty after failed proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 69 Am (1987): 28-31
- 348 **Steadman JR, Rodkey WG, Briggs KK, Rodrigo JJ** Die Technik der Mikrofrakturierung zur Behandlung von kompletten Knorpeldefekten im Kniegelenk. *Orthopäde* 28 (1999): 26-32
- 349 **Stern SH, Becker MW, Insall JN** Unicondylar knee arthroplasty. An evaluation of selection criteria. *Clin Orthop Relat Res* 286 (1993): 143-148
- 350 **Stern SH, Bowen MK, Insall JN, Scuderi GR** Cemented total knee arthroplasty for gonarthrosis in patients 55 years old or younger. *Clin Orthop Relat Res* 260 (1990): 124-129
- 351 **Stern SH, Insall JN** Posterior stabilized prosthesis. Results after follow-up of nine to twelve years. *J Bone Joint Surg* 74 Am (1992): 980-986
- 352 **Stockelman RE, Pohl KP** The long-term efficiency of unicompartmental arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 271 (1991): 88-95
- 353 **Stuart MJ** Arthroscopic management for degenerative arthritis of the knee. *Instructional Course Lectures* 48 (1999): 135-141
- 354 **Stuart MJ, Grace JN, Ilstrup DM, Kelly CM, Adams RA, Morrey BF** Late recurrence of varus deformity after proximal tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 260 (1990): 61-65
- 355 **Sundaram NA, Hallett JP, Sullivan MF** Dome osteotomy of the tibia for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 68 Br (1986): 782-786

- 356 **Swank M, Stulber SD, Jiganti J** The natural history of unicompartmental arthroplasty. An eight-year follow-up study with survivorship analysis. *Clin Orthop Relat Res* 286 (1993): 130-142
- 357 **Takahashi T, Wada Y, Tanaka M, Iwagawa M, Ikeuchi M, Hirose D, Yamamoto H** Dome-shaped proximal tibial osteotomy using percutaneous drilling for osteoarthritis of the knee. *Arch Orthop Trauma Surg* 120 (2000): 32-37
- 358 **Ter Welp P** Experimentelle Untersuchungen zur Schlagfestigkeit und Härte des menschlichen Schienbeins. *Inaug.-Diss., TU München* (1970)
- 359 **Thornhill TS** Unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 205 (1986): 121-131
- 360 **Thornhill TS, Scott RD** Unicompartmental total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 20 (1989): 245-250
- 361 **Tigani D, Ferrari D, Trentani P, Barbanti-Brodano G, Trentani F** Patellar height after high tibial osteotomy. *Int Orthop* 24(6) (2000): 331-334
- 362 **Tippet JW** Articular cartilage drilling and osteotomy in osteoarthritis of the knee. *In: McGinty JB (editor) Operative arthroscopy. Raven Press, New York* (1991): 325-339
- 363 **Tjörnstrand BAE, Egund N, Hagstedt BV** High tibial osteotomy: a seven-year clinical and radiographic follow-up. *Clin Orthop Relat Res* 180 (1981): 124-136
- 364 **Tjörnstrand BAE, Hagstedt BV, Persson BM** Results of surgical treatment for non-union after high tibial osteotomy in osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 60 Am (1978): 973-979
- 365 **Tsuda E, Ishibashi Y, Sasaki K, Sato H, Toh S** Opening-wedge osteotomy for revision of failed closing-wedge high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 86 Am (2004): 2045-2049
- 366 **Uchida A, Araki N, Shinto Y, Yoshikawa H, Kurisaki E, Ono K** The use of calcium hydroxyapatite ceramic in bone tumor surgery. *J Bone Joint Surg* 72 Br (1990): 298-302
- 367 **Vainionpää S, Laike E, Kirres P, Tiusanen P** Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee, a five to ten year follow-up study. *J Bone Joint Surg* 63 Am (1981): 938-946
- 368 **van Arkel ER, de Boer HH** Human meniscal transplantation. Preliminary results at 2 to 5-year follow-up. *J Bone Joint Surg* 77 Br (1995): 589-595
- 369 **van Sasse JL, Vandenbrouke JP, van Romunde LK, Valkenburg HA** Osteoarthritis and obesity in the general population. A relationship calling for an explanation. *J Rheumat* 15 (1988): 1152-1158
- 370 **Virolainen P, Aro HT** High tibial osteotomy for the treatment of osteoarthritis of the knee: a review of the literature and a meta-analysis of follow-up studies. *Arch Orthop Trauma Surg* 123 (2003): 1-9
- 371 **Wada M, Imura S, Nagatani K, Baba H, Shimada S, Sasaki S** Relationship between gait and clinical results after high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 354 (1998): 180-188
- 372 **Wagner H** Operative Behandlung der Osteochondrosis dissecans des Kniegelenkes. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 98 (1964): 333-355
- 373 **Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO** The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 72 Am (1990): 905-909
- 374 **Wardle EN** Osteotomy of the tibia and fibula. *Surg Gynecol Obstet* 115 (1962): 61
- 375 **Watterson JR, Esdaile JM** Viscosupplementation: therapeutic mechanisms and clinical potential in osteoarthritis of the knee. *J Am Acad Orthop Surg* 8 (2000): 277-284
- 376 **Waugh W** Tibial osteotomy in the management of osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 210 (1986): 55-61

