

**Aus dem Forschungslabor des Centrums für
Muskuloskeletale Chirurgie,
Medizinische Fakultät Charité- Universitätsmedizin
Berlin**

DISSERTATION

**Biomechanischer Vergleich von interfragmentären
Bewegungen und Bodenreaktionskräften im
monolateralen externen Fixateurverbund mit
unterschiedlicher Steifigkeit am Schafmodell**

**Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)**

**vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité –
Universitätsmedizin Berlin**

von

Abdul Shokor Parwani

Kabul / Afghanistan

Gutachter: 1. Prof. Dr.-Ing. G. N. Duda
2. Prof. Dr. med. T. Mittlmeier
3. Prof. Dr. L. Brunnberg

Datum der Promotion: 29.01.2010

gewidmet

meinen Eltern

Abkürzungsverzeichnis	- 4 -
1 Einleitung	- 5 -
2 Stand des Wissens	- 8 -
2.1 Knochen	- 8 -
2.1.1 Aufbau	- 8 -
2.1.2 Blutversorgung	- 9 -
2.2 Frakturheilung	- 10 -
2.2.1 Primäre Frakturheilung	- 14 -
2.2.2 Sekundäre Frakturheilung	- 14 -
2.2.3 Biomechanik der Frakturheilung	- 16 -
2.3 Fixateur externe	- 17 -
2.3.1 Geschichtlicher Überblick	- 17 -
2.3.2 Kräfteübertragung durch den Fixateur externe	- 19 -
2.3.3 Biomechanische Eigenschaften	- 20 -
2.3.4 Indikation	- 21 -
2.3.5 Vorteile	- 22 -
2.3.6 Nachteile	- 24 -
2.4 Interfragmentäre Bewegungen	- 25 -
2.4.1 Axiale Bewegungen im Frakturspalt	- 26 -
2.4.2 Scherbewegungen im Frakturspalt	- 27 -
2.5 Fragestellung	- 28 -
3 Eigene Untersuchungen	- 30 -
3.1 Material	- 30 -
3.1.1 Tiere	- 30 -
3.1.2 Tierhaltung	- 31 -
3.1.3 Fixateur externe	- 32 -
3.2 Methoden	- 34 -
3.2.1 Narkose	- 34 -
	- 1 -

3.2.2	Operation	- 36 -
3.2.3	Postoperative Versorgung	- 41 -
3.3	Ganganalyse	- 41 -
3.3.1	Lauftraining	- 42 -
3.3.2	Messung der Bodenreaktionsparameter	- 45 -
3.3.3	Optisches System	- 48 -
3.4	Tötung und Sektion der Tiere	- 56 -
3.4.1	Tötung	- 56 -
3.4.2	Entnahme der Tibiae	- 56 -
3.5	Biomechanische Testung der Tibiae post mortem	- 56 -
3.5.1	Materialprüfmaschine	- 56 -
3.5.2	Biomechanische Testung	- 58 -
3.6	Statistische Auswertung	- 60 -
4	Ergebnisse	- 61 -
4.1	Beurteilung des Heilungsverlaufes	- 61 -
4.2	Bodenreaktionsparameter	- 61 -
4.3	Interfragmentäre Bewegungen	- 73 -
4.4	Instabilitätsvergleich	- 80 -
4.5	Korrelation zwischen Bodenreaktionskräften und IFB	- 82 -
4.6	Biomechanische Testung post mortem	- 83 -
4.7	Radiologie	- 86 -
5	Diskussion	- 88 -
5.1	Material und Methoden	- 89 -
5.1.1	Tiermodell	- 89 -
5.1.2	Fixateur Externe	- 90 -
5.1.3	Ganganalyse	- 92 -
5.2	Ergebnisse	- 98 -

5.3	Übertragbarkeit auf humane Patienten	- 101 -
6	Zusammenfassung	- 102 -
7	Summary	- 103 -
8	Literaturverzeichnis	- 104 -
	Danksagung	- 116 -
	Erklärung an Eides statt	- 117 -
	Publikationsliste	- 119 -

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
Fa.	Firma
h	Stunde
IFB	Interfragmentäre Bewegungen
i.m.	intramuskulär
i.v.	intravenös
kg	Kilogramm
KG	Körpergewicht
Km	Körpermasse
min	Minuten
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
µm	Mikrometer
NaCl	Natriumchlorid
Nm	Newton Meter
RFE	rigider Fixateur externe
Sh	Gesamtscherung
Tab.	Tabelle
WFE	weicher Fixateur externe
Wo	Wochen
z.B.	zum Beispiel
°	Grad
%	Prozent

1 Einleitung

Trotz der in den letzten Jahren erzielten Fortschritte bei der Frakturversorgung kommen Komplikationen bei Frakturheilungen immer noch häufig vor. Um eine bessere Versorgung von Frakturen zu ermöglichen und die Frakturheilung zu optimieren, ist es erforderlich, den komplexen Zusammenhang zwischen den mechanischen und den biologischen Einflüssen während der Frakturheilung sorgfältig zu untersuchen, um das Verständnis dieser komplexen Vorgänge verstehen zu können.

Bei der Versorgung von Frakturen spielen die Wahl der Intervention, die Immobilisationsmethode, die Methode der non-invasiven Betreuung der Heilung sowie die Evaluation der Heilungsphasen, die die Behandlung abschließen, eine sehr große Rolle.

Die Kenntnisse über die mechanischen Bedingungen im Frakturspalt sind notwendig, um die Knochenheilungsprozesse optimal beurteilen und beeinflussen zu können. Es ist bekannt, dass der Heilungserfolg von der Stabilität des Osteosynthesystems abhängt. Die klinische Herausforderung besteht darin, eine hinreichende Initialstabilität festzulegen. Eine zu rigide wie auch eine zu flexible Osteosynthese verschlechtert die Heilungsbedingungen und somit das Heilungsergebnis (Lewallen et al., 1984). Voraussetzung für eine komplikationslose Heilung ist, dass die Fixateurrigidität den geforderten Bedingungen angepasst wird (Wolf et al., 1981).

Im Verlauf der Frakturheilung treten interfragmentäre Bewegungen auf, die in ihrem Ausmaß von der Fixateursteifigkeit, der Steifigkeit des Knochengewebes und den äußeren Lasten des Knochens beeinflusst werden. Die interfragmentären Bewegungen beeinflussen den Heilungsverlauf einer Fraktur. Sie haben einen wesentlichen Einfluss auf die einsetzende Knochenneubildung und den Knochenumbau und beeinflussen somit sowohl das Verhalten als auch die Rate der Frakturheilung (Goodship and Kenwright 1985; Kenwright and Goodship 1989; Claes et al., 1995; Duda et al., 1998, 2001; Klein et al. 2003). Obwohl in der Vergangenheit experimentell und klinisch zahlreiche Osteosyntheseverfahren angewendet worden sind, sind die durch sie bedingten

interfragmentären Bewegungen zumeist unbekannt. Die optimale Belastung des heilenden Knochens sowie die optimalen interfragmentären Bewegungen sind noch nicht eindeutig geklärt; die diesbezüglichen Diskussionen sind kontrovers (Kenwright et al., 1986, Augat et al., 1996). Eine frühe moderate Frakturbelastung und eine initial ausreichende Osteosynthesesteifigkeit stimulieren die Knochenheilung (Kenwright et al., 1986; Kershaw et al., 1993; Klein et al., 2003), wobei aber eine initiale Vollbelastung der Fraktur und eine zu flexible Osteosynthesesteifigkeit zu einer Verzögerung der Knochenheilung mit einer minderwertigen Kallusbildung führen (Augat et al., 1996). Die in *in vitro*- (Cunningham et al., 1989, Goodship et al., 1988, Kristiansen et al., 1987) und *in vivo*- (Goodship et al., 1993, Kenwright et al., 1991) Untersuchungen gemessenen axialen Komponenten der interfragmentären Bewegungen zeigen, dass axiale interfragmentäre Bewegungen von 0,2 – 1 mm die Frakturheilung begünstigen.

Eine der noch kontroversen Fragen ist, wie die interfragmentären Scherbewegungen die Frakturheilung beeinflussen. Nach Yamagishi et al. (1955) und nach Russell et al. (1992) wirken sich Scherbewegungen ungünstig, nach Park et al. (1998) günstig auf die Knochenheilung aus.

Entscheidend ist, welche Methoden bei der Beurteilung von Frakturheilung behilflich sein können. Duda et al. (1998, 2002) konnten zeigen, dass die 3D-Messung der interfragmentären Bewegungen im Frakturspalt eine angemessene Methode ist, die Knochenheilung darzustellen.

In vivo - Messungen der Belastungen und der interfragmentären Bewegungen in der Frakturzone könnten die Frakturversorgung optimieren. Durch präzise *in vivo* - Messungen der durch die biomechanischen Belastungen hervorgerufenen Bewegungen könnte eine individuelle und beanspruchungsgerechte Planung von Umstellung und Frakturversorgung unterstützt werden. Neue Erkenntnisse unterstützen die Optimierung der mechanischen und biologischen Rahmenbedingungen; dabei gilt es, die folgenden Fragen bezüglich der mechanischen Rahmenbedingung der Frakturheilung zu klären:

Wie stabil muss eine Osteosynthese in den unterschiedlichen Heilungsphasen sein, um eine Frakturheilung optimal zu unterstützen?

Welche mechanischen Belastungen sind für die Frakturheilung stimulierend?

Wann ist der optimale Zeitpunkt, um das Osteosynthesystem zu entfernen?

2 Stand des Wissens

2.1 Knochen

Das Skelett erfüllt eine Reihe von Aufgaben. Die Hauptaufgabe des Knochenskeletts besteht darin, als Muskelansatzstelle zu fungieren, Belastungen zu tragen, Organe zu schützen und die Fortbewegung zu ermöglichen. Knochen sind ständig Kräften ausgesetzt, die durch Gewichtbelastung, Muskelkontraktion oder physiologische Aktivitäten entstehen. Der Knochen ist durch seine Stabilität und seine Kraft charakterisiert. Das Knochengewebe unterliegt zeitlebens einem physiologischen Umbau, der unter pathophysiologischen Bedingungen des Traumas quantitativ zur osteogenen Regeneration gesteigert wird.

Schon 1892 hat Wolff das Transformationsgesetz formuliert, aus dem hervorgeht, dass die Knochenarchitektur sich wechselnder mechanischer Belastung anpasst.

2.1.1 Aufbau

Im Skelett unterscheidet man zwischen langen und kurzen Röhrenknochen sowie platten Knochen. Die Röhrenknochen weisen folgende Struktur auf: In der Längsachse befindet sich im oberen und unteren Ende des Knochens die Epiphyse, die noch im Kindesalter nach innen durch die Epiphysenfuge von der Metaphyse getrennt wird (Niethard et al., 2003). Der mittlere Schaft zwischen den beiden Metaphysen bildet die Diaphyse. In der Querschnittsachse wird die Mitte des langen Röhrenknochens von der Kortikalis, *Substantia Kompakta*, umgeben. Das Periost, die äußere Hülle des Knochens, weist zwei Schichten auf, eine innere osteogene Schicht und eine äußere fibröse Schicht. Das Periost spielt aufgrund seiner osteogenen Zellproduktion und der Blutversorgung des Knochens eine sehr wichtige Rolle in der Frakturheilung. Der Raum zwischen der Kortikalis wird vom Knochenmark ausgefüllt (Sobatta

Anatomie, 2003). Der lamelläre Knochen besteht aus ausgereiften Osteonen, die als Hohlzylinder dargestellt werden können und deren Kern, der Haverssche Kanal, mit dem gefäßführenden System für den Stoffwechsel zur Aufrechterhaltung der Lebensfunktionen verantwortlich ist (Wolf et al., 1982).

2.1.2 Blutversorgung

Der Knochen wird über drei Gefäßsysteme mit Blut versorgt. Im proximalen Drittel des Knochens tritt die A. nutricia durch die Kortikalis in den Markraum ein und verzweigt sich in die Markraumarterien. Diese Arterien verlaufen longitudinal entlang der Knochenlängsachse. Bei Verletzung dieser Arterien im Rahmen einer Fraktur würde die endostale Blutversorgung distal der Arterienverletzung bis zum Eintritt der mesenchymalen Gefäße ausbleiben und in diesem Bereich die Knochenheilung beeinträchtigt werden (Penning 1990; Remedios, 1999). Periostal erfolgt die Blutversorgung über segmental abgehende periostale Arterien, die transversal zu der Knochenlängsachse verlaufen. Aufgrund ihres Verlaufs kann die Blutversorgung des Periosts trotz der Fraktur aufrechterhalten werden (Eitel et al., 1981; James et al., 1986; Penning 1990). Ein metaphysäres arterielles System versorgt den metaphysären Bereich; dies ist bei Erwachsenen jedoch von untergeordneter Bedeutung (Penning 1990). Nutritive endostale Gefäße anastomosieren uneingeschränkt mit metaphysären Gefäßen, nicht aber mit den periostalen Gefäßen (MacNab I et al., 1974). Eine Revaskularisation ist aber auch aus der vitalen Grenzschicht des Knochens über den Havers'schen Umbau möglich (Stürmer, 1996). Es wird angenommen, dass etwa 90% des Knochens über die endostale Blutversorgung gespeist wird und nur etwa 10% der Blutversorgung via die periostalen Gefäße erfolgt. Obwohl beim intakten Knochen den periostalen Gefäßen eine geringere Rolle zugesprochen wird, spielen sie im Rahmen einer Fraktur eine sehr große Rolle. Die periostalen Gefäße können bei Frakturen den Knochen penetrieren und die endostale Blutversorgung wiederherstellen, wodurch die Knochenheilung schneller erfolgen kann.

2.2 Frakturheilung

Eine Fraktur entsteht, wenn die Kräfte am Knochen die mechanische Festigkeit des Knochens überschreiten. In der Frakturheilung finden die Rekonstruktion der ursprünglichen Knochenstrukturen, der Wiederaufbau der Knochensubstanz und die Wiederherstellung der Knochenfunktion statt (Richard et al., 1975; Frost et al., 1988). Sie ist ein komplexer Vorgang, der einer Reihe von zellulären, physiologischen und mechanischen Ereignissen unterliegt. Dieser Vorgang wird von lokalen und von systemischen Faktoren beeinflusst. Zu den lokalen Faktoren zählen unter anderem Grad des Traumas, Frakturtyp (transvers/schräg/spiralig), Grad der Gefäßverletzung, Infektionen und pathologischer Zustand des betroffenen Knochens (Lutz et al., 1998). Zu den die Frakturheilung beeinflussenden systemischen Faktoren zählen Alter, Hormone, Funktion des Knochens, nervale und vaskuläre Versorgung des Knochens (Trostle et al., 1996).

Die Frakturheilung weist mehrere verschiedene kontinuierlich überlappende Phasen auf. Im Allgemeinen handelt es sich um folgende Phasen: Entzündungs-, Reparations- und Remodellingphase (Trostle et al., 1996, Kernek und Wray, 1973). In jeder Phase überwiegt eine bestimmte Zellart, und die Phasen sind durch bestimmte histologische und biomechanische Bilder charakterisiert (Cruess et al., 1975).

Die **Entzündungsphase** findet in den ersten Tagen nach einer Fraktur statt. Sie kann schon nach acht Stunden nachgewiesen werden und erreicht ihr Maximum nach etwa 24 Stunden. Sie findet zunächst im Bereich des verletzten Periosts und in seinem umgebenden Gewebe statt. Nach wenigen Tagen bildet sie sich zurück und kann nur noch im Bereich nahe der Frakturstelle nachgewiesen werden (Tonna and Cronkite 1961).

Bei einer Fraktur kommt es zur Verletzung des Knochens, des Knochenmarks, des Periosts und des umgebenden Weichteilgewebes (Frost, 1989). Sie geht mit einer Durchtrennung des Periosts und einer Zerreißung nutritiver Gefäße im Frakturbereich einher (Cruess et al., 1975). Dadurch sterben Zellen ab, und es

entstehen mikroskopisch kleine Knochennekrosen (Stürmer 1996). Durch das Einströmen von Blut erfolgt eine Hämatombildung in den Knochenmarkkanälen, zwischen den Frakturrenden und unter dem Periost (McKibbin 1978). Das Frakturhämatom stellt unter anderem das Zellreservoir für die Kallusbildung (Charnley und Guindy 1961, Kernek und Wray, 1973, Eyre-Brook 1984) dar und dient als Aktivierungsquelle für die Entzündungszellen und als Wachstumszone der pluripotenten Mesenchymzellen aus dem Periost und dem Endost und stabilisiert den frakturierten Knochen (Tencer et al., 1993). Die Verletzung sensibilisiert und stimuliert die lokalen und systemischen Zellen und leitet die initiale Zellreaktion ein (Frost 1989). Durch den Zerfall des verletzten Periosts, des Knochenmarks, des Weichteilgewebes und der getöteten Zellen im Frakturbereich wird eine schnelle und intensive lokale Entzündungsreaktion hervorgerufen (Cruess et al., 1975). Sie verursacht eine Vasodilatation und Migration von Makrophagen, Histo-, Mono-, Leuko-, Lympho- und Trombozyten (Simmons 1985). Diese Zellen ermöglichen einerseits die Abwehrreaktion und den Abbau des Frakturhämatoms und andererseits die Ausschüttung von Wachstumsfaktoren, wodurch die Enzymkaskade proteolytischer Enzyme aktiviert wird (Trostle et al.). Die Proliferation und die Differenzierung der verschiedenen Zellen werden dadurch stimuliert.

Die **Reparationsphase** überlappt die Entzündungsphase und dauert in der Regel bis etwa 40 Tage (Simmons 1985). Die Knochenreparationsphase ist extrem stoffwechselaktiv und bedarf der Neubildung von Gefäßen. Knochen mit fehlender Gefäßversorgung sterben ab. Die Gefäßversorgung und damit die Blutversorgung ist eine der wichtigsten Voraussetzungen der ungestörten Knochenheilung. Das Überleben der Zellen kann nur unter vaskularisierten Bedingungen garantiert werden (Stürmer 1996). Eine Revaskularisierung garantiert durch die Blutversorgung den extremen Stoffwechsel im Frakturbereich, die Bildung des primären Kallus und die Osteogenese. Die Stärke und die Art der Angiogenese hängen von den mechanischen Bedingungen im Frakturbereich ab (Rhineland et al. 1974, Marsh et al. 1999). Die neuen Gefäße gehen entweder aus der Markhöhle oder aus dem Periost

hervor. Dies ist bei einer Knochenversorgung mit Fixationssystemen von der Art der Fixation abhängig. Der Fixateur externe erlaubt im Gegensatz zur Plattenosteosynthese und Marknagelung beide Revaskularisierungsmethoden. Die Plattenosteosynthese beeinträchtigt die periostale Blutversorgung und die Marknagelung die Blutversorgung aus der Markhöhle.

Das anfangs im Frakturhämatom herrschende saure Milieu begünstigt die Einwanderung sowie die Proliferation und die Differenzierung der Entzündungszellen. Im Laufe der Heilung, nach ca. zwei Wochen, verändert sich das Milieu über neutral zu leicht alkalisch (Cruess et al, 1975, Newman et al., 1985). Newmann et al. (1985) zeigten mittels Kernresonanzspektroskopie, dass im Frakturhämatom ein niedrigerer pH-Wert vorliegt als im Knochen und dass dieser nach ca. zwei Wochen auf pH-Werte größer 7,5 ansteigt. Sie stellten fest, dass die Alkalisierung für den Prozess der Kalzifikation von eminenter Bedeutung ist, da die entsprechenden Enzymsysteme der Mineralisation ihren optimalen pH-Wert im alkalischen Niveau haben.

Eine weitere wichtige Voraussetzung für die Frakturheilung ist die Versorgung mit Sauerstoff. Der Knorpelumbau erfolgt an Stellen mit genügend Sauerstoffversorgung (Bassett, 1962). Brighton et al. konnten 1972 zeigen, dass im Frakturhämatom ein im Vergleich zum diaphysären Knochen niedrigerer Sauerstoffpartialdruck herrscht. Während der Bildung des knorpeligen Kallus steigt der Sauerstoffpartialdruck allmählich an und erreicht nach der Bildung des Geflechtknochens den Normbereich.

Die proliferierten und differenzierten Chondroblasten (knorpelbildende Zellen) und Osteoblasten (knochenbildende Zellen) synthetisieren extrazelluläre organische Grundsubstanz für die Knorpelbildung und für den Geflechtknochen. Nach etwa ein bis zwei Wochen beginnt die Grundsubstanz zu mineralisieren (Frost 1989). In der Mineralisationsphase erfolgt der Umbau der Kollagenfaser mit der Bildung des Kallus. Der Geflechtknochen wird entweder direkt über mesenchymales Gewebe (intramembranöse Ossifikation) oder indirekt über Knorpelumbau (enchondrale Ossifikation) gebildet (Marsh et al. 1999).

In der Regel dauern die Bildung und die Mineralisation des Kallus bei Menschen etwa vier bis 16 Wochen. In der Mitte der Reparationsphase beginnt

die Remodellingphase mit der Resorption von nicht benötigtem Kallus (Cruess et al., 1975).

Das **Remodelling** (Knochenumbau) dient der Aufrechterhaltung der Knochenstruktur und stellt die in lokalen Einheiten, den sog. „basic multicellular units“ (BMU), zyklisch ablaufenden Umbauvorgänge dar, denen der Knochen zeitlebens unterworfen ist (Klaushofer 1985). Die BMU, zum ersten Mal beschrieben im Jahre 1966 von Frost, sind Baueinheiten, die auf bestimmte Mediatorenmechanismen reagieren und eine Serie von Zellen, Kapillaren und interzellulären Einheiten enthalten (Frost, 1966). Diese Baueinheiten weisen spezifischen Aufbau und Organisation auf, die zeitlich und räumlich miteinander in Verbindung stehen. Sie erfassen die Resorption vom alten Knochen durch Osteoklasten und die Knochenneubildung durch Osteoblasten (Frost 1966, 1989, Jilka 2003). Rasmussen und Bordier bestätigten dies 1974 und nannten sie „Bone Remodelling Unit“ (Rasmussen und Bordier).

Die **Remodellingphase** im Rahmen der Frakturheilung erfolgt in einem Zeitraum von Monaten bis zu vier Jahren (Wendeberg, 1961). In dieser Phase werden vier verschiedene Mechanismen durchgeführt: Ersetzen des Knorpels mit Spongiosa, Umbauen des Geflechtknochens zum lamellären Knochen, Ersetzen des Kallus an den Enden der Kortikalis mit Osteonen und Resorption vom Kallus (Frost 1989).

Mit dem Abbau des Kallus beginnt der Knochen, durch Resorption und Umbau seine ursprüngliche Form wiederherzustellen. Die mechanischen Zugkräfte, die auf die Fraktur im Rahmen physiologischer Muskelaktivitäten einwirken, stellen den Hauptstimulationsfaktor für dieses so genannte „Modelling“ dar (Frost 1989). Der Knochen passt seine Architektur an die mechanischen Bedürfnisse an. Innerhalb der Kortikalis vorhandene Lamellensysteme werden resorbiert und durch neue, anders angeordnete ersetzt.

2.2.1 Primäre Frakturheilung

Die primäre Knochenheilung erfolgt über direkte Rekonstruktion der Kortikalis und ist durch die direkte knöcherne Vereinigung der Fragmente über primäre Osteonenneubildung an den Frakturenden charakterisiert (Rahn et al., 1971; Schenk und Willenegger 1977). Sie erfolgt, wenn kein Frakturspalt vorliegt und die Knochenenden miteinander in Kontakt stehen und wird daher auch als Kontaktheilung bezeichnet. Sie ist durch das Fehlen von periostalem Kallus und Resorption und das allmähliche Verschwinden der Frakturlinie gekennzeichnet (Rahn et al., 1971; Aro et al., 1993). Sie findet nur unter stabilen Verhältnissen mit wenig oder gar keinen interfragmentären Bewegungen statt. Für die primäre Knochenheilung zeigen die interfragmentären Bewegungen in Kaninchentibiae-Osteosynthesen einen Grenzwert von 0,5 bis 0,8 mm (Schenk und Willenegger 1963, 1964, 1977). Die Primärheilung tritt somit bei rigiden Frakturfixationssystemen, absolut stabiler Plattenosteosynthese, rigider Fixateur-externe-Osteosynthese und stabiler Zugschrauben-Osteosynthese auf.

2.2.2 Sekundäre Frakturheilung

Die sekundäre Knochenheilung, auch als spontane Knochenheilung bezeichnet, ist durch das Auftreten von Binde-, Knorpelgewebe und durch die vermehrte periostale und endostale Kallusbildung charakterisiert und geht mit einer flächenhaften Resorption der Fragmentenden einher (Schenk und Willenegger 1977; Mckibbin 1978; Goodship et al., 1985; Stürmer 1987). Die sekundäre Knochenheilung weist eine periostale Kallusbildung, frühere Rekonstruktion des kortikalen Knochens und ein schnelles Kallusremodelling auf (Aro et al., 1993). Die sekundäre Knochenheilung stellt die vorherrschende Heilungsform bei Frakturen dar, die einen Frakturspalt aufweisen und interfragmentäre Bewegungen zulassen. Die spontane Knochenheilung wird somit im Rahmen der konservativen Bruchbehandlung, Marknagelosteosynthese, flexiblen

Fixateur-externe-Osteosynthese und der elastischen Plattenosteosynthese beobachtet (Goodship et al., 1986; Aro et al. 1993; Stürmer 1996).

Die Kallusheilung ist der natürliche Weg der Stabilisierung von Konchenfragmenten (McKibbin 1978) und dient der temporären mechanischen Überbrückung der Frakturfragmente. Die Knochenheilung erfolgt durch den Umbau des Kallus. In der frühen Heilungsphase der Knochenheilung bildet sich zunächst ein weiches, noch nicht verkalktes Kallusgewebe, das noch erhebliche interfragmentäre Bewegungen (IFB) zulässt. Durch zunehmende Verknöcherung und zunehmende Querschnittsvergrößerung gewinnt der Kallus an Steifigkeit und bewirkt damit eine Reduktion der IFB (McKibbin 1978; Cheal et al., 1991; Aro et al., 1993; Claes et al., 1995). Der Kallusumbau wird durch Proliferation von Chondroblasten und Osteoblasten eingeleitet. Diese Zellen synthetisieren Matrixbestandteile von Knorpel- und Geflechtknochen (McKibbin 1978). Die Kallusbildung und –mineralisation findet beim Menschen in den ersten 16 Wochen statt. Anschließend erfolgt der Umbau des Kallus durch Ersetzen des Knorpels durch Geflechtknochen, Ersetzen des Geflechtknochens durch lamellären Knochen und Resorption von Kallus und Wiederherstellung der ursprünglichen Knochenmarkhöhle (Stürmer 1996).

McKibbin unterschied 1978 zwischen drei Arten von Kallus: periostal, endostal und kortikal. Die mechanische Festigkeit des periostalen Kallus ist sehr hoch und weist eine Mikrobewegungstoleranz und eine Stimulation des Kallus durch Mikrobewegungen auf. Dieser Kallus ist auch überbrückungsfähig. Der kortikale und der endostale Kallus weisen eine geringere mechanische Festigkeit und langsamere Bildungsgeschwindigkeit als der periostale Kallus auf und benötigen eine sehr lange Zeit für eine Überbrückung der Frakturstelle. Die biomechanische Aufgabe des Kallus ist es, die Frakturstelle zu stabilisieren und die initial bestehende IFB so weit zu reduzieren, dass die beiden Fragmentenden zur Konsolidierung kommen können (Claes et al., 1998).

Die sekundäre Knochenheilung ist die ideale Frakturheilungsform, weil sie erstens sehr schnell verläuft und zweitens die feste kallöse Verbindung eine frühe risikolose Implantatentfernung mit nachfolgender Teil- oder sogar Vollbelastung erlaubt. Die periostale Kallusbildung führt zur

Querschnittsvergrößerung und somit zu einer raschen Ausheilung der Fraktur. Dadurch kann eine rasche Wiedererlangung der Gebrauchsfähigkeit der verletzten Extremität gesichert werden (Penning 1990).

2.2.3 Biomechanik der Frakturheilung

Zu den Mechanismen, die initial zu einer knöchernen Verbindung führen, gehören externer Kallus, interner Kallus und die sog. primäre Knochenheilung (Charnley 1970).

Die Kallusheilung ist neben biologischen Faktoren von biomechanischen Faktoren abhängig. Zur Erzielung eines optimalen Ergebnisses ist es wichtig, sowohl die biologischen als auch die biomechanischen und klinischen Gegebenheiten zu berücksichtigen. Die biomechanischen Faktoren sind: Stabilität der Fixation (Claes et al., 1997; Duda et al., 1998), Frakturspaltgröße (Claes et al., 1997), einwirkende Kräfte (Claes et al., 1998), die Art der Belastung, die Menge der Belastungszyklen (Goodship et al., 1985) und der Zeitpunkt der Stimulalion während der Heilung (Goodship et al., 1985). Biologische Faktoren ergeben sich aus den lokalen und systemischen Faktoren: unter anderem Grad der Fraktur, Anteil der Weichteilbeteiligung, Art des Traumas, Alter und allgemeiner Gesundheitszustand des Patienten. Klinische Aspekte sind die Kooperation und Compliance des Patienten (Kenwright et al., 1998; Palmer et al.). Die osteogenetische Aktivität in der Knochenheilung wird durch die Blutversorgung, Hormone und Wachstumsfaktoren (Einhorn 1995; Hulth 1989) und durch die biomechanischen Gegebenheiten im Frakturspalt beeinflusst (Rhineland 1979; Hulth 1989; Kenwright et al., 1989).

Ein größerer Frakturspalt verzögert die Knochenheilung (Claes et al., 1998).

White et al. haben 1977 die Biomechanik der Frakturheilung in vier Stufen eingeteilt. Die Stufen beziehen sich auf das Verhalten der Frakturheilung im Bezug auf maximales Drehmoment und maximale Versagungskraft. Auf der Stufe I versagt der Knochen in der Frakturstelle und weist eine niedrigere Steifigkeit und eine große Deformation auf. Auf der Stufe II erfolgt der Bruch im Frakturbereich, der Knochen zeigt aber eine höhere Steifigkeit und eine

geringere Deformation an der Frakturstelle. In der Stufe III liegt der Bruch sowohl im Frakturbereich als auch im intakten Knochenbereich, der Knochen zeigt aber eine ähnliche Steifigkeit wie in der Stufe II. In der Stufe IV erfolgt der Bruch außerhalb der frakturierten Stelle und benötigt viel mehr Kraft als in der Stufe III.

Stürmer beschrieb 1996 die dem Heilungszeitpunkt angepasste Stabilität und den Kontakt der Fragmente als wichtige Faktoren der Frakturheilungsmechanismen. Ein Kontakt der Fragmente in Form von Reposition oder durch Bewegung der Fragmente gegeneinander ist ein wichtiger Triggermechanismus für die Knochenheilung. Eine Überbelastung des Knochens zum falschen Zeitpunkt würde die Knochenheilung verzögern oder gar dauerhaft schädigen.

Die Frakturstabilität und –belastung beeinflussen die einzelnen Phasen und Abläufe und können somit die Frakturheilung entsprechend stimulieren oder beeinträchtigen (Aro et al., 1993; Chao et al., 1998). Die Frakturheilung ist in der Reparationsphase gegenüber biomechanischen Faktoren wie den intrafragmentären Bewegungen sehr sensibel (Trostle et al., 1996). Fragmentmobilisation und intrafragmentäre Bewegungen beeinflussen die morphologische Struktur der Frakturheilung (McKibbin 1978).

2.3 Fixateur externe

2.3.1 Geschichtlicher Überblick

An ein Fixateur-System wird die Forderung gestellt, technisch einfach zu sein und aus möglichst wenigen Bauelementen zu bestehen, wobei die Anatomie der einzelnen Körperregionen berücksichtigt werden muss.

Der erste Fixateur externe wurde nach dem Bericht von dem Chirurgen C. Hansmann (1886) entwickelt und zum ersten Mal von v. Langenbeck angewendet (Hansmann 1886). Malgaigne verwendete in der Mitte des 19. Jahrhunderts einen klammerartigen Fixateur externe, der von Lambotte

weiterentwickelt und systematisch angewendet wurde. Im nächsten Jahrhundert wurde die weitere Anwendung und Entwicklung des Fixateurs externe von Codvilla (1903), Bier und Bock (1923) und Illizarov (1989) durchgeführt.

1952 stellte M. E. Müller durch die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO) den AO Fixateur externe vor, der aus vier Bauelementen bestand, einem Stahl- oder Kohlefaserrohr, zwei Schanz-Schrauben oder zwei Steinmann-Nägeln und drehbaren Klemmbacken (durch die drehbare Backe können unterschiedlichste Montageformen realisiert werden) (Orthopädie und Unfallchirurgie, 2005). Mittlerweile sind leistungsfähige Montageformen entwickelt worden, die in Abhängigkeit von der Topographie und nach den mechanischen Gegebenheiten des Verletzungsbereichs definierte Indikationen aufweisen.

Inzwischen stehen folgende Formen von Fixateur externe zur Frakturversorgung zur Verfügung:

Unilateraler Klammerfixateur, AO-Doppelrohr, AO-Einzelrohr, dynamischer Monofixateur (Orthofix, Unifix), v-förmiger Fixateur, zeltförmiger/triangularer und Rahmenfixateur (starr, bilateral), Hoffmann-II-Fixateur und Zangenfixateur.

Die wichtigsten Montageformen sind: Modulartechnik als heute empfohlene Standardmontage, unilaterale Klammeranordnung als klassische Montage, v-förmige Montage als stabile, quasi-unilaterale Anordnung, plane Anordnung mit durchgehenden Steinmann-Nägeln, zeltförmige Anordnung (nicht mehr verwendet) und Sondermontagen für Transport, Ligamentotaxis und Hybridanordnung.

Der unilaterale flexible Fixateur externe hat sich wegen seiner geringeren Anzahl von Hautperforationen, einer schnelleren Implantation, besserer Zugänglichkeit für die Weichteilpflege und einfacherer Handhabung als besonders sinnvoll bewährt (Claes 1990).

2.3.2 Kräfteübertragung durch den Fixateur externe

Man unterscheidet einen Neutralisations-, Kompressions- und Distraktions-Fixateur.

Das Prinzip des externen Fixateurs bei Knochen mit einem Frakturspalt besteht darin, dass unmittelbar postoperativ durch die Frakturstelle keine Kräfte durch den Knochen übertragen werden und daher alle Kräfte über den Fixateur externe laufen. Die Kräfte laufen in folgende Richtung: Knochen – Pin – Rohrstange – Pin – Knochen (Hierholzer 1982, Chao et al., 1989). Der Kräftefluss erfolgt hauptsächlich über die Steinmann-Nägel bzw. die Schanzschrauben (Abb. 1, rechts). Mit zunehmender Knochenneubildung im Frakturspalt, wodurch der Knochenkontakt wiederhergestellt wird, laufen die Kräfte immer mehr über die knöcherne Frakturstelle, und der Fixateur externe wird weniger belastet (Huiskes et al., 1986, Chao et al., 1989, Claes 1991). Die Steifigkeit in der Frakturzone nimmt zu und somit nehmen die interfragmentären Bewegungen ab (Claes et al., 1995, Haris et al., 1985). Besteht initial im Frakturbereich eine knöcherne Abstützung, so wird die Kraft über die Frakturzone und über den Fixateur gleichermaßen verteilt (Abb. 1, links) (Aro 1989). In so einem Fall fungiert der Fixateur externe aufgrund der partialen Belastungsteilung als Neutralisationssystem (Palmer et al., 1992).

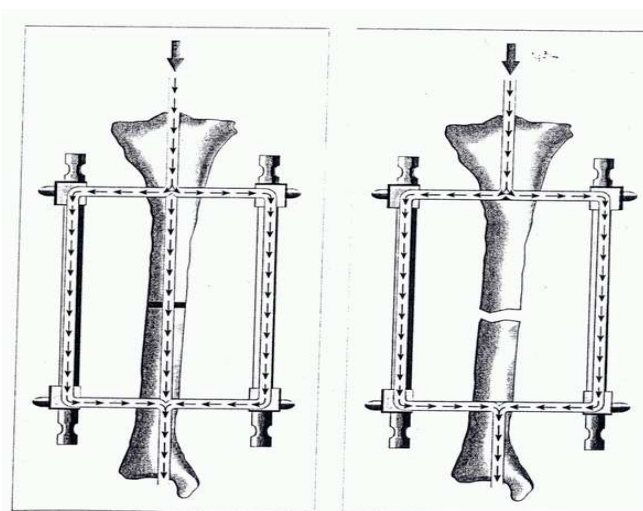


Abbildung 1:

Kräfteweg bei einem Fix. Externe (aus Op-Jornal 13, Fixateur-externe-Monatge, Thieme Verlag)

2.3.3 Biomechanische Eigenschaften

Für die Frakturheilung spielt die Stabilität, Steifigkeit und Belastbarkeit der Fixateur-externe-Systeme eine große Rolle. Diese sind wiederum von der Gestaltung, dem Material und der Konstruktion des Systems abhängig. Bei Frakturen mit einem Frakturspalt kann durch geeignete Fixateur-Systeme und Osteosynthesetechniken eine ausreichende Stabilität gewährleistet werden (Karaharju et al., 1983, Claes 1990).

Die Rigiditätsparameter des Fixateurs sind Anzahl der Stangen, Abstand zwischen den Stangen, Abstand zwischen innerer Stange und Knochen, Anzahl der Pins, Pindurchmesser, Pin-Pin-Abstand und Abstand zwischen den Pin-Gruppen (Huiskes et al., 1986, Chao et al., 1989). Diese Parameter haben unterschiedliche Wirkungen auf axiale, Torsions- und Scherbewegungen. Je nach Festlegung dieser Parameter kann die gewünschte Rigidität des Fixateurs erreicht werden (Chao et al., 1989).

Die Anzahl der Stangen sowie auch der Durchmesser der Pins erhöhen die Stabilität des Fixateurs und verringern die Pin- und die Pin-Knochen-Belastung (Huiskes et al., 1986). Die Stangenseparation und die Pinanbringungsebene beeinflussen die Fixateurstabilität positiv, bewirken aber kaum eine Änderung der Pin- und der Pin-Knochen-Belastung (Huiskes et al., 1986). Die Stabilität einer Osteosynthese wird im Wesentlichen durch die Steifigkeit des Osteosynthesematerials und die Qualität der Implantat-Knochenverbindung bestimmt (Claes et al., 2000). Um eine größtmögliche Stabilität zu erreichen, sollte eine geringe freie Weite (Abstand zwischen Knochen und Trägerstange) und ein möglichst defektnahes Einbringen der zentralen Schanz'schen Schrauben erfolgen. Durch die geringe Weite ist die Biege- und Knickstrecke verringert und die Auslenkung der Fragmente minimiert (Hierholzer et al., 1982, Warmbold et al., 1983). Durch möglichst defektnahes Einbringen der Schanzschrauben wird die horizontale Verschieblichkeit der Fragmente eingeschränkt (Hierholzer et al., 1982, Warmbold et al., 1983). Durch die Höhenverschieblichkeit der Frakturrenden kommt es zur Durchbiegung der Schanzschrauben. Diese Durchbiegung hängt von der freien Länge zwischen

dem Knochen und Fixateurkörper, ihrem Durchmesser und der Qualität des Metalls ab (Hierholzer et al., 1981).

Schanzschrauben mit geringerem Durchmesser sowie ein größtmöglicher Abstand zwischen den Schanzschrauben ermöglichen, dass die Schrauben-Knochen-Belastung verringert und somit eine Schraubenlockerung nach Möglichkeit minimiert wird (Churches et al. 1985). Eine Schraubenlockerung würde wiederum die Stabilität des Fixateurs herabsetzen und somit die Frakturheilung negativ beeinflussen (Churches et al., 1985). In experimentellen Untersuchungen hat sich gezeigt, dass die Verwendung von Schrauben mit größerem Durchmesser zusätzlich zu einer ausreichenden Stabilität den Vorteil einer geringeren Anzahl von Schrauben und somit von weniger Hautinzisionen mit sich bringt (Claes 1990, Duda et al., 2000). Eine zusätzliche Festigkeit der Konstruktion kann durch eine intrafragmentäre Vorspannung erreicht werden.

Die Montageebene des Fixateurs ist eine weitere Komponente der Fraktursteifigkeit und beeinflusst die Kallusbildung. Der Fixateur kann sowohl medial als auch anteromedial angebracht werden. Ein medial angebrachter Fixateur scheint eine größere Kallusbildung und eine schnellere Differenzierung hervorzurufen als ein anteromedial angebrachter Fixateur (Klein et al., 2001).

Die heute gebräuchlichste Montageform ist der unilaterale „eindimensionale“ Klammerfixateur mit einem oder zwei Längselementen. Es konnte gezeigt werden, dass rigide Fixationen eine bessere Knochenheilung mit weniger Kallusbildung und steiferer Knochenneubildung ermöglichen als flexiblere Fixationen (Chao et al., 1989, Williams et al., 1978).

2.3.4 Indikation

Die Behandlungsziele einer Fraktur sind klar definiert: Infektionsprävention, ungestörte und zeitgerechte Frakturheilung und Wiederherstellung von Form und Funktion (Jukema et al., 1997, Orthopädie, 2003, Orthopädie und Unfallchirurgie, 2005). Das Ausmaß der Gesamtverletzung von Knochen und Weichteilen entscheidet über das Behandlungsverfahren. Ein Gesamtkonzept

der diagnostischen und therapeutischen Strategie ist notwendig, um eine optimale Behandlung zu ermöglichen.

Zur Behandlung von Frakturen steht eine Reihe verschiedener Systeme zur Verfügung. Nur bei Berücksichtigung der biologischen und mechanischen Gegebenheiten kann ein optimales Ergebnis erzielt werden.

In der operativen Versorgung von Frakturen stehen als Fixationsmöglichkeiten intra- (Marknägel) oder extramedulläre Kraftträger (Platten, Fixateur externe, Spickdrähte) zur Verfügung. Je nach Art der Fraktur haben sich bestimmte Kraftträger durchgesetzt.

Der Fixateur externe hat sich insbesondere in der Frühversorgung von offenen Frakturen mit Knochen- und Weichteildefekten und bei Stabilisierung von infizierten Frakturen bewährt, da es unter septischen Bedingungen von großer Bedeutung ist, dass möglichst wenig Implantatmaterial im infizierten Wundgebiet liegt, damit das ohnehin erhöhte Infektionsrisiko verringert wird, bei gleichzeitiger Gewährleistung einer ausreichenden Stabilität (Burg et al., 1991, Jukema et al., 1997).

Weitere Anwendungsmöglichkeiten des Fixateurs externe sind Stabilisierung komplizierter geschlossener Frakturen, Korrektur- bzw. Verlängerungsosteotomien von kongenitalen oder erworbenen Deformitäten an Extremitäten, Einstellungen zur Arthrodesen von Gelenken und die Behandlung von Pseudoarthrosen (Jukema et al., 1997).

2.3.5 Vorteile

Als Stabilisierungssystem gilt der Fixateur externe als ein leistungsfähiges minimalinvasives, komplikationsarmes Verfahren. Die Vorteile des Fixateurs externe liegen zunächst in der schnellen, relativ unkomplizierten und atraumatischen Frakturversorgung (Chao et al., 1988). Die Verlegung der Stabilisatoren erfolgt unter Aussparung des gefährdeten Bereiches, außerhalb der Fraktur und ihrer umgebenden Weichteile, ohne deren zusätzliche Traumatisierung. Der externe Fixateur wird fernab proximal und distal des Frakturbereiches angebracht. Bei Polytraumatisierten sowie in Fällen, in denen

eine Rekonstruktion der Knochenverletzung zu einem späteren Zeitpunkt erfolgen kann, erfolgt die Erstversorgung von Knochenverletzung mit dem Fixateur externe. Exakte anatomische Rekonstruktion von Gelenk- und Schaftverletzungen sind nicht die Aufgabe der „first-day-surgery“ des Mehrfachverletzten, sie können nach Stabilisierung des Gesamtzustands frühsekundär erfolgen (Tscherne et al., 1982, Malisano et al., 1994, Neudeck et al., 1994). Hier liegt der Vorteil der Versorgung mit dem externen Fixateur darin, dass in der Spätphase der Frakturversorgung ein Verfahrenswechsel ohne Komplikationen durchgeführt werden kann (Behrens 1988).

Mit der Fixateur-externe-Osteosynthese besteht für den Operateur die Möglichkeit, während der Heilungsphase ohne zusätzlichen operativen Eingriff postoperativ die Stabilität der Osteosynthese zu verändern und neu zu bestimmen (Claes et al., 2000).

Ein weiterer Vorteil des Fixateurs externe liegt in der Revaskularisierung und der Blutversorgung des Frakturbereiches. In einer Studie konnte gezeigt werden, dass die Revaskularisierung und die einwandfreie Blutversorgung des Frakturbereiches eine sehr wichtige Rolle für die Frakturheilung spielen (Claes et al., 1999). Für die periostale Kallusbildung ist aber der Hauptlieferant die extraossäre Blutversorgung (Rhinelande et al., 1982), die im Rahmen einer Fraktur wichtiger ist als die endostale Blutversorgung, die bei intakten Knochen der Hauptblutlieferant ist (Kelly et al., 1990, Rhinelande et al., 1982). Mikroangiographische Untersuchungen haben gezeigt, dass die in dem Frakturspalt einsprossenden Blutgefäße hauptsächlich von der extraossären Blutversorgung abstammen (Rhinelande et al., 1982). Der Fixateur externe beeinträchtigt weder die periostale noch die endostale Blutversorgung der Kortikalis (Oberli et al., 1993, 1994). Weiter besteht die Möglichkeit einer frühen Vollbelastung der betroffenen Extremität.