- 377 **Weale AE, Lee AS, MacEachern AG** High tibial osteotomy using a dynamic axial external fixator. *Clin Orthop Relat Res* 382 (2001): 154-167
- 378 **Weidenhielm L, Wykman A, Lundberg A, Broström LÅ** Knee motion after tibial osteotomy for arthrosis. Kinematic analysis of 7 patients. *Acta Orthop Scand* 64(3) (1993): 317-319
- 379 **Westrich G, Peters L, Haas S, et al.** Patella height after high tibial osteotomy with internal fixation and early motion. *Clin Orthop Relat Res* 354 (1998): 169-174
- 380 **Wildner M, Peters A, Hellich J, Reichelt A** Complications of high tibial osteotomy and internal fixation with staples. *Arch Orthop Trauma Surg* 111 (1992): 210-212
- 381 **Windsor R, Insall JN, Vince K** Technical considerations of total knee arthroplasty after proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 70 Am (1988): 547-555
- 382 **Winker KH, Weller S** Die extraligamentäre valgusierende additive (EVA) Tibiakopfosteotomie. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 128 (1990): 58-62
- 383 **Witt M** Untersuchungen zum Korrekturverlust nach valgusierender Tibiakopfosteotomie. *Beitr Orthop Traumatol* 35:4 (1988): 49-453
- 384 **Wittmann G** Biomechanische Untersuchungen zum Verletzungsschutz beim alpinen Skisport. *Inaug.-Diss., TU München* (1973)
- 385 **Wohlfahrt A, Heppt P, Goldmann AA, Wirtz P** Die valgusierende Tibiakopfpfenelosteotomie. Eine klinische Untersuchung und statistische Analyse von 91 Langzeitergebnissen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 129 (1991): 72-79
- 386 **Yamashita F, Sakakida K, Suzu F, Takai S** The transplantation of an autogenic osteochondral fragment for osteochondritis dissecans of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 201 (1985): 43-50
- 387 **Yasuda K, Majima T, Tsuchida T, Kaneda K** A ten- to 15-year follow-up observation of high tibial osteotomy in medial compartment osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res* 282 (2000): 186-195
- 388 **Yasuda K, Sasaki T** The mechanics of treatment of the osteoarthritic knee with a wedged insole. *Clin Orthop Relat Res* 215 (1987): 162-172
- 389 **Zuegel NP, Braun WG, Kundel KPA, Rueter AE** Stabilisation of high tibial osteotomy with staples. *Arch Orthop Trauma Surg* 115 (1996): 290-294