Da der Fixateur außerhalb des Körpers liegt und von außen jederzeit zugänglich ist, besteht die Möglichkeit, die Frakturheilung ohne invasives bzw. röntgenologisches Bildverfahren zu monitoren (Yamagishi et al., 1955, White et al., 1977, Goodship et al., 1985, Richardson et al., 1992, Duda et al., 1997, 2001). Der Vorteil in der Benutzung des Fixateurs externe ist die Möglichkeit,

die mechanischen Bedingungen im Frakturspalt sowohl bei der Montage als auch während der Heilung zu kontrollieren und zu beeinflussen. Anhand entwickelter Methoden können Fixateursteifigkeit und interfragmentäre Bewegungen (IFB) gemessen und bestimmt werden. Um die optimale Rigidität während der Heilung zu ermöglichen, spielt die Kenntnis der IFB eine sehr wichtige Rolle (Duda et al., 1998, 2001). Es besteht die Möglichkeit, die IFB und dadurch indirekt die Steifigkeit des Fixateurs jederzeit zu bestimmen und durch Konfigurationsänderung zu beeinflussen. Über die Bestimmung der IFB können die Heilungsprozesse verfolgt und beurteilt werden, wodurch möglicherweise ein zusätzliches radiologisches Verfahren, das mehr Belastung für den Patienten bedeutet, eingespart werden kann (Duda et al., 2001).

2.3.6 Nachteile

Unter der Fixateur-externe-Osteosynthese ist die ausbleibende Knochenheilung kein seltener Befund, und es wird somit oft einen Verfahrenswechsel nötig. Ein weiterer Nachteil des Osteosyntheseverfahrens mit einem Fixateur externe besteht einmal in der Einschränkung der Muskelbeweglichkeit an den Schrauben/Pins und in der Möglichkeit einer Bohrlochosteitis (Pin-tract-infection). Eine Osteitis kann sich zu einer Osteomyelitis weiter entwickeln, deren Behandlung sich als sehr schwierig und langfristig erweist (Mims et al., 2006, Bruch und Trentz, Chirurgie Berchtold, 2005). Die auftretende Infektion verursacht Schmerzen und erfordert eine zusätzliche Antibiotikatherapie.

Eine Pin- bzw. Schraubenlockerung des Systems beeinträchtigt die Steifigkeit des Systems und verschlechtert somit den Knochenheilungsprozess. Dies kann zu einem frühzeitigen Abbruch der Behandlung mit dem Fixateur externe führen und weitere Eingriffe erforderlich machen.

Überschießende Kallusproduktion durch zuviel Unruhe im Frakturspalt aufgrund eines instabilen Fixateurs externe ist oft der Auslöser für eine hypertrophe Pseudoarthrosenbildung. Zu wenig Unruhe im Frakturspalt würde aber keinen effektiven Kallusreiz auslösen, wodurch die Frakturheilung ebenfalls beeinträchtigt wäre.

Ein weiterer Nachteil des externen Fixateurs liegt in der täglichen Pinpflege. Sie ist sehr zeitaufwendig und muss sehr sorgfältig und hygienisch durchgeführt werden. Diesbezüglich ist eine Patientenschulung notwendig; sie verringert das Risiko der Pininfektion sowie weiterer Komplikationen. Ist das nicht möglich, muss die Pinpflege durch Fachkräfte erfolgen, wodurch weitere Kosten entstehen.

Die Komplikationsraten des Fixateurs externe können durch eine korrekte Operationstechnik und geeignete postoperative Maßnahmen und eine optimale Versorgung (z.B.: adäquate Belastung, sehr gute Pinpflege und Patientenschulung) drastisch gesenkt werden (Oberli et al., 1993,1994).

2.4 Interfragmentäre Bewegungen

Durch muskuloskeletale Belastungen verursachte Kräfte und Momente am Knochen rufen in Knochendefektzonen komplexe, dreidimensionale interfragmentäre Bewegungen (IFB) hervor. Die IFB entstehen durch das Verschieben der Knochenenden gegeneinander und beeinflussen mit ihrer Amplitude die Knochenheilung (Perren et al., 1979). Charakteristisch für die IFB sind axiale Kompression und axiale Rotation entlang der bzw. um die Längsachse des Knochens sowie mediolaterale und anterioposteriore Scher- bzw. Biegebewegungen zwischen den beiden Knochenenden (Seligson et al., 1981).

Die Geometrie und die Art der Fraktur sowie die Menge und die Art der IFB bestimmen die Verteilung der einwirkenden Kräfte am Frakturspalt (Augat et al., 2004). Die Amplitude und die Richtung der IFB hängen von der Geometrie und der Steifigkeit des Implantats, von der Frakturspaltgröße, vom Knochen und von der Belastung durch das Körpergewicht ab (Gardner et al., 1997). Diese mechanischen Einflüsse stellen die Stimulation für die Knochenheilung dar und rufen die zelluläre Reaktion hervor. Die Steifigkeit des Fixateurs beeinflusst die Frakturheilung über die resultierenden IFB (Chao et al., 1989; Duda et al.,

1998). Die IFB beeinflussen qualitativ und quantitativ die Kallusbildung und somit das Verhalten der Frakturheilung (Chao et al., 1989).

Die Größe der IFB hängen von der Belastung des Knochens, von der Größe des Frakturspalts, von der Art des Gewebes im Frakturspalt zum Zeitpunkt der Belastung und von der Stabilität des Fixateurs ab (Claes et al., 1997, Kenwright et al., 1989). Ein kleiner Frakturspalt lässt geringen IFB zu und fördert somit die Kallusbildung. Ein größerer Frakturspalt lässt hohe IFB zu, wodurch die Kallusbildung behindert und die Knochenkonsolidierung verzögert werden kann (Claes et al., 1998).

In der Knochenheilung spielt nicht nur die Größe der IFB eine sehr wichtige Rolle, sondern auch die Art der IFB. Moderate axiale Bewegungen werden als positiv bewertet; sie stimulieren die Kallusformation und erhöhen die Knochenheilungsrate (Kenwright et al., 1991, Larsson et al., 2001). Dehnungs- und Scherbewegungen scheinen nicht effektiv für die Knochenheilung zu sein; zyklisch applizierte Dehnungen zeigen eine Stimulation der Kallusformation, aber keine weitere Beschleunigung der Knochenheilung (Augat et al., 2001). Kontrovers diskutiert wird der Einfluss der Scherbewegungen auf die Frakturheilung.

2.4.1 Axiale Bewegungen im Frakturspalt

Eine Dynamisierung durch zusätzliche axiale Bewegung im Frakturbereich wirkt sich auf die Knochenheilung positiv aus, weil dadurch der Frakturspalt geschlossen und der Reiz zur Kallusdifferenzierung erhöht wird (Claes et al., 2000). Es konnte gezeigt werden, dass periodisch applizierte zyklische IFB die Geschwindigkeit der Frühheilungsphase positiv beeinflusst und die Kallusproliferation erhöht (Goodship et al., 1985; Kenwright et al., 1989; Panjabi et al., 1979; White et al., 1977).

Aus experimentellen Arbeiten wird ersichtlich, dass sowohl bei Schafen als auch bei Menschen axiale Bewegungen im Frakturspalt die Knochenheilung stimulieren (Goodship et al., 1985; Kenwright et al., 1989). In tierexperimentellen Versuchen konnte gezeigt werden, dass eine axiale

interfragmentäre Bewegung (axiale Kompression) von 0,2-1,0 mm die Frakturheilungsbedingungen optimiert (Goodship et al., 1988; Kenwright et al., 1989; Claes et al., 1995). Dadurch kann die Kallusmineralisierung gesteigert und die Knochenheilung gefördert werden.

2.4.2 Scherbewegungen im Frakturspalt

Nach Yamagishi et al. (1955) und Russell et al. (1992) wirken sich Scherbewegungen ungünstig, nach Park et al. (1998) günstig auf die Knochenheilung aus. Yamagishi and Yoshimura (1955) berichteten von Pseudoarthrosebildung durch Erzeugung von Scherbewegungen im Frakturspalt. Park et al. (1998) zeigten in einem Versuch mit Kaninchen mit Schrägfrakturen, dass Scherbewegungen bis zu 4 mm im Frakturspalt zu einer reichlichen Knorpeldifferenzierung führen und nicht die Ursache für eine verspätete Knochenheilung bzw. für eine Defektheilung sein können. Augat et al. zeigten 2003, dass Scherbewegungen die Knochenheilungsprozesse im Sinne von weniger Kallusformation und verzögerter Frakturheilung im Vergleich zu axialen Bewegungen verschlechtern.

In der Klinik haben Scherbewegungen zur erfolgreichen Knochenheilung führen können (Sarmiento et al., 1996). Intermittierende Scherbewegungen konnten die Gewebsproliferation stimulieren (Carter et al., 1988). Auch Bishop et al. zeigten 2002 anhand einer experimentellen Studie positive Ergebnisse unter limitierten Scherbewegungen im Frakturspalt. Die Fixationssysteme, die Scherbewegungen in dem Frakturspalt zuließen, führten zu einer besseren Knochenheilung als Fixationssysteme, die gar keine Bewegungen oder nur geringe axiale Bewegungen zuließen.

2.5 Fragestellung

Das Ziel dieser experimentellen Untersuchung ist die umfassende Messung der interfragmentären Bewegungen bei unterschiedlicher Osteosynthesesteifigkeit. Die einzelnen Komponenten der interfragmentären Bewegungen (axiale Kompression, mediolaterale und anteriorposteriore Scherung und Biegung und axiale Torsion) sollen über den Heilungsverlauf dargestellt. Des Weiteren soll der Einfluss der unterschiedlichen Bewegungen sowohl auf das postoperative Belastungsverhalten wie auf die Frakturheilungsrate evaluiert und dargestellt werden. Dafür ist die Bestimmung der 3D-interfragmentären Bewegungen bei Tibiaosteotomien mit unterschiedlicher Osteosynthesenstabilität notwendig. Die 3D-Frakturen sind weiter mit dem radiologischen Verlauf verglichen und die frakturierten und die kontralateralen gesunden Beine postmortal auf ihrer Steifigkeit getestet. Der Einfluss der unterschiedlichen Fixateursteifigkeiten soll dargestellt und evaluiert werden.

Ziel ist, eine mögliche Korrelation der in vivo messbaren Fragmentbewegungen mit den ebenfalls in vivo erfassten Bodenreaktionskräften und den post mortem erzielten biomechanischen Testergebnissen zu evaluieren.

Die angewendete Methode soll die prä- und perioperative Frakturversorgung optimieren und bei der besseren Festlegung der mechanischen Rahmenbedingung der Osteosynthese behilflich sein. Nach Bewährung des Schafsmodells gäbe es die Möglichkeit, diese Methode auch in der humanen Frakturversorgung einzusetzen.

Die Ergebnisse sollen dem umfassenden Verständnis der mechanischen Bedingungen und deren Einfluss auf das Heilungsverhalten des knöchernen Defekts dienen. Neben dem empirischen Wissen sollen grundlegende Daten über die auftretenden Bewegungen in der Frakturzone sowohl initial als auch während der Heilung gesammelt werden.

Folgende Hypothesen sollen überprüft werden:

1. Schersteifigkeit von Fixateuren beeinflusst die IFB.
2. Hohe Fixateurinstabilität führt zu einer verspäteten Frakturheilung.
3. Ein Stabilitätsunterschied beeinflusst nicht nur die Heilungsrate, sondern auch die frühe Frakturheilungsphase.

3 Eigene Untersuchungen

Untersucht wurden zwei monolaterale Fixateure externe mit unterschiedlicher Steifigkeit in einer experimentellen Studie im Schafsmodell (Schwarzkopf, 2005). Es wurden 16 Merino-Mix-Schafe verwendet. Die Schafe wurden vor Versuchsbeginn in zwei Gruppen à acht Tiere randomisiert aufgeteilt. Die Gruppe I wurde mit dem rigiden Fixateur externe und die Gruppe II mit dem weicheren Fixateur externe versorgt. Das weichere Konstrukt wies eine deutlich verzögerte Heilung im Vergleich zum rigiden System auf (Epari 2005; Muchow 2005). Die monolateralen externen Fixateure wurden medial an der Tibia unter Allgemeinanästhesie angebracht. Die Bodenreaktionskräfte sowie die interfragmentären Bewegungen (IFB) am Frakturspalt wurden in vivo über neun Wochen während der Frakturheilung analysiert. Am Ende der neunten Woche wurden die Tiere getötet und die operierten Beine mit den kontralateralen gesunden Beinen biomechanisch verglichen. Die erhobenen Werte wurden statistisch ausgewertet und auf Zusammenhänge zwischen den Parametern untersucht.

3.1 Material

3.1.1 Tiere

Bei den Versuchstieren handelte es sich um weibliche Merino-Mix-Schafe in einem Alter von zwei Jahren (Abbildung 2). Das durchschnittliche Gewicht betrug 65 kg (\pm 8 kg). Alle Tiere waren zu Versuchsbeginn in einwandfreiem gesundheitlichen Zustand. Während des Versuches wurden die Tiere regelmäßigen Gewichts- und Gesundheitskontrollen unterzogen. Die Gewichtskontrolle fand präoperativ, am Operationstag und anschließend zu jedem Messzeitpunkt der Ganganalyse statt.



Abbildung 2: Verwendete Versuchsschafe

3.1.2 Tierhaltung

Die Tiere wurden in Gruppen zu vier bis acht Tieren, je nach Operationsplanung und –durchführung, in der tierexperimentellen Einrichtung (Stall: ca. 13 m²) der Charité, Campus Virchow-Klinikum, freilaufend untergebracht (Abbildung 3). Dort erhielten sie mindestens sieben Tage Eingewöhnungszeit. Der Stall wurde mit Spänen und Stroh eingestreut, alle zwei Tage ausgemistet und mit Wasser gereinigt. Eine Klimaanlage sorgte für die Belüftung und Klimatisierung des Raumes. Die durchschnittliche Temperatur betrug 20°C und die Luftfeuchtigkeit lag bei 70%. Für den Tag- und Nacht-Rhythmus diente ein Fenster als Lichtquelle.

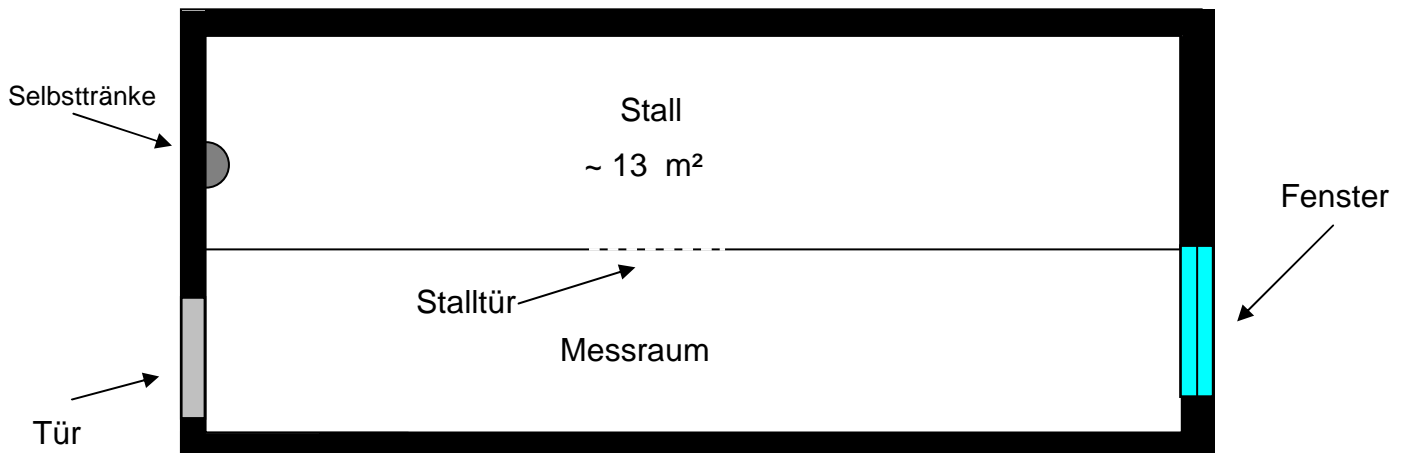


Abbildung 3: Skizze des Aufstallungs- und Messbereichs

Als Grundfutter bekamen die Schafe Heu ad libitum. Zum Antrainieren von unoperierten Schafen und bei Schafen während der Ganganalyse wurde Kraftfutter verwendet. Wasser stand ad libitum aus Selbsttränken zur Verfügung.

Die Genehmigung des Tierversuchsvorhabens (G 0224/01) wurde durch das Landesamt für Arbeitsschutz, Gesundheitsschutz und technische Sicherheit, Berlin, erteilt.

3.1.3 Fixateur externe

Grundlage beider Fixateursysteme war ein AO unilateraler Fixateur externe, bestehend aus zwei Stahlrohren (\varnothing 10mm, Synthes, Deutschland), sechs in die Tibia eingebrachte Schanzschrauben (\varnothing 5 mm, Synthes, Deutschland) und zwölf Klemmbacken (Synthes, Deutschland) (Abbildung 4).

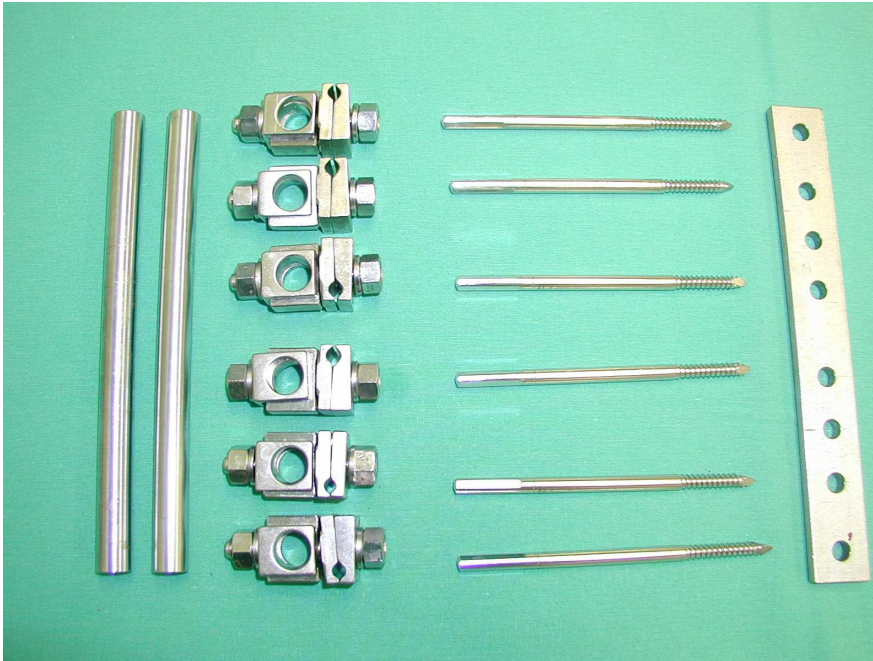


Abbildung 4: Materialien eines Fixateurs externe (v.l.n.r.):

2 Stahlrohre, 6 von 12 Verbindungsbacken, 6 Schanzschrauben, Bohrschablone

Die Stahlstangen waren mit den Schanzschrauben über die Klemmbacken miteinander verbunden (Abbildung 5).

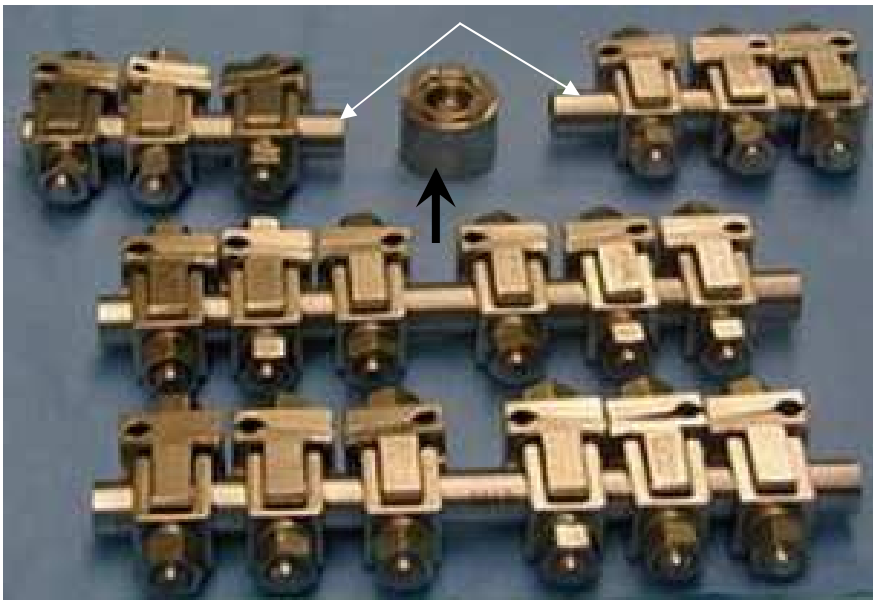


Abbildung 5: Stahlrohre verbunden mit den Klemmbacken

Beim weicheren Fixateur wurden zwei Rohrhälften (weiße Pfeile), die durch ein Gleitlager (schwarzer Pfeil) miteinander verbunden waren, als innere Stange verwendet.

Das innere Stahlrohr des weicheren Fixateurs, die dem Bein angelegt wurde, war in der Mitte getrennt, und beide Teile wurden durch ein Zwischenstück mit beweglichem Gleitlager wieder miteinander verbunden.

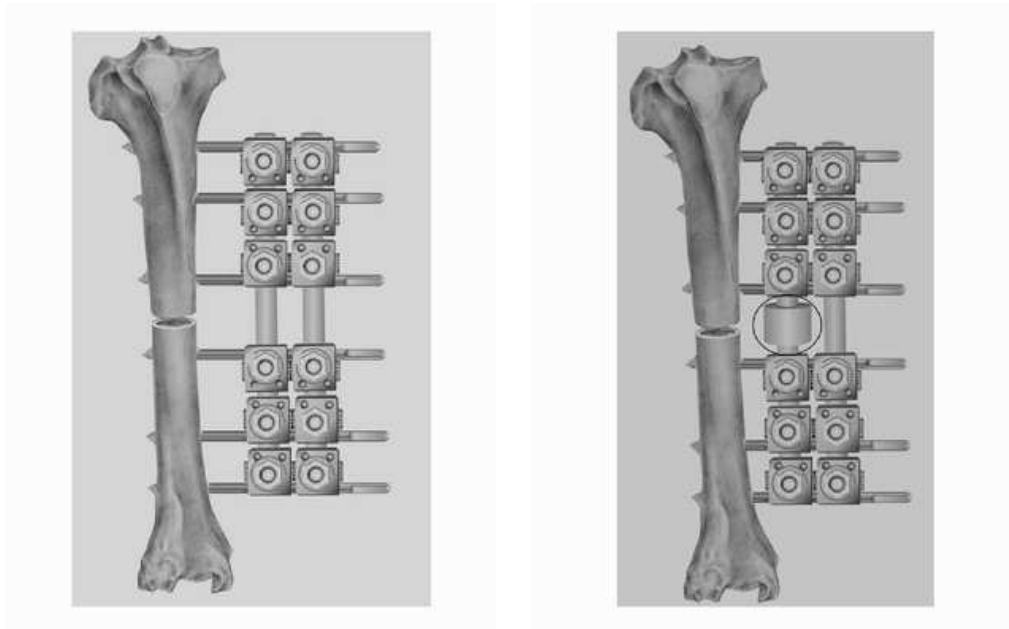


Abbildung 6: Anteriorposteriore Darstellung einer Osteosynthese einer rechten Tibia mit dem rigiden Fixateur externe (links) und mit dem weicheren Fixateur externe (rechts). Schwarz markierter Kreis: Gleitlager.