11 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: mediale Kniegelenkarthrose	6
Abbildung 2: Ganzbeinaufnahme mit rechtsbetonter medialer Gonarthrose.....	10
Abbildung 3: Medi OA Gonarthroseschiene	13
Abbildung 4: postoperative Röntgenbilder nach valgisierender HTO [34].....	24
Abbildung 5: unikompartimenteller Oberflächenersatz des medialen Kniegelenkkompartimentes.....	25
Abbildung 6: Röntgenaufnahmen von Lammtibiae zur Beurteilung der Epiphysenfugen.....	29
Abbildung 7: freipräparierte Lammtibia mit intaktem Periost.....	30
Abbildung 8: Ausmessen der Tibialänge.....	30
Abbildung 9: Ausmessen der maximalen Tibiaplateaubreite	30
Abbildung 10: Ausrichten des Knochens in der distalen Einbettform von a.p. gesehen	30
Abbildung 11: Ausrichten des Knochens in der distalen Einbettform von medial gesehen	31
Abbildung 12: Aushärten des Epoxidharzes in der distalen Einbettform	31
Abbildung 13: Fixiererring für die Ausrichtung des Knochens in der proximalen Einbettform.....	32
Abbildung 14: Ausrichten des Knochens in der proximalen Einbettform von p.a. gesehen	32
Abbildung 15: Aushärten des Epoxidharzes in der proximalen Einbettform	32
Abbildung 16: axiales Distaktionsgewicht des eingebetteten Präparats.....	33
Abbildung 17: mit der vom Motor angetriebenen Kette verbundene Drehmoment-Messdose	33
Abbildung 18: Drehmomentdose, Kraftmessdose, Gelenk zum Fixieren der proximalen Einbettform	33
Abbildung 19: Rotationsschutz für die axiale Kraftmessdose	34
Abbildung 20: Motor, Kette und Drehmoment-Messdose.....	34
Abbildung 21: vorläufige Verbindung der distal angebrachten Platte mit der Drehmomentdose	34
Abbildung 22: Aufbringen einer Nettokompression von minus 200 Newton	35
Abbildung 23: Dokumentation des Knochen- und Implantatstatus nach Beenden des Versuches.....	36
Abbildung 24: Natural-Knee HTO System von Intermedics Orthopedics, Inc.	37
Abbildung 25: verwendetes Instrumentarium.....	37
Abbildung 26: manuelles Positionieren der transversalen Osteotomielehre.....	38
Abbildung 27: Fixieren der transversalen Osteotomielehre mit zwei 3,2 mm Pins von lateral.....	38
Abbildung 28: Markieren der inkompletten Osteotomie	38
Abbildung 29: Ansetzen der oszillierenden Säge	38
Abbildung 30: transversale 4/5-Osteotomie von dorsal gesehen.....	39
Abbildung 31: transversale 4/5-Osteotomie von ventral gesehen	39
Abbildung 32: Anbringen der schrägen Sägelehre	40
Abbildung 33: Aufsetzen der oszillierenden Säge im 8°-Schlitz.....	40
Abbildung 34: Heraussägen eines 8°-Keiles aus der lateralen Tibia.....	40
Abbildung 35: Dorsalansicht mit schräger Sägelehre nach Entfernen eines 8°-Keiles	40
Abbildung 36: Lateralansicht nach Entfernen der Sägelehre und des Knochenkeiles.....	41
Abbildung 37: Ventralansicht der Tibia mit entferntem Knochenkeil	41
Abbildung 38: Längenbestimmung der ventralen proximalen Spongiosaschraube.....	42
Abbildung 39: Fixieren der L-förmigen HTO-Platte mit zwei Spongiosaschrauben	42
Abbildung 40: Bohren des Kortikalisloches für die Kompressionszange	42
Abbildung 41: Anbringen der Kompressionszange	43
Abbildung 42: geschlossene Osteotomie nach 10-minütiger Kompression	43
Abbildung 43: Bohren des Kanals für die proximale Kortikalisschraube	44