3.2 Methoden

3.2.1 Narkose

Zwölf Stunden vor der Operation fasteten die Tiere, erhielten jedoch Wasser ad libitum. Jedes Tier wurde in dem Vorraum des Stalls separiert, gewogen und für die Narkose vorbereitet. Über eine Venenverweilkanüle in die V. cephalica antebrachii am linken Vorderlauf wurde Blut zur Gesundheitskontrolle abgenommen und die Narkose mit 0,5-1 g pro 50 kg KG Trapanal (Thiopental Natrium, Fa. Lomberg Chemische Fabrik GmbH, Konstanz) eingeleitet.

Anschließend wurde das Tier in Rechtsseitenlage auf einem fahrbaren Operationstisch in den Vorbereitungsraum gebracht. Hier wurde das Tier mit

einem 9 mm Tubus mit Führungsstab unter Benutzung eines Laryngoskopes orotracheal intubiert und an das Narkosegerät angeschlossen. Daraufhin erfolgte das Einführen der Schlundsonde bis in den Pansen, wodurch das Abgasen des Pansens ermöglicht wurde.

Die Klauen wurden mit Abdecktüchern umhüllt und das linke Hinterbein nach vorn über den Körper ausgebunden. Das rechte Hinterbein wurde dann geschoren und zunächst gründlich mit Wasser und Waschlotion gewaschen. Ein Dreikanal – EKG wurde dann an die übrigen drei Gliedmaßen angeschlossen; zu diesem Zweck wurden kleine Flächen an den Gliedmaßen freigeschoren.

Das Tier wurde mit dem Operationstisch in den Operationssaal verbracht, dort erfolgte eine Desinfektion des Hinterbeines mit Polividon-Iod (Braunoderm, Braun-Medical, Deutschland), und das Schaf wurde unter Aussparung des Operationsfeldes steril abgedeckt.

Das Beatmungsgerät wurde auf kontrollierte Beatmung mit einem Atemhubvolumen von 10-15 ml/kg KG und einer Atemfrequenz von 12 Atemzügen/min eingestellt. Die Werte wurden unter Kontrolle des respiratorischen CO₂-wertes (32-36 mmHg) gegebenenfalls korrigiert. Die Narkose wurde mit einem Isofluran-Lachgas-Sauerstoff-Gemisch (65% Lachgas, 35% Sauerstoff, 1,5%ige Isofluran) aufrechterhalten.

Intraoperativ erhielten die Tiere zur antibiotischen Prophylaxe 2,2 g Augmentan (Amoxicillin und Clavulansäure, Fa. Smith Kline Beecham Pharma GmbH, München) als intravenöse Kurzinfusion.

Als zusätzliche intraoperative Analgesie wurde ein Bolus von 5 ml Fentanyl Dihydrogencitrat (Janssen GmbH, Neuss) verwendet. Für die Infusionstherapie wurden 500-1000 ml isotone Kochsalzlösung intraoperativ intravenös infundiert.

3.2.2 Operation

Die Operation (Abbildung 7 und 8) erfolgte auf der medialen Seite der rechten Tibia. Eine Bohrschablone (Metallplatte: 5 mm dick, 164 mm lang, 20 mm breit) wurde durch den Assistenten ausgehend vom Malleolus medialis an der medialen Seite der Tibia fixiert. Die Schablone wies sechs Bohrlöcher für die sechs Schanzschrauben auf, in die die Gewebeschutzhülse senkrecht eingesetzt werden konnte. Durch die Schablone konnte proximal und distal des Frakturspaltes ein konstanter Schraubenabstand von 2,2 cm und zwischen den frakturnahen Schanzschrauben ein Abstand von 3 cm eingehalten werden. Außerdem konnten die Schrauben parallel eingebracht und die Stahlstäbe somit parallel zur Tibialängsachse montiert werden.

Durch die transkutanen Schnitte wurden die Schanzschrauben mittels einer AO-Gewebeschutzhülse bikortikal in die Tibia eingebracht. Die Vorbohrung der Schanzschraubenkanäle erfolgte mit einem 3,5 mm AO-Bohrer (Spiralbohrer, Synthes, Deutschland) unter stetiger Spülung mit steriler Kochsalzlösung. Dann wurde mittels eines Tiefenmessergerätes die Tibiadicke auf Höhe des gebohrten Loches gemessen, um für die Gewindelänge die passenden Schrauben zu verwenden. Die Schanzschraube (\varnothing 5 mm und je nach Durchmesser des Knochens mit einer Gewindelänge von 28 mm bis 32 mm) wurde unter Gewebeschutz mit einem Handbohrfutter eingedreht. Beim Einbringen der Schanzschrauben wurde auf eine parallele Ausrichtung der sechs Schrauben zueinander geachtet. Die Bohrschablone sowie die Gewebeschutzhülsen wurden nach dem Einbringen aller sechs Schanzschrauben wieder entfernt. Anschließend wurden die Stahlrohre mit insgesamt zwölf Klemmbacken an den Schrauben angebracht und festgezogen. Zwischen der dritten und vierten Schraube wurde mittels einer Sägeschablone ein standardisierter Hautschnitt für die Osteotomie durchgeführt. Die Sägeschablone wurde entfernt und die Schnittstelle an dem Knochen vom Weichteilgewebe freipräpariert.

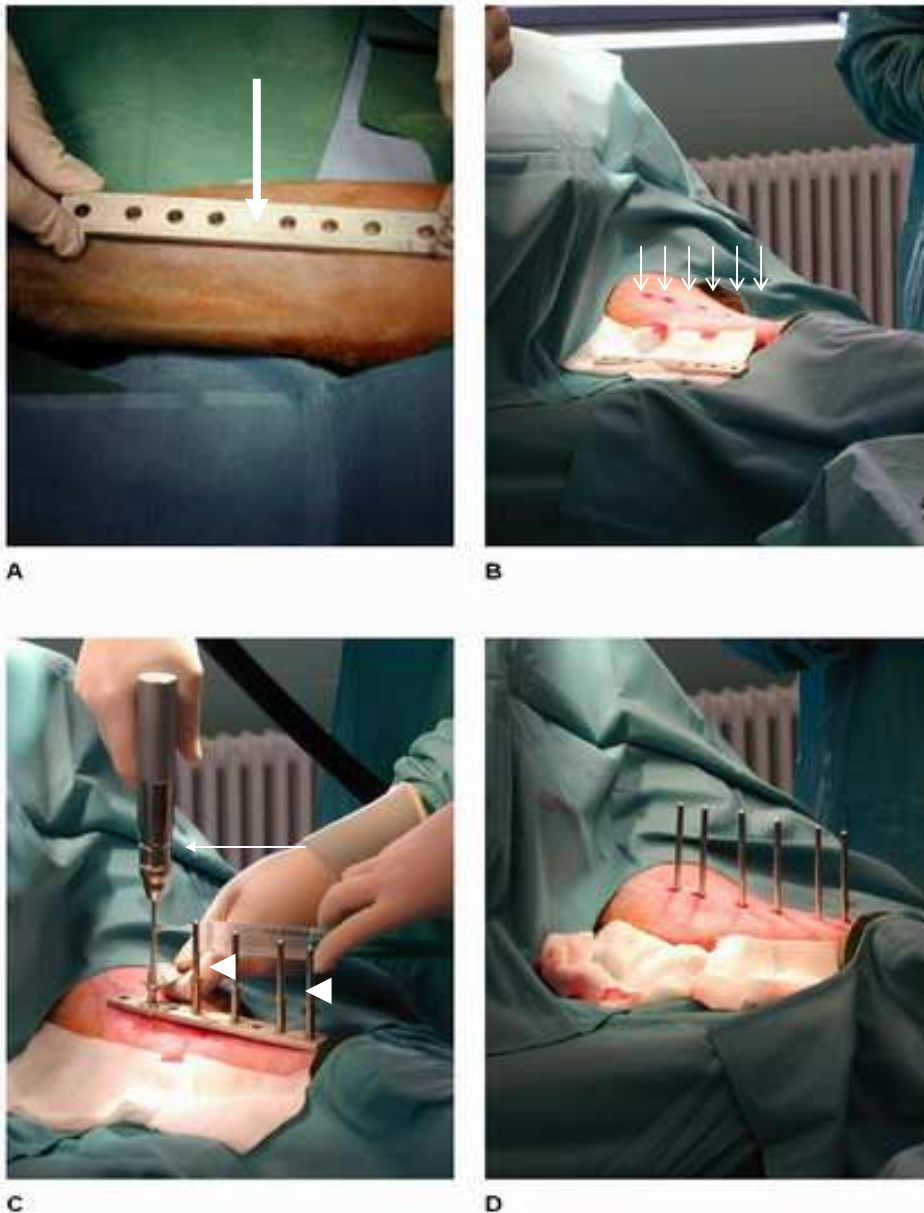


Abbildung 7: Implantation am Beispiel des weicheren Fixateurs an der rechten Tibia des Schafes (Teil 1)

A: Ausrichtung der Bohrschablone (dicker Pfeil) ausgehend am Malleolus medialis an der medialen Seite der rechten Tibia

B: Sechs Hautinzisionen (dünne Pfeile) mit einem Abstand von 2,2 bzw. 3 cm zueinander mittels der Bohrschablone

C: Vorbereitung der Schanzschraubenkanäle mit einem 3,5 mm AO-Bohrer (dünner Pfeil) und Einbringen der Schanzschrauben unter Gewebeschutz (Pfeilköpfe) mit einem Handbohrfutter

D: Sechs eingebrachte Schanzschrauben in der medialen Seite der rechten Tibia des Schafes, parallele Einrichtung in einer Linie und mit eingehaltenem gleichen Abstand

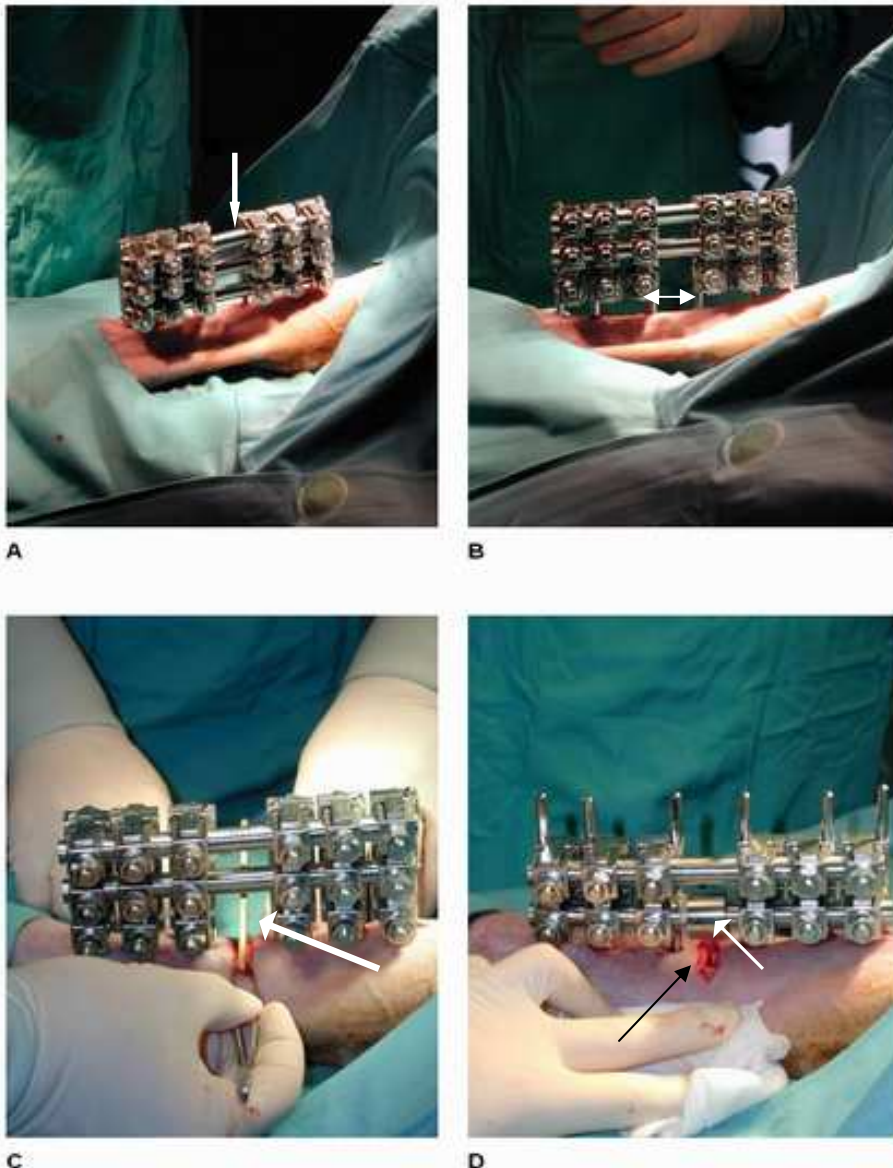


Abbildung 8: Implantation am Beispiel des weicheren Fixateurs an der rechten Tibia des Schafes (Teil 2)

A: Bei der Montage des weicheren Fixateurs wurde während des Sägevorganges ein drittes Stahlrohr (dünner Pfeil) mit 12 Klemmbacken auf die Schanzschrauben gesetzt, um eine ausreichende Stabilisierung zu ermöglichen.

B: Entfernen der inneren Rohre (doppelseitiger Pfeil), um die Distraction durchzuführen und anschließend die halbierte Rohre mit dem Gleitlager anzubringen.

C: Distraction des Frakturspaltes mit dem Abstandhalter (3 mm, gefüllter Pfeil)

D: Nach der Distraction (schwarzer Pfeil) Anbringen der halbierten Rohre mit dem Gleitlager (weißer Pfeil) und Entfernen des dritten Rohrs

Mit einer 1 mm starken oszillierenden Säge und mittels zweier Großzehenheber nach Hohmann, die zum Schutz der Weichteilgewebe dicht um den Tibiaschaft an der Schnittstelle positioniert wurden, wurde an dieser Stelle die Osteotomie der Tibia durchgeführt. Während des Sägevorgangs wurde mit steriler physiologischer Kochsalzlösung gespült. Dann wurden die Muttern der Klemmbacken distal des Frakturspaltes gelockert. Ein Hebel wurde in den Frakturspalt eingebracht, die Fragmentenden auseinander geschoben und ein Abstandhalter von 3 mm Dicke in den Frakturspalt eingebracht. Somit wurde der Frakturspalt auf 3 mm distrahiert. Nach der Distraction wurden die Muttern wieder festgezogen. Der Abstandhalter wurde entfernt.

Bei beiden Fixteuren wurden die Stahlrohre mit den Klemmbacken nach Lockern der Muttern an den Schrauben bis zu einem definierten Abstand an die Haut angebracht (Abstand innere Rohre - Haut: 15 mm bei dem rigiden und 10 mm bei dem semirigiden Fixateur) und die Muttern wurden wieder festgezogen. Anschließend wurden die Hautschnitte über der Osteotomie mit Einzelnähten (Prolene 3/0) wieder zugenäht. Bei der Montage des weicheren Fixateurs wurde im Rahmen des Sägevorganges eine dritte Stahlrohre mit 6 Klemmbacken den Pins aufgesetzt, um eine ausreichende Stabilisierung zu ermöglichen. Nach der Distraction wurde diese wieder entfernt.

Zu Messzwecken wurden noch zwei weitere Schanzschrauben (\varnothing 4 mm, Stahl, Synthes, Deutschland)) - je einer proximal und distal des Frakturspaltes - in einem 90 Grad-Winkel zum Fixateur externe an der Vorderkante der Tibia angebracht, so dass sie nach anterior in Laufrichtung ausgerichtet waren (Abbildung 9). Diese zwei Schanzschrauben, die in keiner Weise mit dem Fixateur verbunden waren, dienten der Anbringung von Markern an der Tibia während der Ganganalyse und fungierten somit ausschließlich zu Messzwecken. Intraoperativ wurden die Abstände der Pins zur Mitte des Frakturspaltes gemessen und daraus die Offsets (Stellung der Markerdreiecke im Raum bezogen auf das definierte Koordinatensystem im Frakturspaltzentrum) der Marker ermittelt. Die Kenntnis dieser Offsets ermöglichte später die mathematische Berechnung der interfragmentären Bewegungen.

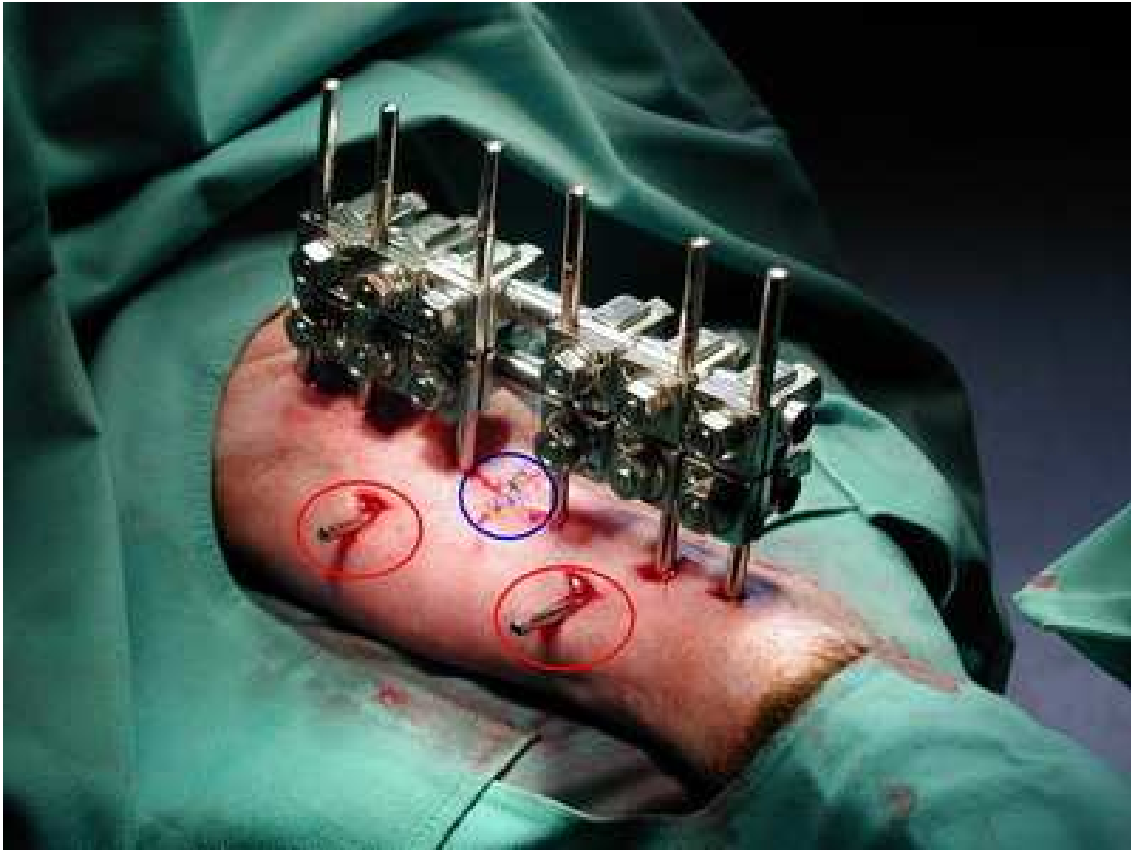


Abbildung 9:

Blau markierter Kreis: zugenähte Osteotomiestelle.

Rot markierte Kreise: Pins - je einer proximal und einer distal der Osteosynthese - in einem 90° Winkel zum Fixateur an der Vorderkante der Tibia. An ihnen wurden während der Ganganalyse zu Messzwecken die Marker angebracht.

Anschließend wurden die operierte Stelle und der Fixateur gereinigt und steril verbunden. Danach wurden ein konventionelles (70 kV, 2,5 mA) und ein digitales (70kV, 10 mA) Röntgenbild in anteroposteriorer Richtung angefertigt. Beim Einsetzen der Spontanatmung wurde das Schaf extubiert und in den Stall gebracht. Das Schaf wurde bis zum Erlangen des völligen Bewusstseins überwacht.

3.2.3 Postoperative Versorgung

Auch nach der Operation wurden die Tiere in der gewohnten Umgebung und Gruppe gehalten, sie durften sich frei im Stall bewegen. Für die Analgesie erhielten die operierten Tiere postoperativ für sieben Tage täglich eine Finadyne[®]-Injektion s.c. (Flunixin-Meglumin, 1,1 mg pro kg KG, Essex, Deutschland).

Täglich wurden klinische Untersuchung, Wundkontrolle und Pinpflegen durchgeführt. Bei der täglichen Pinpflege wurden die Eintrittsstellen der Schanzschrauben mit einer Pinzette und sterilen Kompressen von Wundsekret und Fibrinkrusten befreit und mit Rivanol[®] (0,1%iger Etacridinlösung) gespült. Das Bein wurde dann mit sterilen Kompressen trocken getupft und der operierte Bereich mit einem Schlauchverband abgedeckt.

Zur Kontrolle des Heilungsverlaufes wurden wöchentlich zwei posteroantere Röntgenaufnahmen durchgeführt und Blutproben abgenommen. Am zehnten postoperativen Tag wurden die Fäden gezogen.

3.3 Ganganalyse

Bei allen 16 Tieren wurden während der Frakturheilung Ganganalysen durchgeführt (Abbildung 10). Die Tiere wurden präoperativ für die Ganganalyse trainiert. Mit Hilfe einer drucksensitiven Kraftmessplattform (emed SF-4, Novel GmbH, München) wurden die folgenden Bodenreaktionsparameter und mittels eines Infrarot-Kamera-Systems (Qualisis System; PCReflex, Schweden) die interfragmentären Bewegungen durch reflektierende Marker (acht Marker, jeweils vier in einem viereckigen Aufbau, Markerdurchmesser 12 mm, Firma Qualisys) erfasst.

Die drucksensitive Kraftmessplattform erfasste die Bodenreaktionsparameter: maximale Bodenreaktionskraft, maximale Bodenreaktionskontaktzeit und maximale Bodenreaktionkontaktfläche.

Zur berührungslosen Erfassung und Aufzeichnung der IFB wurde das optische Infrarot-3D-Messsystem verwendet. Das 3D-Messsystem ermöglichte die Berechnung von Ebenen- oder Raumkoordinaten von exakt definierten Punkten. Dazu wurden zwei Plättchen mit je vier reflektierenden Markern an den freien proximalen und distalen Pin, die intraoperativ zusätzlich angebracht worden waren, fixiert. Die angebrachten reflektierten Marker wurden in ihren Bewegungen durch zwei Infrarot-Videokameras verfolgt. Aus den dabei anfallenden Daten wurden durch die Kombination der aus verschiedenen Winkeln gemessenen 2D-Bildern die 3D-Koordinaten berechnet.

Die Messungen fanden im Vorraum des Stalles statt. Dafür wurde das operierte Tier über die Messplattform geführt. Die Tiere liefen während der Messungen freiwillig über einen Laufsteg hinter der Untersucherin, die in ihrer Hand das Futter hielt. Die Tiere konnten somit ihr Tempo selbst bestimmen. Damit das Tier sich an die Laufrichtungen und die Laufbedingungen gewöhnen konnte, wurden noch vor den eigentlichen Aufnahmen einige Probeläufe durchgeführt. Zu jedem Messzeitpunkt wurde das aktuelle Gewicht der Tiere ermittelt und dokumentiert.

Die Messungen der IFB und Bodenreactionsparameter wurden synchron durchgeführt, damit die Tiere maximal zehnmal auf- und ablaufen mussten. Nach einer ausreichenden Anzahl verwendbarer Messungen oder bei Ermüdung des Tieres wurde die jeweilige Messung beendet.

3.3.1 Lauftraining

Präoperativ nach einer einwöchigen Aufenthaltszeit im Stall, die der Eingewöhnung der Schafe diente, wurden auf einem Laufsteg die Tiere intensiv trainiert, damit zu späteren Zeitpunkten die Ganganalyse komplikationslos durchgeführt werden konnte. Der Laufsteg bestand aus Holzplatten, in deren Mitte die Kraftmessplattform für die Messung der Bodenreaktionskräfte eingebracht wurde. Die Holzplatten inklusive Messplattform wurden mit einer schwarzen, drei Millimeter dicken Gummimatte abgedeckt, damit die Schafe in ihrem Lauf nicht irritiert wurden. Um die Laufrichtung im Messfeld zu

ermöglichen und die Kameras des optischen Systems genau auf das Messfeld zu richten, wurden die Ecken der Kraftmessplattform mit Pflasterstreifen markiert (Abbildung 10).

Das Lauftraining wurde von einer Veterinärmedizinerin, die in regelmäßigem Kontakt zu den Tieren stand, durchgeführt. Dabei wurden die vorgesehenen Tiere einzeln aus dem Stall geholt und mittels Kraftfutter dazu gebracht, der Leiterin zu folgen. So war es möglich, das Tier auf einer geraden Linie zu führen, wodurch die optische Aufnahme und die Messung der Bodenreaktionsparameter optimiert werden konnte. Die Messung erfolgte nach der „First-Step“ - Methode: Das Tier stand vor der Plattform und setzte den ersten Schritt auf die Plattform. Dies diente der Standardisierung der Messungen.

Das Lauftraining diente zusätzlich dem Ziel, Panikreaktionen während der Messungen zu vermeiden. Eine unerwünschte Bewegung hätte zu einer unnötigen, starken Belastung des operierten Beins geführt. Außerdem konnte durch das Lauftraining erreicht werden, dass die Messungen schneller abliefen, wodurch einer Ermüdung des Tieres und damit einem Abbruch der Messung vorgebeugt werden konnte.



A



B



C



D

Abbildung 10: Ganganalyse

A: Korrekte Einnahme der Ausgangsposition für den Lauf

B: Regelrechte Führung des Schafes im Messungsbereich durch die Leiterin

C und D: Achsengerechte Anbringung der Marker an den zusätzlichen Pins und optimaler Auftritt des hinteren operierten Beines des Schafes in der Mitte des Messungsbereiches

3.3.2 Messung der Bodenreaktionsparameter

Die Bodenreaktionsparameter - Messungen erfolgten am ersten präoperativen, am dritten und siebten postoperativen Tag und dann in wöchentlichen Abständen bis zur Tötung der Tiere. Die Messungen wurden für alle vier Gliedmaßen des Tieres durchgeführt. Ein Messzyklus begann mit dem Auftritt eines Vorderbeines im Messfeld und endete mit dem Abtritt des gleichseitigen Hinterbeines in diesem Feld. Mindestens sieben Abdrücke pro Gliedmaße wurden zu jedem Messzeitpunkt aufgezeichnet.

Die Messungen dienten der Kontrolle der Belastung der Extremitäten und erlaubten die Aussage, ob und wann die Tiere im Verlauf der Heilung zur Vollbelastung zurückkehrten.

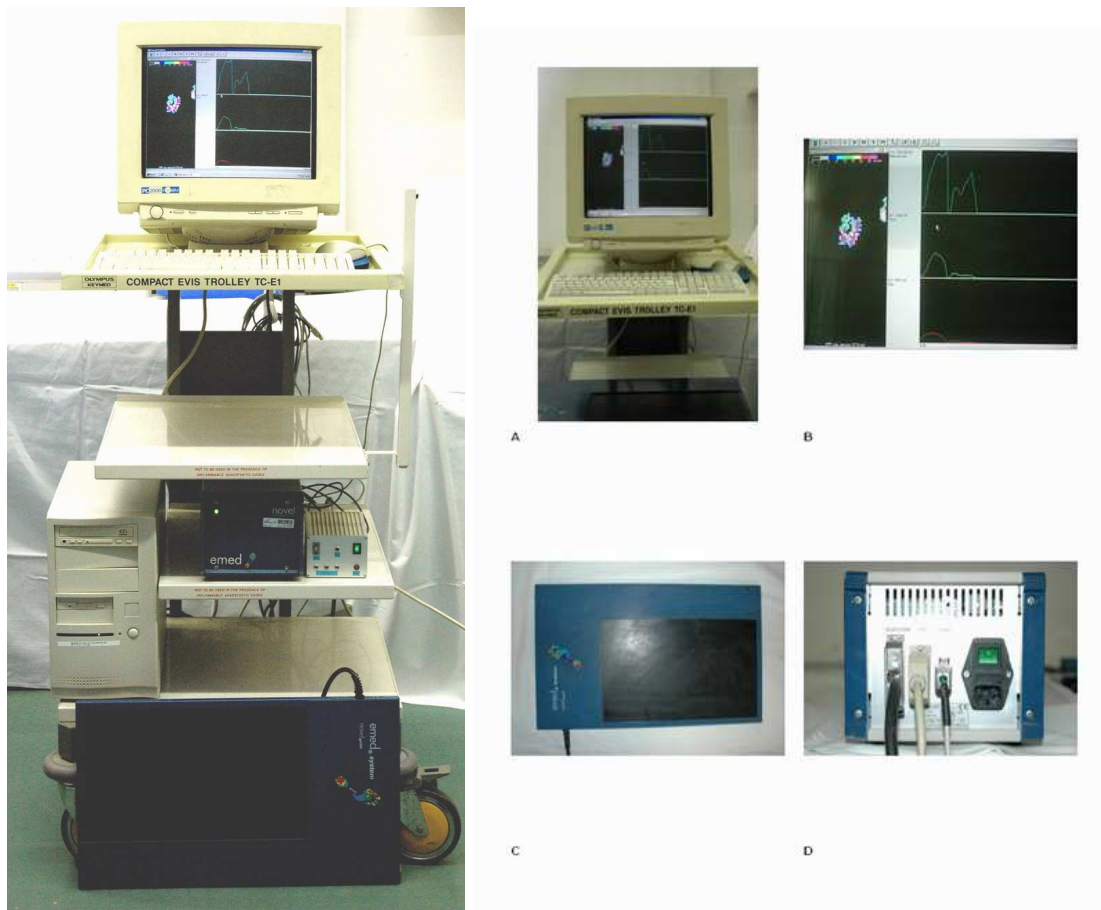


Abbildung 11: Kraftmessplattform mit dem jeweiligen Zubehör

A: PC B: Bodenreaktionsaufnahme, C: Kraftmessplattform, D: Messanalysator

Verwendet wurde eine drucksensitive Kraftmessplattform (emed-NT, Novel GmbH, München), die über einen Messanalysator (emed-NT, Novel GmbH, München) an einen Rechner angeschlossen wurde. Der Messanalysator diente zur Weiterverarbeitung der Messsignale.

3.3.2.1 Aufbau des Messsystems

Zunächst wurde wie schon bei den Lauftrainings der Laufsteg aufgebaut, in deren Mitte die drucksensitive Kraftmessplattform eingebracht werden konnte. Die Platte wurde über den Messanalysator mit einem handelsüblichen Rechner verbunden. Dafür wurde die Platte über ein Verbindungskabel „37 pin plattform connector“ an den Analysator angeschlossen. Anschließend wurden der Monitor, das Keyboard und die Maus über Schnittstellen auf der Rückseite des Analysators mit dem Analysator verbunden. Der Messanalysator wurde zusätzlich an die Kameras des optischen Systems angeschlossen. Dies ermöglichte, den genauen Zeitpunkt des Beinauftritts im optischen System zu erfassen. Über das Stromkabel wurde der Analysator mit Strom versorgt.

3.3.2.2 Datenaufnahme

Für die Datenaufnahme wurde ein Personalcomputer verwendet, der über eine serielle Schnittstelle mit dem Messanalysator verbunden war. Ein speziell auf dieses System zugeschnittenes Programm (novel-win 9.3, novel GmbH, München) wurde benutzt. Die jeweiligen Programme wurden aufgerufen und für die Messung vorbereitet.

Tabelle 1: Protokoll zur Aufnahme der Bodenreaktionsparameter

1. Starten des Programmes WinEmed.
2. Es öffnet sich automatisch ein Fenster mit einer Symbolleiste. Klick auf das Symbol „Add“ und trage den Namen des Projekts ein und schließ den Bereich mit „OK“.
3. Klick auf „Records“. Es öffnet sich ein „Record“ Fenster mit den Bereichen: „Measurement name“ und „Configuration“. Trage in das Feld „Measurement name“ den Namen für die jeweilige Aufnahme ein.
4. Wähle in dem Feld „Configuration“: „Dynamic Test“ und klick dann auf „Start“, um die Datenaufnahme zu starten.
5. Das „Measurement“ Fenster erscheint auf dem Monitor. Bitte die Leiterin, das Tier über die Messplatte zu führen. Die Aufnahme in Novel Format (*.dat file) speichern.
6. In einem Protokoll die Laufrichtung notieren, um bei der Auswertung die Aufnahmen den jeweiligen Beinen zuordnen zu können.
7. Klick auf die „blaue Tür“ (in der linken oberen Ecke des Fensters) um das Fenster zu schließen und mit einer neuen Aufnahme fortzufahren.
8. Das „Record“ Fenster erscheint wieder auf dem Monitor. Trage den Namen für die neue Aufnahme ein und fahre mit dem Symbol „Measure“ mit der Messung fort.

3.3.2.3 Datenverarbeitung

Für jeden Messzyklus und jede Extremität wurden die Parameter maximale Bodenreaktionskraft pro kg Körpergewicht des Tieres, Kontaktfläche und Kontaktzeit berechnet und als Bezugswert für die im anschließenden Heilungsverlauf ermittelten Daten die präoperative Ganganalyse festgelegt. In der Auswertung der Bodenreaktionsaufnahmen wurden folgende Parameter dargestellt und ausgewertet:

Tabelle 2: Bodenreaktionsparameter

Maximalkraft [N]
Maximalkraft bezogen auf den präoperativen Bezugswert des jeweiligen Beines [%]
Maximalkraft bezogen auf das jeweilige Körpergewicht
Maximalkraft bezogen auf das jeweilige Körpergewicht präoperativen Bezugswerts des jeweiligen Beines [%]
Maximale Kontaktfläche [mm ²]
Maximale Kontaktfläche bezogen auf den präoperativen Bezugswert des jeweiligen Beines [%]
Maximale Kontaktzeit [ms]
Maximale Kontaktzeit bezogen auf den präoperativen Bezugswert des jeweiligen Beines [%]
Maximaldruck [N/mm ²]
Maximaldruck bezogen auf den präoperativen Bezugswert des jeweiligen Beines [%]
Kraft-Zeit-Integral
Kraft-Zeit-Integral bezogen auf den präoperativen Bezugswert des jeweiligen Beines [%]
Druck-Zeit-Integral
Druck-Zeit-Integral bezogen auf den präoperativen Bezugswert des jeweiligen Beines [%]

Die aufgenommenen Bodenreaktionsrohdaten wurden mit Hilfe der Novel-win-Software (Version 9.3, novel GmbH, München) verarbeitet und mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft Office 2003) archiviert und ausgewertet.

Tabelle 3: Protokoll zur Datenverarbeitung

1. Starten der Software „novelein“.
2. Klicken auf das Programm „File master“: Aufnahme aufrufen. Die Aufnahmen den jeweiligen Beinen zuordnen und als „*.kor“ file neu speichern.
3. Programm „MakeMask“ starten. „*.kor“ file aufrufen und zu dem Abdruck eine Maske anlegen.
4. Programm „Makepar“ starten. Die unter Nr.2 errichteten „kor“ files mit den unter Nr.3 errichteten Masken verbinden und unter „*.par“ file speichern.
5. Programm „Coll“ starten. Das unter Nr.4 errichteten „Par“ File aufrufen und als „*.xls“ File exportieren.
6. Excel-Datei aufrufen. Mit der Tabellenkalkulation Excel die Parameter für die statistische Auswertung verarbeiten.

3.3.3 Optisches System

Die Messungen der IFB mittels des optischen Systems (PCReflex, Qualisys, Schweden) erfolgten zeitgleich mit der Messung der Bodenreaktionsparameter am dritten und siebten postoperativen Tag und dann im wöchentlichen Abstand. Zum Zeitpunkt der ersten Messung postoperativ erhielten die Tiere eine Analgesie (Finadyne, Essex, Deutschland), wodurch die schmerzfreie Belastung des operierten Beines ermöglicht werden sollte.

Vor dem Beginn der Messung wurden zwei viereckige Marker (BMP: Ball Mounting Plate) an den zwei nach kranial ausgerichteten Pins, jeweils ein Marker am proximalen und ein Marker am distalen Pin, montiert.

Die Kameras des Optischen Messsystems erfassten die Markerbewegung, und das PC-System zeichnete die angezeigten Daten auf.

Ein Messzyklus begann mit dem Auftritt eines Vorderbeines im Messfeld und endete mit dem Abtritt des gleichseitigen Hinterbeines in diesem Feld. Mindestens 10 Läufe pro Gliedmaße wurden zu jedem Messzeitpunkt

aufgezeichnet. Die BMPs wurden am Ende der Messung wieder abgebaut, und das Tier wurde wieder in den Stall gelassen.

Für die Erfassung der IFB wurde ein Tower (PCReflex, Qualisys, Schweden), zwei Infrarot-Kameras (Brennweite 25 mm), zwei Stative, zwei viereckige reflektierende Marker, ein Videoprozessor, ein Echtzeit-Kotrollmonitor, ein PC-System, Verbindungskabel und der Kalibrierungsrahmen verwendet.

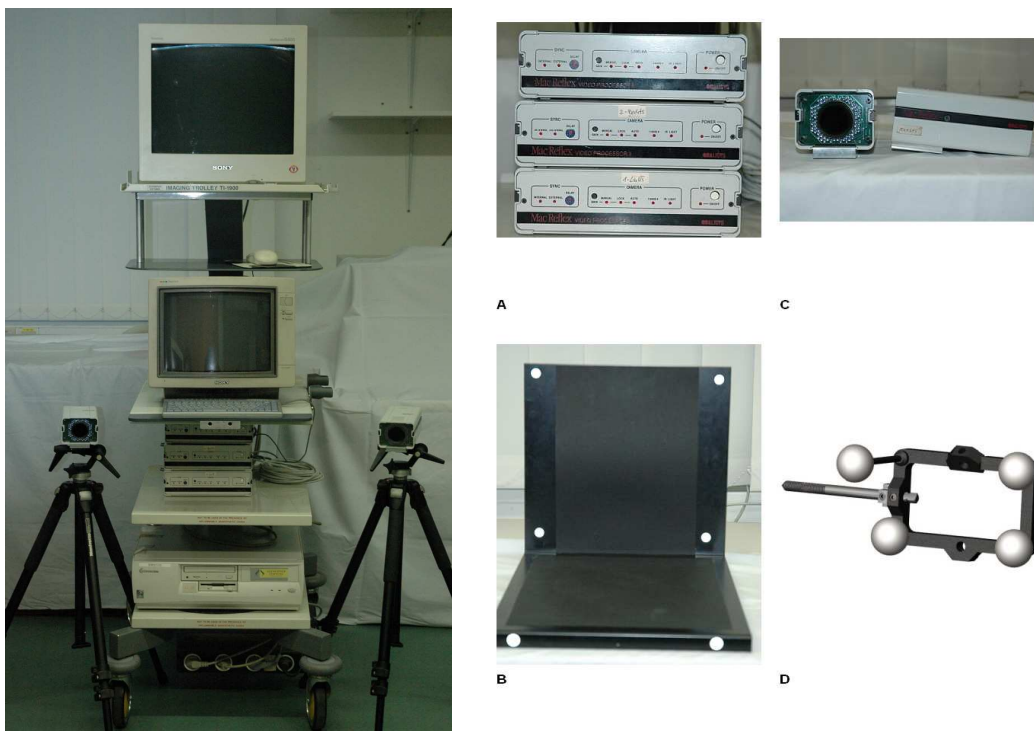


Abbildung 12: Optisches Messsystem mit dem jeweiligen Zubehör

Links: Tower; Rechts: A: Videoprozessor, B: Infrarot - Kameras, C: Kalibrierungsrahmen, D: Viereckiger Marker, Skizze (BMP)

3.3.3.1 Aufbau des Messsystems

Für jede Messung wurde die gleiche räumliche Anordnung des Setups gewählt. Hierfür wurde der Kalibrierungsrahmen, eine Referenzstruktur, mittig auf der sensitiven Messplattform auf dem Laufsteg platziert und die Kameras in einem Abstand von 1,04 m zu dem Kalibrierungsrahmen und in einer Höhe, in dem das Messfeld optimal eingestellt werden konnte, aufgestellt. Zwischen den

Kameras wurde ein Winkel von 70° eingehalten, wobei der Schnittpunkt der zusammenlaufenden Winkelschenkel die Mitte des Kalibrierrahmens darstellte. Die Kameras wurden so eingestellt, dass das Kamerafeld dem Messfeld genau entsprach.

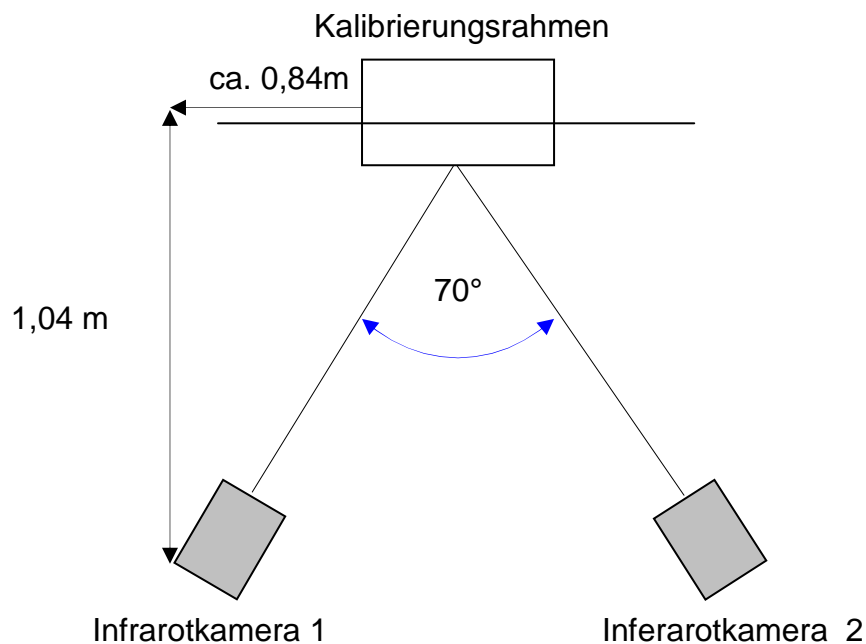


Abbildung 13: Optische Messsystem, Aufbau-Skizze

Kalibrierungsrahmen mittig auf dem Laufsteg, Aufstellung der Infrarotkameras mit einem Winkel von 70° zwischen den beiden Kameras und mit einem Abstand von 1,04 m zum Kalibrierungsrahmen. Schnittstelle der zusammenlaufenden Winkelschenkel in der Mitte des Kalibrierungsrahmens

3.3.3.2 Messvorbereitung

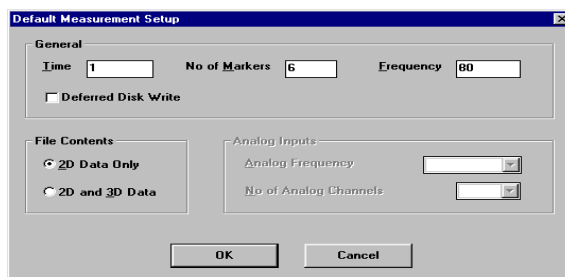
Das Kamerasystem musste zunächst kalibriert werden, da die Raumpositionen der Kamera dem System nicht bekannt waren. Die Kalibrierung des optischen Messsystems erfolgte unter Verwendung des Kalibrierungsrahmens. Der Kalibrierungsrahmen ist eine stabile Konstruktion mit sechs Markern, deren exakt vermessene Positionen dem System bekannt sind. Die Genauigkeit der

Messung hing direkt von der Genauigkeit der Kalibrierung des Optischen Systems ab.

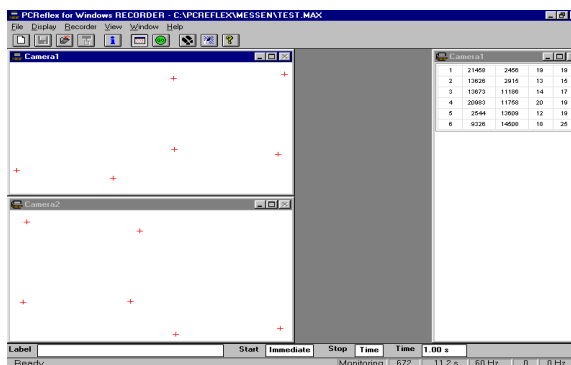
Bei einer Frequenz von 60 Hz wurden für einen Zeitraum von zehn Sekunden die sechs Marker des Kalibrierungsrahmens aufgezeichnet und in 2D-Modus abgespeichert. Mit dem PC-Reflex Programm „Tracker“ wurden die Marker nach der entsprechenden Reihenfolge sortiert.

Tabelle 4: Protokoll der Messvorbereitung

1. Programm PC-Reflex Recorder starten und Kameras aktivieren
2. Hardwaresetup kontrollieren:
 - Klick File → Wähle Setup → Öffne Hardware : Brennweite auf 25mm einstellen
3. Kalibrierungsdaten einstellen:
 - Klick File → Wähle Setup → Öffne Measurement:
 - Time: 1, Marker: 6, Frequency 60, File Contents 2D Data



4. Änderung speichern:
 - Klick File → Wähle New Measurement
5. Kameras einrichten:
 - Klick Recorder → Wähle Monitor



6. Kameras so einstellen, dass alle sechs Marker des Kalibrierungsrahmens auf dem Monitor exakt symmetrisch zu einander eingestellt sind

3.3.3.3 Kalibrierung, Messgenauigkeit

Zur Vorbereitung der Kalibrierung musste zunächst eine Messung durchgeführt werden.

Tabelle 5: Protokoll der Kalibrierung

1. Messung starten: Klick auf „Go“
2. Messung im Arbeitsverzeichnis als „cal.max“ speichern
3. Datei „cal.max“ öffnen
4. Marker sortieren
5. Programm PC Reflex DltCal starten
6. Kalibrierung durchführen: Klick auf Calibrate

Mit dem Programm PC Reflex DltCal konnten mathematisch die Koordinaten der Marker berechnet und die Daten als Ausgangspunkt für die Kalibrierung abgespeichert werden. Nach der Kalibrierung durften die Kameras bis zum Abschluss der gesamten Messung nicht mehr berührt werden. Bei einer Berührung der Kameras musste erneut eine Kalibrierung durchgeführt werden.