Abbildung 44: Eindrehen der proximalen Kortikalisschraube	44
Abbildung 45: proximale Kortikalisschraube nach Entfernen der Kompressionszange	44
Abbildung 46: Bohren des Kanals für die distale Kortikalisschraube	45
Abbildung 47: abgeschlossene 4/5-Osteotomie ohne schräge Spongiosaschraube	45
Abbildung 48: Bestimmen des Bohrkanals für die schräge Spongiosaschraube	45
Abbildung 49: Setzen der schrägen interfragmentären Spongiosaschraube	45
Abbildung 50: 5/5-Osteotomie mit schräger interfragmentärer Spongiosaschraube von ventral	46
Abbildung 51: 5/5-Osteotomie mit schräger interfragmentärer Spongiosaschraube von lateral	46
Abbildung 52: Operationspräparat Gruppe 1	47
Abbildung 53: postoperative Röntgenbilder (Präparat 8/Gruppe 1)	48
Abbildung 54: intraoperativer Bruch der medialen Kortikalisbrücke in Gruppe 1 (Ausschlusskriterium) ..	48
Abbildung 55: Operationspräparat Gruppe 2	49
Abbildung 56: intraoperativer Bruch der medialen Kortikalisbrücke in Gruppe 2 (Ausschlusskriterium) ..	50
Abbildung 57: Operationspräparat Gruppe 3	50
Abbildung 58: postoperative Röntgenbilder (Präparat 8/Gruppe 3)	51
Abbildung 59: Operationspräparat Gruppe 4	52
Abbildung 60: postoperative Röntgenbilder (Präparat 8/Gruppe 4)	52
Abbildung 61: Markieren des 4/5-Querdurchmessers in Höhe der transversalen Osteotomie	58
Abbildung 62: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 1/Gruppe 1)	70
Abbildung 63: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 9/Gruppe 1)	70
Abbildung 64: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 4/Gruppe 1)	70
Abbildung 65: Längsfraktur distal der Osteotomie (Präparat 2/Gruppe 1)	71
Abbildung 66: intakte Kortikalisbrücke, kompensatorische Spiralfaktur (Präparat 3/Gruppe 1)	71
Abbildung 67: teilfrakturierte Kortikalisbrücke, Spiralfaktur Tibiaschaft (Präparat 5/Gruppe 1)	72
Abbildung 68: intakte Kortikalisbrücke, kompensatorische Spiralfaktur (Präparat 8/Gruppe 2)	74
Abbildung 69: teilfrakturierte Kortikalisbrücke, Spiralfaktur Tibiaschaft (Präparat 7/Gruppe 2)	75
Abbildung 70: frakturierte mediale Kortikalisbrücke (Präparat 5/Gruppe 2)	76
Abbildung 71: nach Versuchsdurchführung frakturierte mediale Kortikalisbrücke in Gruppe 2	76
Abbildung 72: Fraktur ausgehend von der schrägen Spongiosaschraube (Präparat 9/Gruppe 3)	78
Abbildung 73: Verdrehen der Osteotomie und Schaftfraktur (Präparat 8/Gruppe 4)	80
Abbildung 74: kontinuierliches Verschieben der Osteotomieflächen (Präparat 9/Gruppe 4)	80
Abbildung 75: deformierte Kortikalisschrauben nach Versuchende (Präparat 1/Gruppe 2)	93
Abbildung 76: Schraubenbrüche und Korrekturverlust mit Arthrex-Platte [223]	104
Abbildung 77: winkelstabile Tomofix-Platte (Mathys-Medizinaltechnik, Bettlach, Schweiz) [221]	105
Abbildung 78: mediale open-wedge Osteotomie mit winkelstabiler Tomofix-Platte [223]	105
Abbildung 79: knöchern komplett verheilte Osteotomie 2 Jahre postoperativ [223]	106

12 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Stadien der Knorpeldegeneration nach Outerbridge [297]	7
Tabelle 2: Einteilung der degenerativen Arthrose nach Ahlbäck [8].....	8
Tabelle 3: Längenverteilung der Knochen [cm]	54
Tabelle 4: maximale Tibiaplateaubreite der Knochen [cm].....	56
Tabelle 5: Gewichtverteilung der Knochen [g]	57
Tabelle 6: maximale Tibiabreite in Höhe der transversalen Osteotomie [cm]	59
Tabelle 7: Korrelationskoeffizienten der Regressionsgeraden	64
Tabelle 8: primäre Rotationsstabilität der Präparate [Nm/°]	65
Tabelle 9: maximal erreichtes Drehmoment [Nm]	67
Tabelle 10: Verhalten der medialen Kortikalisbrücke und Frakturlokalisierung in Gruppe 1	69
Tabelle 11: Verhalten der medialen Kortikalisbrücke und Frakturlokalisierung in Gruppe 2.....	73
Tabelle 12: Schwachstellen / Fehlerlokalisierung in Gruppe 3.....	77
Tabelle 13: Schwachstellen / Fehlerlokalisierung in Gruppe 4.....	79
Tabelle 14: Schwachstellen / Fehlerlokalisierung in Gruppe 5.....	81
Tabelle 15: Einfluss der Rotationsrichtung auf die primäre Rotationsstabilität [Nm/°].....	90
Tabelle 16: Gruppeneinteilung	110

13 Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Seitenverteilung der Tibiae und Rotation während der Versuchsdurchführung.....	53
Diagramm 2: Boxplot der Längenverteilung der Knochen.....	55
Diagramm 3: Boxplot der maximalen Tibiplateaubreite der Knochen	56
Diagramm 4: Boxplot der Gewichtverteilung der Knochen	57
Diagramm 5: Boxplot der maximalen Tibiabreite in Höhe der transversalen Osteotomie.....	59
Diagramm 6: Boxplot der Korrelationskoeffizienten der Regressionsgeraden	64
Diagramm 7: Boxplot der primären Rotationsstabilität der Präparate.....	65
Diagramm 8: Boxplots Rotationsstabilität Gruppen 1/2 und 3/4 (Effekt der Spongiosaschraube)	66
Diagramm 9: Boxplot der maximal erreichten Drehmomente.....	68
Diagramm 10: Boxplots Rotation / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2	91
Diagramm 11: Boxplots Rotation / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4	91
Diagramm 12: Boxplots Rotation / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5 und alle Gruppen.....	92

14 Graphikverzeichnis

Graphik 1: graphische Darstellung des resultierenden Drehmoments.....	61
Graphik 2: Erstellen einer Regressionsgerade zur Bestimmung der Steigung [Nm/°].....	63
Graphik 3: Korrelation Tibialänge / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2.....	82
Graphik 4: Korrelation Tibialänge / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4.....	83
Graphik 5: Korrelation Tibialänge / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5.....	83
Graphik 6: Korrelation maximale Tibiplateaubreite / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2.....	84
Graphik 7: Korrelation maximale Tibiplateaubreite / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4.....	85
Graphik 8: Korrelation maximale Tibiplateaubreite / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5.....	85
Graphik 9: Korrelation Knochengewicht / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2.....	86
Graphik 10: Korrelation Knochengewicht / primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4.....	87
Graphik 11: Korrelation Knochengewicht / primäre Rotationsstabilität - Gruppe 5.....	87
Graphik 12: Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe/primäre Rotationsstabilität - Gruppen 1 und 2.....	88
Graphik 13: Korrelation Tibiabreite in Osteotomiehöhe/primäre Rotationsstabilität - Gruppen 3 und 4.....	89

15 Danksagung

Diese Arbeit wurde im Zeitraum von September 1999 bis Dezember 2004 in der Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie der Technischen Universität München, Conollystraße 32, 80809 München, unter der Leitung von Univ.-Prof. Andreas B. Imhoff angefertigt.

An dieser Stelle möchte ich mich bei all Jenen bedanken, die auf ihre besondere Weise zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Andreas B. Imhoff für die Aufnahme und Bereitstellung des Themas.

Bei Herrn PD Dr. Vladimir Martinek und Herrn Dr. Helmut Fredrich bedanke ich mich für ihre engagierte und lehrreiche Betreuung in der Planung und Realisierung der Versuchsreihe.

Dem gesamten Team des Biomechanischen Labors der Technischen Universität München in der Conollystraße 32, insbesondere Herrn Dr. Erwin Steinhauser, Herrn Dr. Ulrich Schreiber und Herrn Dr. Rainer Bader danke ich für ihre tatkräftige Unterstützung und ihr mir zu Verfügung gestelltes technisches Knowhow bei der Planung und Durchführung der Versuche.

Der Fleischereifirma Valentin Hahn im Schlachthof München, Zenettstraße 10, danke ich für die stets prompte Bereitstellung der frischen Lammhaxen, ohne die die Versuchsreihe nie hätte durchgeführt werden können. Nicht vergessen möchte ich den auf die Versuche folgenden Verzehr des leckeren Lammfleisches.

Ein Dankeschön an Herrn Regnet und Herrn Gürtner aus der Werkstatt für Experimentelle Chirurgie der Technischen Universität München im Klinikum Rechts der Isar für ihre Hilfsbereitschaft bei der Herstellung der Edelstahlformen zum Einbetten der Lammpreparate.

Den Mitarbeitern der Firma Allopro Deutschland, besonders Herrn Hartmut Freimuth, danke ich für das Bereitstellen des Operationsinstrumentariums für die Korrekturosteotomien an den Lammtibiae.

Frau Gusti Maier, Frau Herta Maier und Herrn Martin Maier danke ich dafür, dass sie beim Korrekturlesen die kleinen Ungereimtheiten und Flüchtigkeitsfehler gefunden haben.

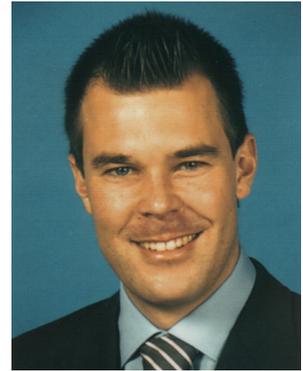
Vielen Dank!