Tabelle 6: Protokoll der Messung

1. Daten der Testmessung einstellen:
 - Klick File → Wähle Setup → Öffene Measuerment:
 - Time: 10, Marker: 6, Frequency: 60, File Contents: 2D and 3D Data
2. Klick File → Wähle New Measurement
3. Klick GO um Testmessung zu starten
4. Programm PC Reflex Tracker starten:
 - Datei „kalib.max“ öffnen, Marker sortieren, Auto Track einschalten, Frames kontrollieren, Datei erneut speichern
5. Daten als Exceldatei ins Arbeitsverzeichnis exportieren:
 - Klick File → Wähle Export als „kalib.xls“
6. Exceldatei „kalib.xls“ öffnen und in Exceldatei „Auswertungs6Marker.xls“ kopieren
Bei einem maximalen Fehler von „Delta max“ kleiner als 0,1 mm diese Datei als Testmessung im Arbeitsverzeichnis als Exceldatei speichern. Mit den Messungen wie oben beschrieben beginnen.

Die Messgenauigkeit ist die Differenz zwischen den Sollwerten (Daten des Kalibrierungsrahmens) und den Istwerten (gemessene Daten des Kalibrierungsrahmens). Die Ermittlung erfolgte in einer Excel-Arbeitsmappe

„Auswertung6Marker.xls“, in der die Differenz für jede Markerkoordinate über einen Zeitraum von zehn Sekunden gebildet wurde. Die gesuchte Größe dabei war die größte auftretende Abweichung aller Koordinaten. Die Werte gingen ungefiltert in die Berechnung ein, so dass ein hohes Maß an Sicherheit in der maximalen Abweichung bestand. Bei der Messgenauigkeitsbestimmung wird die Kalibrierungsmessung mit der Testmessung verglichen und bewertet. Bei einem Messfehler von „Delta max“ kleiner 0,1 mm kann die Ganganalyse begonnen werden.

3.3.3.4 Datenverarbeitung

Nach den Messungen wurden die Daten mit PC-Reflex Software (PCReflex für Windows 95/NT, Qualisys®) ausgewertet. Die 2D-Koordinatenaufzeichnungen wurden für die 3D-Koordinatenberechnung aufbereitet. Für die gesamte Messdauer (600 Frames: 10s bei einer Bildfrequenz von 60 Hz) wurden die sechs Marker in beiden Kameransichten entsprechend durchnummeriert. Hierbei erfolgte eine feste Zuordnung zwischen Markern und Koordinaten und somit eine Zuweisung der Raumkoordinaten zu allen Markern. Diese getrackten Dateien wurden als Ascii-Files exportiert.

Tabelle 7: Protokoll der Fragmentbewegungsauswertung

- | |
|--|
| <ol style="list-style-type: none">1. Programm PC Reflex Track starten und Datei aufrufen.2. Marker nach der bestimmten Reihenfolge mit 1-8 sortieren.3. Datei speichern und in „*.ascii“ Datei exportieren.4. In Winword die „Batch“-Datei erstellen: (Sie dient für das Programm, mit der die 3D-Bewegungen mathematisch in Werte umgerechnet und entsprechend dargestellt werden können).5. Offsets bestimmen und in die „Batch“-Datei eintragen.6. Ergebnisse mit der Tabellenkalkulation Excel archivieren und auswerten. |
|--|

Die Ascii-Messdaten wurden mittels einer entwickelten Software weiter bearbeitet und nach Konvertierung in eine Zieldatei eingelesen. Unter Angabe des Offsets (Translation des Referenzmarkers in x-, y- und z-Richtung) zum Frakturspaltzentrum wurde für die drei oberen Markerkugeln ein proximales Koordinatensystem definiert.

Dies diente durch die Offsetangabe als Referenzsystem. Daher wurden sämtliche Markerkoordinaten in das proximale System verschoben und durch den Bezug der unteren Marker zu den oberen ein lokales distales Koordinatensystem kalkuliert. Hiermit kamen zwei dreidimensionale Koordinatensysteme zur Darstellung. Somit konnten die 3D-IFB ermittelt werden.

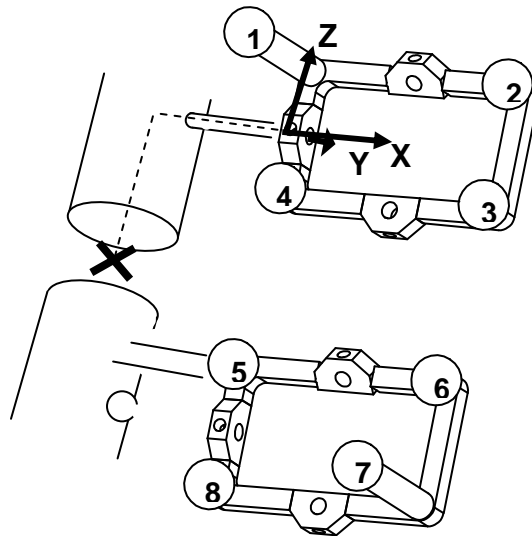


Abbildung 14: Skizze des Frakturspalts mit zwei zusätzlichen Messpins und zwei viereckigen Markerrahmen

Darstellung der 3D-Verschiebung des Frakturspalts auf den proximalen Markerrahmen. Mit den intraoperativ gemessenen 3D-Abständen der Marker im Bezug zur Mitte des Frakturspaltes und zu den angebrachten Markern an den zwei Pins konnte mittels des mathematischen Algorithmus die 3D-Verschiebung des Frakturspaltes berechnet werden.

Die Beschreibung der relativen IFB leitete sich aus den Bewegungen des distalen Koordinatensystemursprungs im proximalen Bezugskordinatensystem über vektoriellen Bezug zum Frakturspaltzentrum ab. Die Ergebnisdatei, ein Microsoft Excel Dokument, wurde bereinigt und gefiltert, wodurch die Belastungsphase der Ganganalyse geglättet graphisch dargestellt werden konnte.

Die aus den zugeordneten 2D-Raumkoordinaten (input) der sechs Marker resultierenden 3D-Markerbewegungen (output) wurden also in eine relative IFB umgerechnet. Diese 3D-Verschiebungen setzten sich aus drei translatorischen und rotatorischen Bewegungen zusammen und wurden in axialer Kompression

in der Längsachse des Frakturspalts (Z-Achse), in axialer Torsion um die Längsachse des Frakturspaltes (Torsion um die Z-Achse in Grad), in mediolateraler Scherung (Y-Achse), in der Biegung in der mediolateralen Achse, in anterioposteriorer Scherung (X-Achse) und in der Biegung in der anterioposterioren Achse wiedergegeben. Aus den Scherkomponenten x und y wurde mit der Formel $sh = \sqrt{x^2 + y^2}$ die Gesamtscherung (sh) berechnet. Aufzeichnungen, die eine Abweichung von der vollständigen charakteristischen Form (U- bzw. umgekehrte U-Form) der Aufnahme eines typischen Gangzyklus (Abb.15) zeigten, wurden verworfen. Das Maximum der einzelnen Bewegungskomponenten ist während des Auftretens (Belastung) festzustellen. Die Größe des Frakturspalts (in z-Richtung) verringerte sich dabei mit der Gewichtsbelastung des Tieres während eines Gangzyklus, d.h. die Fragmentenden näherten sich in Längsrichtung (z) des Knochens an. Der Spalt „öffnete“ sich wieder in der Schwungphase.

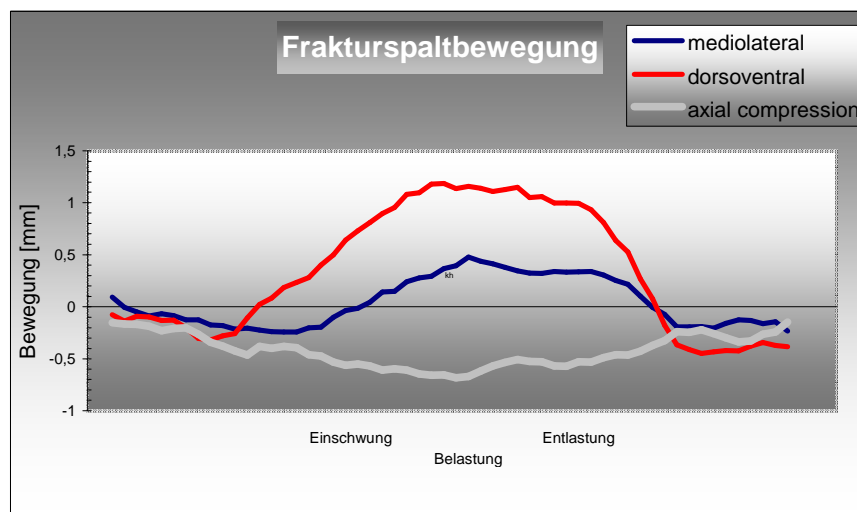


Abbildung 15: Charakteristische Form (U- bzw. umgekehrte U-Form) einer IFB-Aufnahme eines typischen Gangzyklus. In vivo Messung eines Schafs mit medial montiertem Fixateur externe

Die IFB wurden durch die zeitgleich gemessenen maximalen Bodenreaktionskräfte bezogen auf Körpergewicht dividiert, um die Instabilität des Frakturspalts [mm/kg bzw. mm/ŋ] während des Heilungsverlaufes zu bestimmen (Duda et al., 2003).

3.4 Tötung und Sektion der Tiere

3.4.1 Tötung

Nach neun Wochen Standzeit wurden die Tiere getötet. Mittels eines venösen Zugangs wurde die Narkose mit 2,5 g Trapanal als Bolusinjektion eingeleitet. Nach der Überprüfung der Narkosetiefe wurde dem Tier eine Bolusinjektion von 100 ml Kaliumchlorid 7,5% verabreicht. Die Diagnose des Todes wurde mittels Auskultation des Herzstillstandes gestellt.

Anschließend wurde das Tier in den Sektionsraum der Tierexperimentellen Einrichtung der Charité, Campus Virchow-Klinikum, transportiert, wo dann die Sektion der hinteren Extremitäten des Tieres erfolgte.

3.4.2 Entnahme der Tibiae

Im Sektionsraum wurden post mortem die Unterschenkel des Tieres im Kniegelenk und im Tarsalgelenk freipräpariert und exartikuliert. Das Stahlrohr und die Klemmbacken des Fixateurs wurden entfernt. Die rechte freipräparierte Tibia wurde dann in der anteriorposteriore Ebene digital und konventionell geröntgt. Nach den Röntgenaufnahmen erfolgte eine Computertomographie der operierten und der intakten kontralateralen Tibia der Hinterbeine.

3.5 Biomechanische Testung der Tibiae post mortem

3.5.1 Materialprüfmaschine

Die biomechanische Testung der freipräparierten Tibiae erfolgte an der Materialprüfmaschine (Zwick 1445, Ulm). Der Prüfaufbau zur Ermittlung der dreidimensionalen Steifigkeit besteht aus einer Materialprüfmaschine zur Erzeugung der erforderlichen Belastung und aus der integrierten

mechanischen Vorrichtung zur Aufbringung der Lasten. Sie erlaubt neben einer Zug- und Druckprüfung auch eine Torsionsbelastung.



Abbildung 16: Materialprüfmaschine (Zwick 1445, Ulm)

Eine Belastung führt zur Deformierung des Objekts; die Steifigkeit des Objekts ergibt sich aus der Steigung des linearen elastischen Teils der Kurve; je steiler diese Steigung ist, desto steifer ist das Objekt. Ab einem bestimmten Punkt reicht die Elastizität des Objekts nicht mehr aus und es deformiert sich. Wenn der Punkt erreicht ist, an dem das Objekt nicht mehr deformierbar ist, erfolgt der Bruch.

Alle rechten Tibiae und die intakten kontralateralen linken Tibiae wurden nach neun Wochen einem biomechanischen Torsionstest unterzogen. Der Test wurde mit einer definierten und konstanten Geschwindigkeit bis zur Fraktur (Knochenzerstörung) durchgeführt. Das maximale Torsionsmoment und die maximale Torsionssteifigkeit, die sich aus der Kurvensteigung ergibt, in dem das Drehmoment über den Torsionswinkel abgetragen ist, wurden ausgewertet. Die Ergebnisse der operierten Tibiae wurden auf die biomechanischen Auswertungen der Gegenseite prozentual bezogen.

3.5.2 Biomechanische Testung

Das Weichteilgewebe der Tibia wurde mit in 0,9% NaCl getränkten Mullbinden eingewickelt, um ein Austrocknen der Muskulatur zu verhindern.

Das distale Tibiaende wurde mit zwei kreuzenden Kirschnerdrähten gespickt, um die Haftung im Kunststoffeinbetttopf zu verstärken.

Vor dem Einbetten der Tibiaenden wurde mit einer Bohrschablone die Länge der Schablone in das Periost der Tibia eingeritzt. Die Markierungen dienten als Maßstab für die Einbettung. Somit entsprach die Länge des ungebetteten Anteils der Tibia der Länge der Fixateurmontage während der Operation; die Länge war bei allen Präparaten gleich. Die Schablone entsprach derselben Lage wie in der Operation. Dann wurde das distale Tibiaende in Beracryl in einen Einbetttopf (Troller AG, Schweiz) eingebettet. Dafür wurden zwei Komponenten Acryl Kunststoff (flüssig und pulverförmig) miteinander vermischt. Unter einer exothermen Reaktion härteten die Komponenten aus.

An der Materialprüfmaschine wurden zwei spezielle T-Vorrichtungen mit entsprechender Halterung angebracht. Eine T-Vorrichtung wurde an dem oberen Traversen-Aufnehmer und eine T-Vorrichtung an dem unteren Traversen-Aufnehmer in mittlerer Position angebracht.

Nach der Aushärtung wurde die Tibia aus dem Einbetttopf entnommen und der Beracryl-Block in die Halterung der Materialprüfmaschine angebracht.

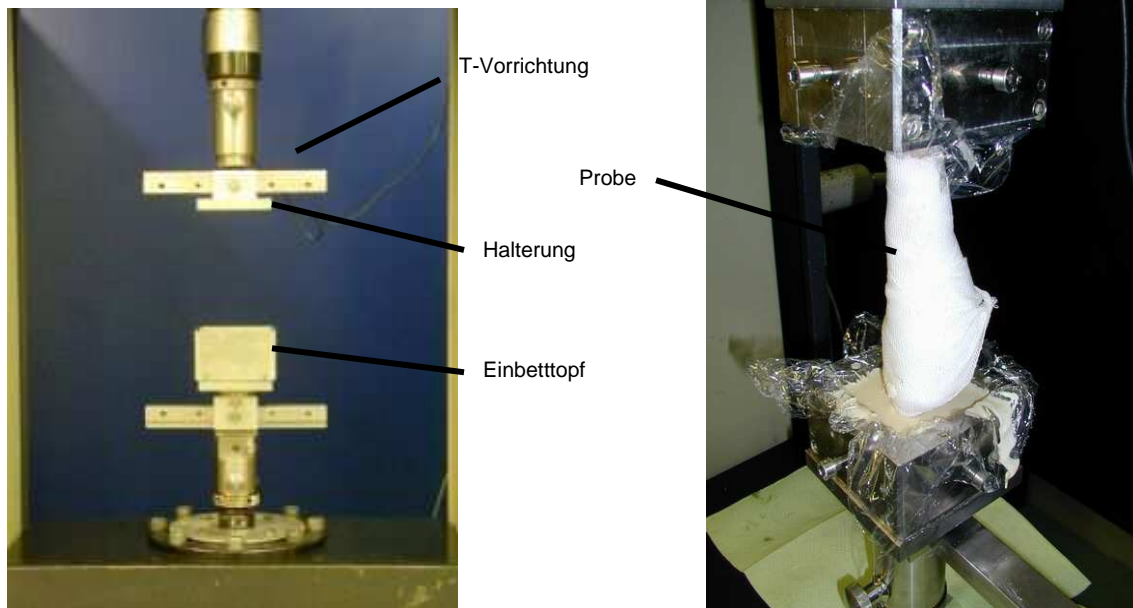


Abbildung 18: Anbringen der Probe an die Materialprüfmaschine

Links: Materialprüfmaschine mit T-Vorrichtung und Halterung und Einbetttopf; Rechts: Probe beidseitig in Beracryl eingebettet und an der T-Vorrichtung der Materialprüfmaschine angebracht.

An dem oberen Transversen-Aufnehmer der Materialprüfmaschine wurde das eine Ende der Tibia mit dem Beracryl-Block angebracht. Auf die untere Halterung der Materialprüfmaschine wurde ein Einbetttopf aufgesetzt, in den das Einbetten der Gegenseite der Tibia erfolgte.

Um die axiale Torsion durchzuführen, befand sich die Probe in mittlerer Position in der Vorrichtung. Die axiale Torsionstestung erfolgte bei einem Wert von 10 Grad pro Minute bis zum Torsionsversagen.

Das maximale Torsionsmoment [Nm] und die Torsionssteifigkeit [Nm/°] wurden bestimmt und als prozentualer Anteil der intakten kontralateralen Werte angegeben.

3.6 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden mit der in den jeweiligen Abschnitten beschriebenen Software vorbereitet, berechnet und ausgewertet. Alle Messdaten wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel archiviert und mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS ausgewertet.

Aufgrund der geringeren Fallzahl pro Gruppe ($n = 8$) wurden für die statistische Auswertung nonparametrische Tests verwendet, die Zeitverläufe der einzelnen Parameter sind entsprechend als Mediane mit zugehörigen Interquartilbereichen dargestellt. Bei Vergleichen der Gruppen zu einzelnen Zeitpunkten erfolgt die graphische Darstellung der Parameter über Boxplots.

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe von SPSS (SPSS 12.0, SPSS Inc., Chicago, IL). Verbundene Parameter wurden mit dem Wilcoxon-Test verglichen. Unverbundene Stichproben wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test statistisch ausgewertet. Zu den einzelnen Messzeitpunkten wurde eine Korrelationsprüfung zwischen Bodenreaktionskräften und IFB mit SPSS durchgeführt.

Wiederholungsmessungen über die Zeit und Vergleiche der Parameterverläufe über die Zeit zwischen den Gruppen wurden mit Hilfe eines SAS-Makros zur nichtparametrischen Analyse longitudinaler Daten analysiert (SAS 8.2, SAS Institute Inc., Cary, NC).

Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0.05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Beurteilung des Heilungsverlaufes

In beiden Gruppen gingen jeweils acht Tiere in die statistische Analyse der Studie ein. Alle Tiere wiesen während des postoperativen Heilungsverlaufes ein ungestörtes Allgemeinbefinden auf und befanden sich in einer guten gesundheitlichen Verfassung. Die Futter- und Wasseraufnahme erfolgte unbeeinträchtigt. Alle Tiere zeigten initial eine Schonung des operierten Hinterlaufes. Am zehnten postoperativen Tag wurden die Fäden entfernt. Die Hautwunden waren trocken und vollständig verheilt. Es lagen keine Wundheilungsstörungen oder Infektionen vor. Die regelmäßige Körpergewichtsmessung zeigte bei fast allen Tieren eine Zunahme.

4.2 Bodenreaktionsparameter

Aus den in der Tabelle 2 (S. 47) erwähnten Parametern werden im Folgenden für beide Gruppen die Verläufe der einzelnen Bodenreaktionsparameter: max. Bodenreaktionskraft, Kontaktzeit und Kontaktfläche, jeweils bezogen auf das aktuelle Körpergewicht (bodyweight), dargestellt.

In der Tabelle 8 sind die Initialwerte der Bodenreaktionsparametern der osteotomierten Gliedmaßen wiedergegeben.

- Ergebnisse -

Osteotomierte Gliedmaßen Initial (nach drei Tagen postoperativ)		Rigider Fixateur Externe	Weicher Fixateur Externe
		n = 8	n = 8
Kontaktkraft bezogen auf Körpergewicht [%]	Mittelwert	92	88
	Standardabweichung	16	23
	Median	91	91
	Min / Max	65 / 112	46 / 115
Kontaktfläche [%]	Mittelwert	97	93
	Standardabweichung	17	11
	Median	95	96
	Min / Max	72 / 130	72 / 105
Kontaktzeit [%]	Mittelwert	89	83
	Standardabweichung	18	24
	Median	83	79
	Min / Max	72 / 120	56 / 130

Tabelle 08: Deskriptive Darstellung der Initialwerte der ausgewählten Bodenreaktionsparameter.

In der rigiden Fixateur externe (RFE) Gruppe zeigten die osteotomierten Gliedmaßen (Abbildung 19) eine maximale Körpergewichtsbelastung von 91% (Median; Min – Max: 65 – 112) und in der weicheren Fixateur externe (WFE) Gruppe von 91% (Median; Min – Max: 46 – 115) des präoperativen Wertes. Die maximale Entlastung der osteotomierten Gliedmaßen erfolgte in der RFE Gruppe ausgeprägter und früher als in der WFE Gruppe. In der RFE Gruppe kam es zum Zeitpunkt der zweiten postoperativen Woche zur maximalen Entlastung der osteotomierten Gliedmaßen (max. Körpergewichtsbelastung: Median: 69%, Min - Max: 66 - 102) und in der WFE Gruppe zum Zeitpunkt der fünften postoperativen Woche (max. Körpergewichtsbelastung: Median: 77%, Min - Max: 72 - 112). Nach dem Zeitpunkt der maximalen Entlastung zeigten beide Gruppen eine stetige Zunahme der Gewichtsbelastung der osteotomierten Gliedmaßen und erreichten die präoperative Vollbelastung innerhalb der untersuchten neun Wochen. Die Entlastung der osteotomierten Gliedmaßen wurde durch eine Überbelastung der intakten Gegenseite kompensiert (Abbildung 19). Die maximale Gewichtsbelastung der intakten linken Gegenseite zeigte sich initial, nach drei Tagen postoperativ, und lag in der RFE Gruppe bei 134% (Median; Min – Max: 110 – 164) und in der WFE

Gruppe bei 136% (Median; Min – Max: 84 – 153) des präoperativen Wertes. Die Überbelastung persistierte über die gesamten neun Wochen in beiden Gruppen. Eine geringfügige Abnahme der Überbelastung konnte zum Ende der neunten Woche verzeichnet werden.

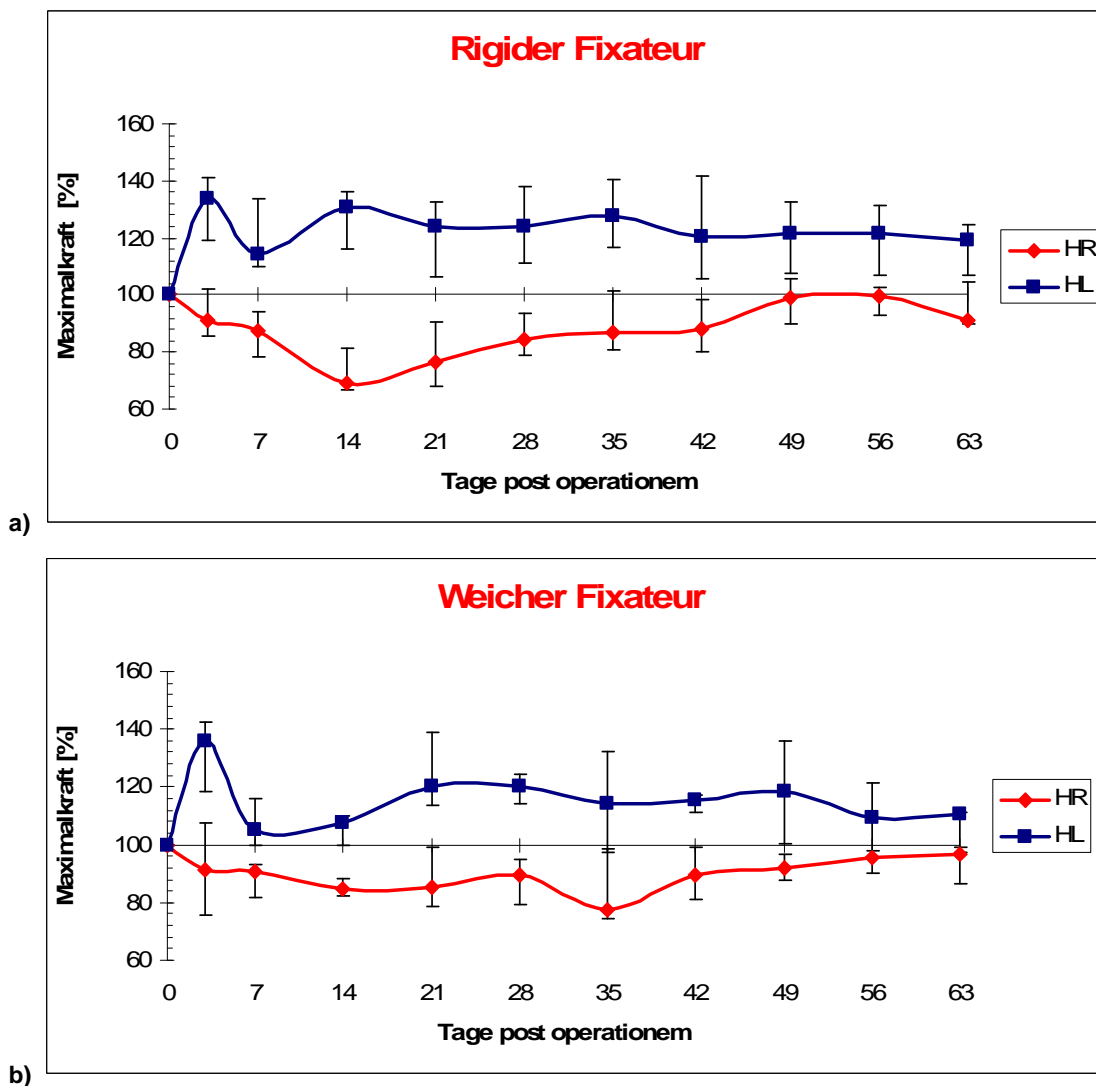


Abbildung 19: Maximale Bodenreaktionskraft bezogen auf das jeweilige Körpergewicht der Tiere für das operierte Hinterbein mit kontralateralem Bein, jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der präoperativen Werte [%]. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich. a) Rigider Fixateur b) Weicher Fixateur, HR: hintere rechte Gliedmaße (operiert), HL: hintere linke Gliedmaße (gesund)

Ausgeprägtere und frühere Entlastung der operierten Extremität in der rigiden Fixateur Gruppe als in der weicheren Fixateur Gruppe. Überbelastung der kontralateralen gesunden Extremität in beiden Gruppen.

Die RFE Gruppe zeigte im Vergleich zu der WFE Gruppe eine frühere Entlastung der osteotomierten Gliedmaßen und einen schnelleren Heilungsverlauf mit Erreichen der präoperativen Vollbelastung zwei Wochen früher als die WFE Gruppe. In beiden Gruppen konnten sowohl initial, nach drei Tagen postoperativ, als auch über den Verlauf große interindividuelle Unterschiede bei den Bodenreaktionsparametern beobachtet werden.

In der Abbildung 20 ist der Vergleich der maximalen Bodenreaktionskräfte bezogen auf das jeweilige Körpergewicht für die osteotomierte Gliedmaße in beiden Gruppen als prozentualer Anteil der jeweiligen präoperativen Werte wiedergegeben.

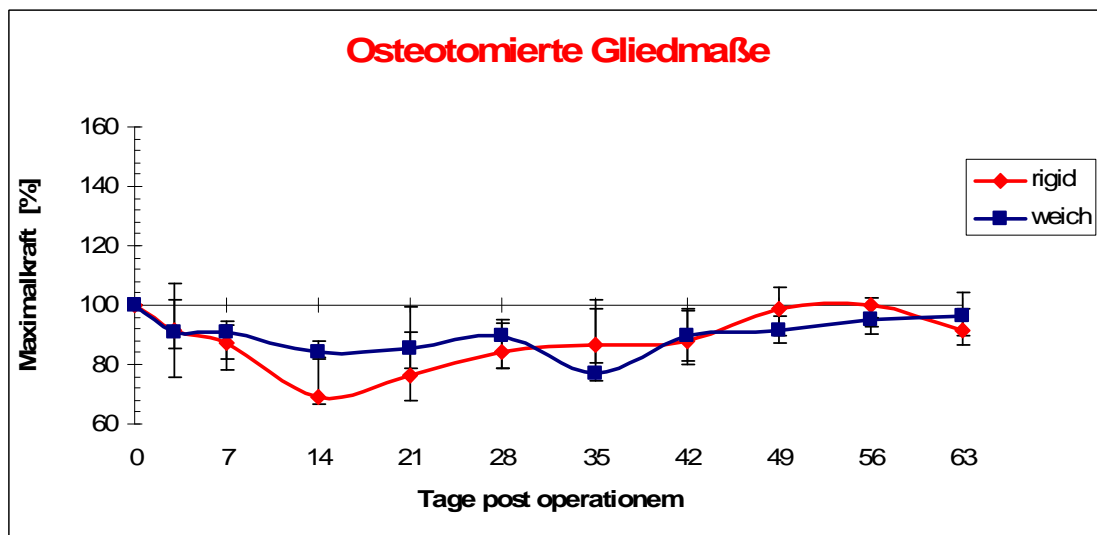


Abbildung 20: Maximale Bodenreaktionskraft bezogen auf das jeweilige Körpergewicht der Tiere für die operierte Gliedmaße in beiden Gruppen jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der jeweiligen präoperativen Werte [%]. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich.

Ausgeprägtere und frühere Entlastung der operierten Gliedmaße in der rigiden Fixateur Gruppe als in der weicheren Fixateur Gruppe.

Die maximale Kontaktfläche (Abbildung 21) in beiden Gruppen nahm für die osteotomierte Gliedmaße in den ersten Wochen im Vergleich zu dem präoperativen Wert gering ab und zeigte dann eine Zunahme parallel zu den maximalen Bodenreaktionskräften innerhalb der neun Wochen. Die maximale Abnahme der Kontaktfläche zeigte sich in der RFE Gruppe zum Zeitpunkt der dritten Woche mit einer Kontaktfläche von 90% (Median; Min – Max: 69 – 135)

und in der WFE Gruppe initial, nach drei Tagen postoperativ, mit einer Kontaktfläche von 96% (Median; Min – Max: 72 – 106) des präoperativen Wertes.

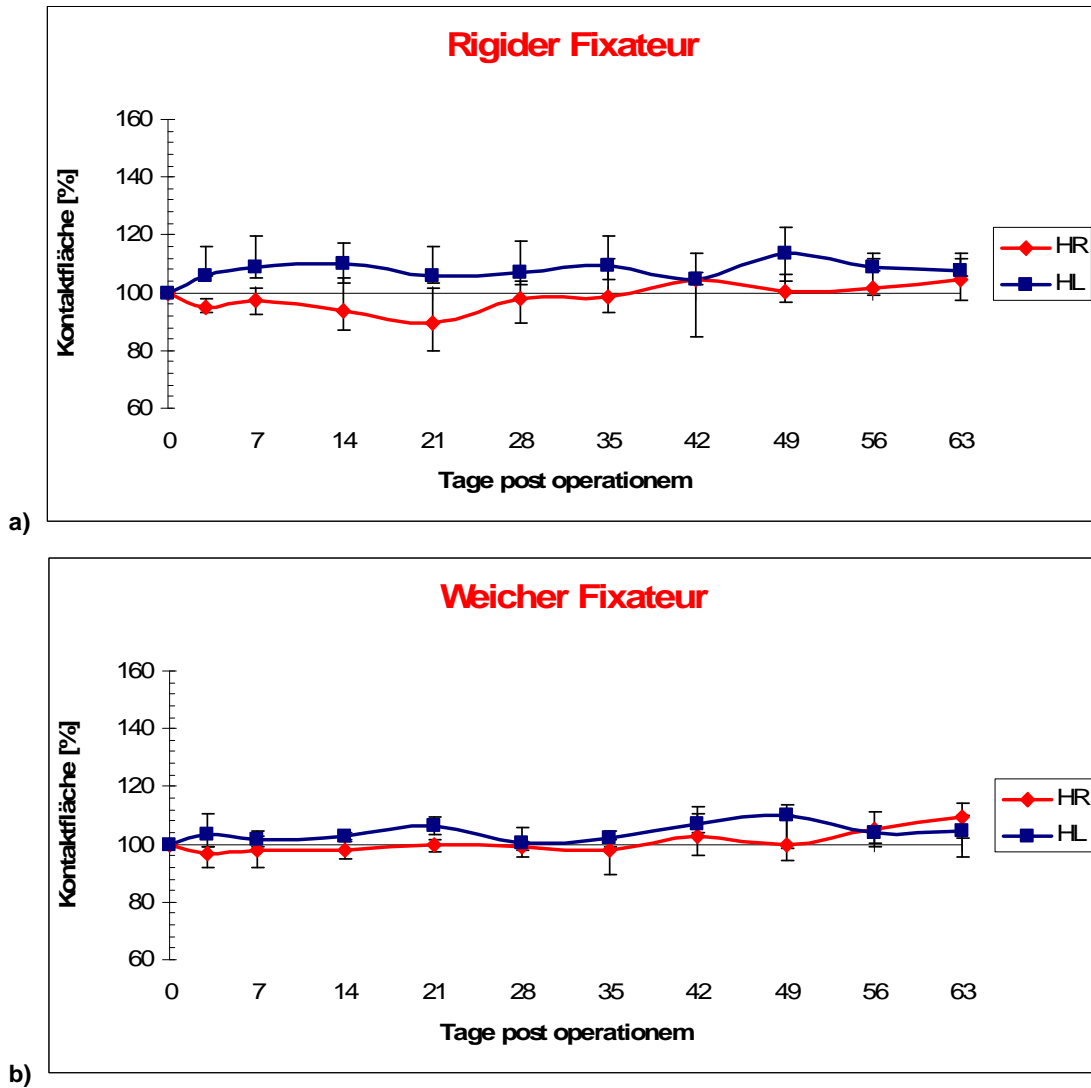


Abbildung 21: Maximale Bodenkontaktfläche [%] beider Gruppen für das operierte Hinterbein mit kontralateralem Bein, jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der präoperativen Werte. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich. a) Rigider Fixateur b) Weicher Fixateur, HR: hintere rechte Gliedmaße (operiert), HL: hintere linke Gliedmaße (gesund)

Die RFE Gruppe erreichte den präoperativen Wert in der Zeit zwischen der fünften und sechsten Woche und die WFE Gruppe zum Zeitpunkt der dritten Woche. Die intakte linke Gegenseite zeigte in beiden Gruppen eine diskrete Zunahme der Kontaktfläche in den ersten Wochen mit einer maximalen

Kontaktfläche zum Zeitpunkt der siebten Woche von 113% (Median; Min – Max: 102 - 130) des präoperativen Wertes in der RFE Gruppe und 110% (Median; Min – Max: 94 - 154) in der WFE Gruppe.

In der Abbildung 22 ist der Vergleich der maximalen Bodenkontaktfläche bezogen auf das jeweilige Körpergewicht für die osteotomierte Gliedmaße in beiden Gruppen als prozentualer Anteil der jeweiligen präoperativen Werten wiedergegeben.

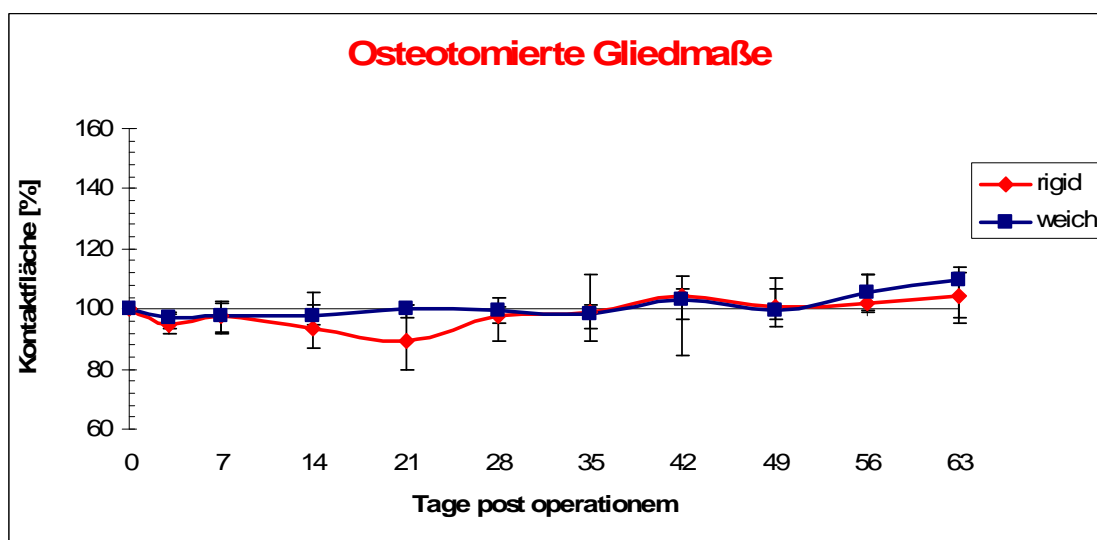


Abbildung 22: Maximale Bodenkontaktfläche [%] beider Gruppen für die osteotomierte Gliedmaße, jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der jeweiligen präoperativen Werte. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich.

Die Kontaktzeit (Abbildung 23) zeigte initial, nach drei Tagen postoperativ, eine Abnahme in beiden Gruppen sowohl für die osteotomierten Gliedmaßen als auch für die intakte Gegenseite. Die Abnahme war für die osteotomierte Gliedmaße in beiden Gruppen ausgeprägter; In der RFE Gruppe betrug initial die maximale Kontaktzeit der osteotomierten Gliedmaße 83% (Median; Min – Max: 72 – 120) des präoperativen Ausgangswertes und in der WFE Gruppe 79% (Median; Min – Max: 56 – 130). Danach zeigte sich eine stetige Zunahme der Kontaktzeit. Jedoch lag über den gesamten weiteren Heilungsverlauf von neun Wochen die Kontaktzeit unter dem präoperativen Wert. Der Minimalwert für die intakte Gegenseite zeigte sich in der RFE Gruppe zum Zeitpunkt der achten

Woche mit einer Kontaktfläche von 85% (Median; Min – Max: 76 - 106) des präoperativen Wertes und in der WFE Gruppe zum Zeitpunkt des dritten Tages postoperativ mit einer Kontaktfläche von 83% (Median; Min – Max: 71 - 130).

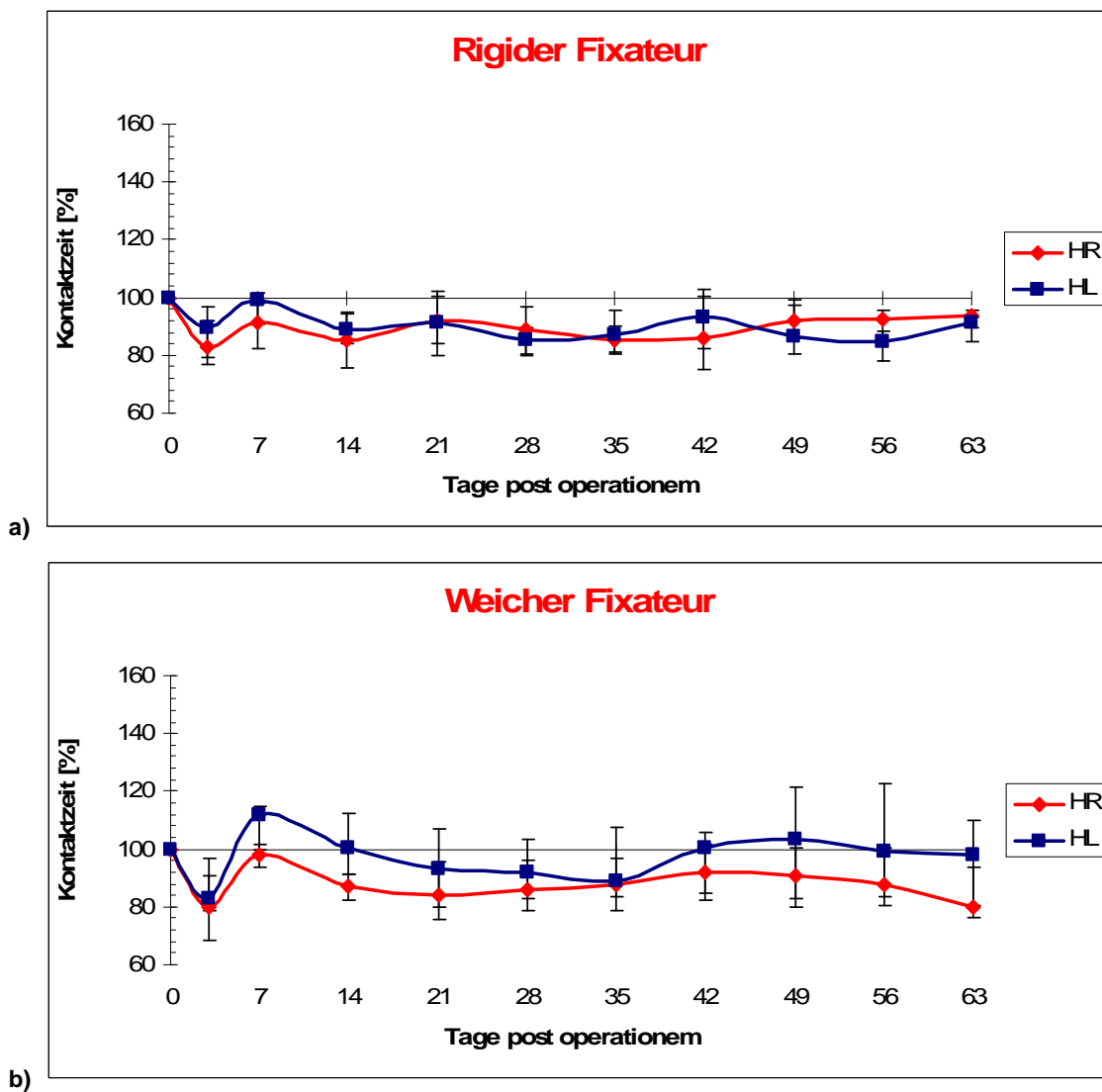


Abbildung 23: Maximale Bodenkontaktzeit [%] beider Gruppen für das operierte Hinterbein mit kontralateralem Bein, jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der präoperativen Werte. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich. a) Rigider Fixateur b) Weicher Fixateur, HR: hintere rechte Gliedmaße (operiert), HL: hintere linke Gliedmaße (gesund).

Initial ausgeprägte Abnahme für die operierte Gliedmaße mit einem Wiederanstieg zum zweiten Messzeitpunkt in beiden Gruppen.

In der Abbildung 24 ist der Vergleich der maximalen Bodenkontaktzeit bezogen auf das jeweilige Körpergewicht für die osteotomierte Gliedmaße in beiden

Gruppen als prozentualer Anteil der jeweiligen präoperativen Werte wiedergegeben.

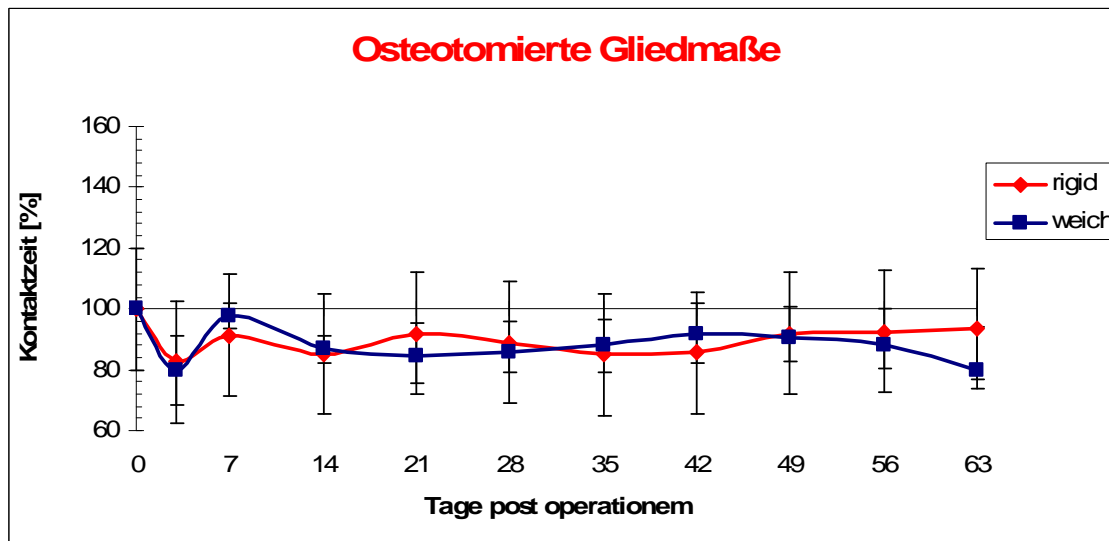


Abbildung 24: Maximale Bodenkontaktzeit [%] beider Gruppen für die osteotomierte Gliedmaße jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der jeweiligen präoperativen Werte. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich. Initial ausgeprägte Abnahme in beiden Gruppen mit einem Wiederanstieg zum zweiten Messzeitpunkt in beiden Gruppen.

In der Tabelle 9 wird ein Überblick der statistischen Auswertung der Bodenreaktionsparameter für die osteotomierte Extremität und für die intakte Gegenseite dargestellt.

In beiden Gruppen ergaben sich für die osteotomierte Extremitäten keine signifikanten Unterschiede zwischen den gemessenen Parametern. Statistisch signifikante zeitabhängige Verläufe zeigten sich in der RFE Gruppe bezüglich der maximalen Bodenreaktionskraft bezogen auf das Körpergewicht für beide hintere Extremitäten und bezüglich der maximalen Kontaktfläche für die intakte hintere Gegenseite. In der WFE Gruppe zeigte sich ein statistisch signifikanter zeitabhängiger Verlauf für die maximale Bodenreaktionskraft bezogen auf das Körpergewicht für die intakte Gegenseite.