16 Lebenslauf

Michael Maier

Alpseestr. 6
81377 München
Deutschland

Tel.: +49-89-719 98 356
Mobil: +49-173-385 39 31
e-mail: MMaier@bgu-murnau.de



PERSÖNLICHE DATEN

Geburtsdatum: 06.09.1973
Geburtsort: München-Pasing
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch

AUSBILDUNG

1980-1984	Grundschule an der Werdenfelsstraße in München	
1984-1993	Ludwigsgymnasium München	
1989/1990	dreimonatiger Schulaufenthalt in Ipswich / England	
1993	Abitur (Note: 1,7)	Jul 1993
1994-1997	Studium der Humanmedizin an der Universität Regensburg vorklinischer Abschnitt; Physikum	
1997-2002	Studium der Humanmedizin an der Technischen Universität München klinischer Abschnitt	
2002	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung Erhalt der AiP-Erlaubnis	Mai 2002
1999	Beginn meiner experimentellen Dissertationsarbeit „Biomechanische in-vitro Stabilitätsuntersuchung der hohen Tibiakopf-Umstellungsosteotomie mit und ohne schräge Spongiosaschraube an Lammtibiae“ Abteilung für Sportorthopädie, TU München Prof. Dr. med. A.B. Imhoff	

ZIVILDIENTST

1993-1994 Staatliche Orthopädische Klinik, Harlachinger Strasse, München
Operations- und Krankenpfleger

PRAKTISCHE ERFAHRUNG

1998-2000	Famulaturen	
	Orthopädische Klinik München-Harlaching Wirbelsäulenabteilung, PD Dr. med. M. Mayer	März 1998
	Krankenhaus München-Bogenhausen Unfallchirurgie, Prof. Dr. med. W. Heitland	Okt 1998
	Klinikum Rechts der Isar, TU München Radiologie, Prof. Dr. Dr. h.c. P. Gerhardt	Aug 1999
	Praxis Dr. med. P. Beer, Erding Gynäkologie	Aug 2000
2001-2002	Praktisches Jahr	
	Krankenhaus der Barmherzigen Brüder, München Chirurgie, Dr. med. C. Reuter	Apr - Aug 2001
	Klinikum Rechts der Isar, TU München Gastroenterologie (II. Med. Klinik), Prof. Dr. med. Drs. h.c. M. Classen	Aug - Okt 2001
	Klinikum Rechts der Isar, TU München Hämatologie / Onkologie (III. Med. Klinik) Prof. Dr. med. C. Peschel	Okt - Nov 2002
	Schulthess-Klinik, Zürich, Schweiz Orthopädie, Dr. med. U. Munzinger	Dez 2001 - März 2002
2002-2004	Arzt im Praktikum	
	Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Murnau Unfallchirurgie, Prof. Dr. med. V. Bühren	Okt 2002 - März 2004
2004	Assistenzarzt	
	Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Murnau Unfallchirurgie, Prof. Dr. med. V. Bühren	Apr 2004
2005	Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Murnau Intensivstation, Dr. med. J. Büttner	März 2005

KONGRESSARBEIT

- 1999 16. AGA- Kongress in München
 Schulterkurs der Sportorthopädie, TU München
 Prof. Dr. med. A.B. Imhoff
- 2000 Schulterkurs der Sportorthopädie, TU München
 Prof. Dr. med. A.B. Imhoff
- 2004 Jahrestagung der DGU in Berlin (19.-22.10.2004)
 Postervortrag: "Die Behandlung traumatischer Wirbelkörperfrakturen mittels
 Kyphoplastie unter Einbeziehung des MRT-Befundes"
- 2005 Deutscher Chirurgenkongress in München (06.04.2005)
 Vortrag: "Die Behandlung traumatischer Wirbelkörperfrakturen mittels
 Kyphoplastie unter Einbeziehung des MRT-Befundes"
- 2005 Jahrestagung der DGU, DGOOC und BVO in Berlin (19.-22.10.2005)
 Vortrag: "Epidemiologie und Outcome (Sportfähigkeit) bei knöchernen
 Verletzungen der Brust- und Lendenwirbelsäule nach Sportunfällen"

PERSÖNLICHE INTERESSEN

Reisen, sportliche Aktivitäten (Snowboard, Ski, Volleyball, Basketball),
Musik (Gitarre), Freunde, Fachliteratur

SPRACHEN

Deutsch, Englisch, Schul-Französisch

COMPUTER

MS Office (Word, Excel, PowerPoint), Statistik (SPSS), Internet

München, Dezember 2005 _____

17 Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die Arbeit selbständig verfasst,
noch nicht anderweitig für Prüfungszwecke vorgelegt,
keine anderen als die angegebenen Quellen oder Hilfsmittel benützt
sowie wörtliche und sinngemäße Zitate als solche gekennzeichnet habe.

Ort, Datum

Unterschrift