- Ergebnisse -

Parameter	Faktor	p-Wert	Implantat	Zeiteffekt für jedes Implantat einzeln p-Wert
Fbw%hr	Implantat ("A")	0,936	Fixateur ex. rigid	<0,001
	Zeit ("T")	<0,001	Fixateur ex. weich	0,192
	Implantat*Zeit ("AT")	0,466		
ca%hr	Implantat ("A")	0,795	Fixateur ex. rigid	0,169
	Zeit ("T")	0,029	Fixateur ex. weich	0,284
	Implantat*Zeit ("AT")	0,859		
ct%hr	Implantat ("A")	0,862	Fixateur ex. rigid	0,225
	Zeit ("T")	0,005	Fixateur ex. weich	0,065
	Implantat*Zeit ("AT")	0,819		
Fbw%hl	Implantat ("A")	0,238	Fixateur ex. rigid	<0,001
	Zeit ("T")	<0,001	Fixateur ex. weich	0,002
	Implantat*Zeit ("AT")	0,233		
ca%hl	Implantat ("A")	0,189	Fixateur ex. rigid	<0,001
	Zeit ("T")	<0,001	Fixateur ex. weich	0,185
	Implantat*Zeit ("AT")	0,406		
ct%hl	Implantat ("A")	0,413	Fixateur ex. rigid	0,075
	Zeit ("T")	0,039	Fixateur ex. weich	0,307
	Implantat*Zeit ("AT")	0,609		

Tabelle 9: Bodenreaktionsparameter mit p-Werten. Fbw%hr = Maximalkraft bezogen auf Körpergewicht in [%] für die hintere rechte Extremität, ca%hr = Kontaktflächen [%] für die hintere rechte Extremität, ct%hr = Kontaktzeit in [%] für die hintere rechte Extremität, Fbw%hl = Maximalkraft bezogen auf Körpergewicht in [%] für die hintere linke Extremität, ca%hl = Kontaktflächein [%] für die hintere linke Extremität, ct%hl = Kontaktzeit in [%] für die hintere linke Extremität). „A“ = Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich des Implantats, „T“ beschreibt die Zeiteffekte für jedes Implantat einzeln, „AT“ = Wechselwirkungen zwischen Gruppe und Zeit.

In der Analyse der vorderen Gliedmaßen (Abbildung 25-27) fanden sich, bis auf einen signifikanten Gruppenunterschied für die maximale Kontaktfläche, keine signifikanten Unterschiede bezüglich der anderen Parameter, weder zwischen den Gruppen noch zwischen rechter und linker vorderer Gliedmaße. Eine signifikante Abnahme der drei Bodenreaktionsparameter war zu keinem Zeitpunkt postoperativ zu verzeichnen.

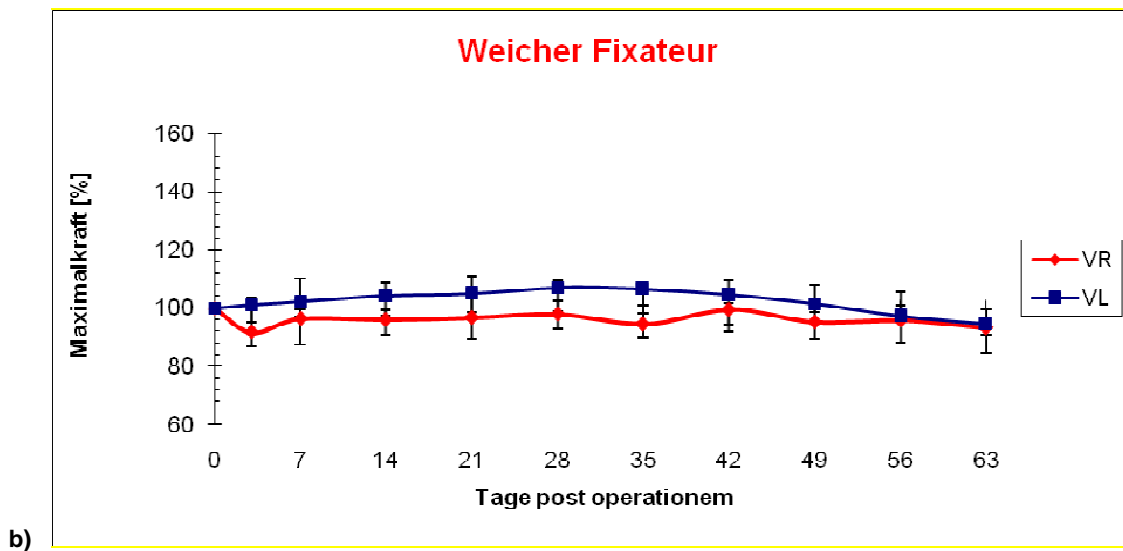
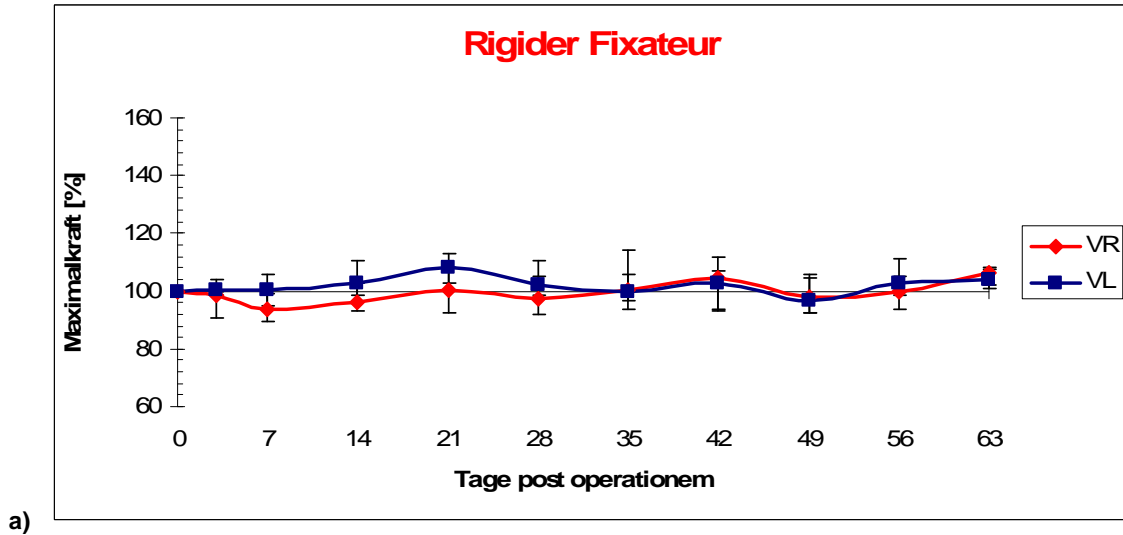


Abbildung 25: Maximale Bodenreaktionskraft bezogen auf das jeweilige Körpergewicht der Tiere für die vorderen gesunden Extremitäten jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der präoperativen Werte [%]. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich. a) Rigider Fixateur b) Weicher Fixateur, VR: vordere rechte Extremität, VL: vordere linke Extremität

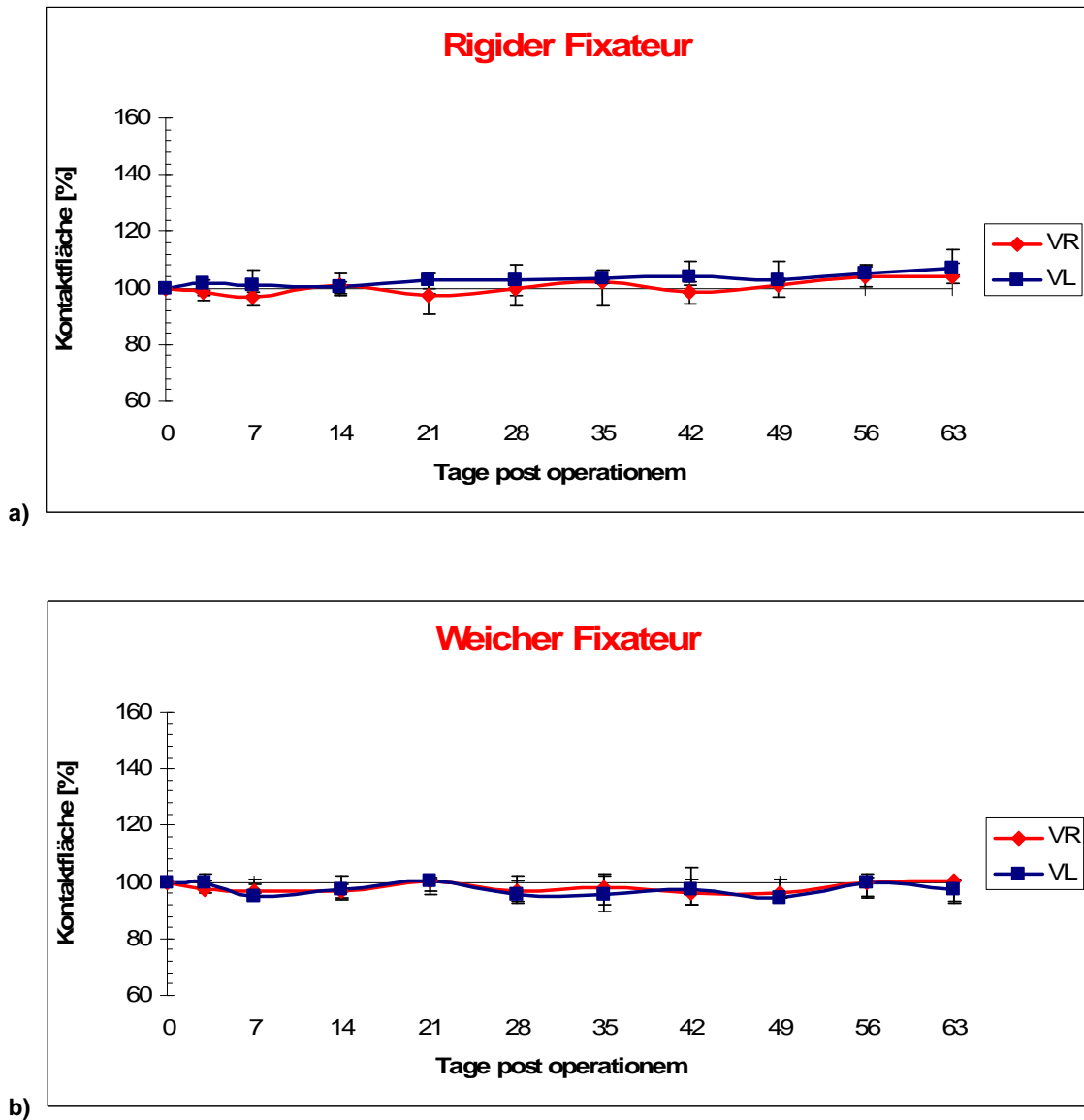


Abbildung 26: Maximale Bodenkontaktfläche für die vordere gesunde Extremität, jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der präoperativen Werte [%]. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich. a) Rigider Fixateur b) Weicher Fixateur, VR: vordere rechte Extremität, VL: vordere linke Extremität

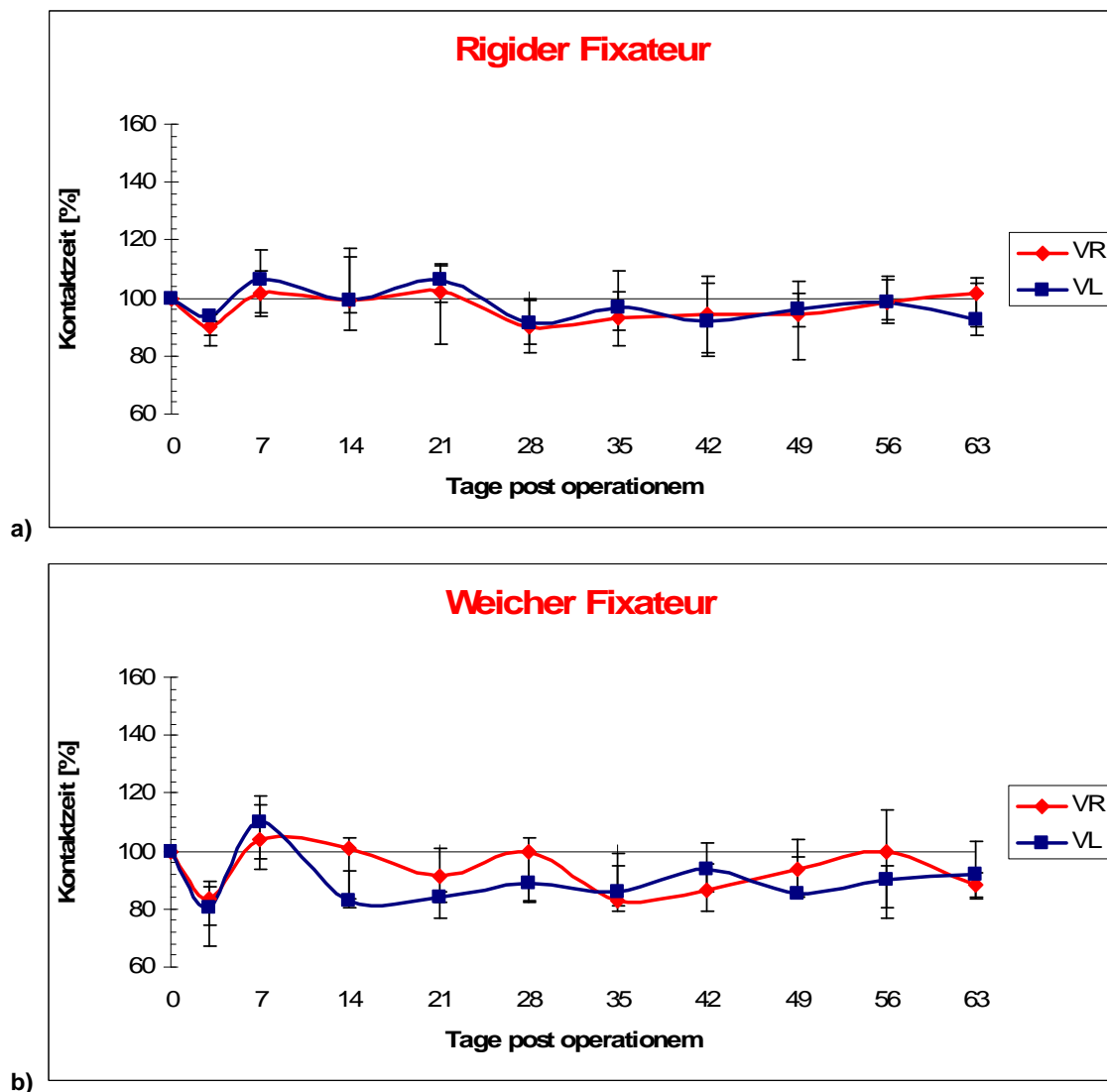


Abbildung 27: Maximale Bodenkontaktzeit für die vordere gesunde Extremität, jeweils wiedergegeben als prozentualer Anteil der präoperativen Werte [%]. Darstellung der Mediane mit Interquartilbereich. a) Rigider Fixateur b) Weicher Fixateur, VR: vordere rechte Extremität, VL: vordere linke Extremität

In der Tabelle 10 wird eine Übersicht der statistischen Auswertung der Bodenreaktionsparameter für die vorderen Gliedmaßen wiedergegeben.

Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen zeigte sich in der maximalen Kontaktfläche für die vordere linke Gliedmaße. Statistisch signifikante zeitabhängige Verläufe zeigten sich in der RFE Gruppe in allen drei Parametern für die vordere linke Gliedmaße (Bodenkontaktzeit $p=0,050$) und in der WFE Gruppe in der maximalen Kontaktzeit für beide vorderen Gliedmaßen.

Parameter	Faktor	p-Wert	Implantat	Zeiteffekt für jedes Implantat einzeln p-Wert
Fbw%vr	Implantat ("A")	0,213	Fixateur ex. rigid	0,112
	Zeit ("T")	0,087	Fixateur ex. weich	0,457
	Implantat*Zeit ("AT")	0,482		
ca%vr	Implantat ("A")	0,456	Fixateur ex. rigid	0,144
	Zeit ("T")	0,225	Fixateur ex. weich	0,565
	Implantat*Zeit ("AT")	0,280		
ct%vr	Implantat ("A")	0,551	Fixateur ex. rigid	0,120
	Zeit ("T")	0,002	Fixateur ex. weich	0,042
	Implantat*Zeit ("AT")	0,537		
Fbw%vl	Implantat ("A")	0,267	Fixateur ex. rigid	0,011
	Zeit ("T")	0,012	Fixateur ex. weich	0,567
	Implantat*Zeit ("AT")	0,722		
ca%vl	Implantat ("A")	0,022	Fixateur ex. rigid	0,042
	Zeit ("T")	0,575	Fixateur ex. weich	0,805
	Implantat*Zeit ("AT")	0,187		
ct%vl	Implantat ("A")	0,274	Fixateur ex. rigid	0,091
	Zeit ("T")	0,014	Fixateur ex. weich	0,050
	Implantat*Zeit ("AT")	0,116		

Tabelle 10: Bodenreaktionsparameter mit p-Werten. Fbw%vr = Maximalkraft bezogen auf Körpergewicht in [%] für die vordere rechte Extremität, ca%vr = Kontaktflächen [%] für die vordere rechte Extremität, ct%vr = Kontaktzeit in [%] für die vordere rechte Extremität, Fbw%vl = Maximalkraft bezogen auf Körpergewicht in [%] für die vordere linke Extremität, ca%vl = Kontaktfläche in [%] für die vordere linke Extremität, ct%vl = Kontaktzeit in [%] für die vordere linke Extremität. „A“ = Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich des Implantats, „T“ beschreibt die Zeiteffekte für jedes Implantat einzeln, „AT“ = Wechselwirkungen zwischen Gruppe und Zeit.

4.3 Interfragmentäre Bewegungen

Auch in den interfragmentären Bewegungen zeigten die Tiere in beiden Gruppen sowohl initial, nach drei Tagen postoperativ, als auch über den Verlauf in den neun Wochen große interindividuelle Variationen.

- Ergebnisse -

In der Tabelle 11 sind die Initialwerte der Translations- und Rotationsbewegungen im Frakturspalt der osteotomierten Gliedmaßen wiedergegeben.

Osteotomierte Gliedmaßen Initial (nach drei Tagen postoperativ)		Rigider Fixateur Externe	Weicher Fixateur Externe	p -Wert
		n = 8	n = 8	
axiale Kompression [mm]	Mittelwert	0,35	0,50	
	Standardabweichung	0,12	0,13	
	Median	0,30	0,46	0,022
	Min / Max	0,25 / 0,61	0,39 / 0,71	
Gesamtscherung [mm]	Mittelwert	0,50	0,84	
	Standardabweichung	0,09	0,29	
	Median	0,51	0,78	0,022
	Min / Max	0,39 / 0,65	0,46 / 1,31	
m/l Scherung [mm]	Mittelwert	0,46	0,72	
	Standardabweichung	0,12	0,22	
	Median	0,51	0,66	0,022
	Min / Max	0,21 / 0,54	0,47 / 1,01	
a/p Scherung [mm]	Mittelwert	0,37	0,61	
	Standardabweichung	0,09	0,20	
	Median	0,35	0,54	0,035
	Min / Max	0,25 / 0,49	0,43 / 0,94	
Axiale Torsion [°]	Mittelwert	1,06	1,11	
	Standardabweichung	0,44	0,48	
	Median	0,82	1,13	0,836
	Min / Max	0,50 / 1,59	0,60 / 1,75	
Mediolaterale Biegung [°]	Mittelwert	0,32	0,41	
	Standardabweichung	0,14	0,11	
	Median	0,37	0,40	0,195
	Min / Max	0,15 / 0,47	0,24 / 0,57	
Anteriposteriore Biegung [°]	Mittelwert	0,44	0,44	
	Standardabweichung	0,09	0,09	
	Median	0,45	0,42	0,645
	Min / Max	0,31 / 0,59	0,37 / 0,61	

Tabelle 11: Deskriptive Darstellung der Initialwerte der einzelnen Translations- und Rotationsbewegungen im Frakturspalt.

Die axiale Kompressionsbewegung im Frakturspalt (Abbildung 28) betrug initial, gemessen drei Tage postoperativ, 0,3 mm (Median; Min – Max: 0,25 – 0,61 mm) für den rigiden Fixateur und 0,46 mm (Median; Min – Max: 0,39 – 0,71 mm) für den weicheren Fixateur. Initial bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p = 0,022$).

Der WFE Gruppe zeigte in den ersten vier Wochen höhere axiale Kompressionsbewegungen als der RFE. Es bestand deutlicher aber nicht signifikanter Unterschied ($p = 0,056$) zwischen den beiden Gruppen über die neun Wochen. Beide Gruppen zeigten eine signifikante Abnahme der axialen Kompression im Verlauf der neun Wochen ($p = 0,032$).

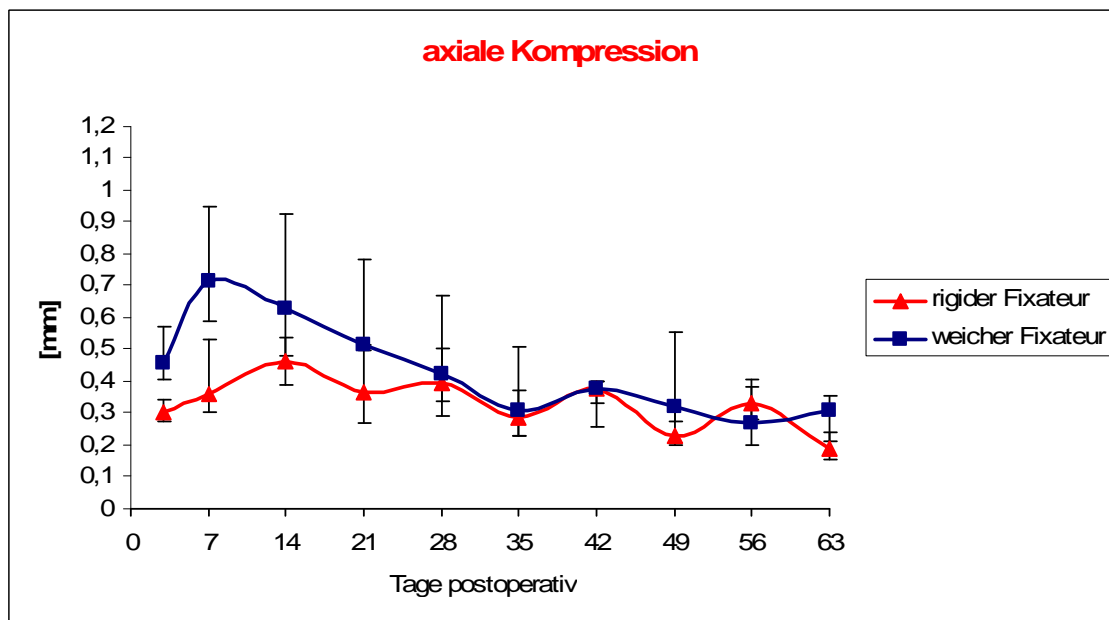


Abbildung 28: Axiale Kompression [mm] der Fragmente der osteotomierten rechten Gliedmaßen. Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Signifikanter Unterschied initial, nach drei Tagen postoperativ, zwischen den Gruppen ($p = 0,022$). Signifikante Abnahme in beiden Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,032$). Kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,056$).

Die Gesamtscherung (Abbildung 29), bestehend aus a/p und m/l Scherung [$sh = \sqrt{(x^2 + y^2)}$], zeigte initial, nach drei Tagen postoperativ, 0,51 mm (Median; Min – Max: 0,36 – 0,65 mm) für die RFE Gruppe und 0,78 mm (Median; Min – Max: 0,47 – 1,31 mm) für die WFE Gruppe.

Sowohl initial ($p = 0,022$), nach drei Tagen postoperativ, als auch über die neun Wochen Heilungsverlauf ($p = 0,038$) zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen in der Gesamtscherung. Die Gesamtscherung war in der WFE Gruppe höher als in der RFE Gruppe. Eine signifikante Veränderung der Gesamtscherung in der jeweiligen Gruppen war nicht zu verzeichnen ($p = 0,22$).

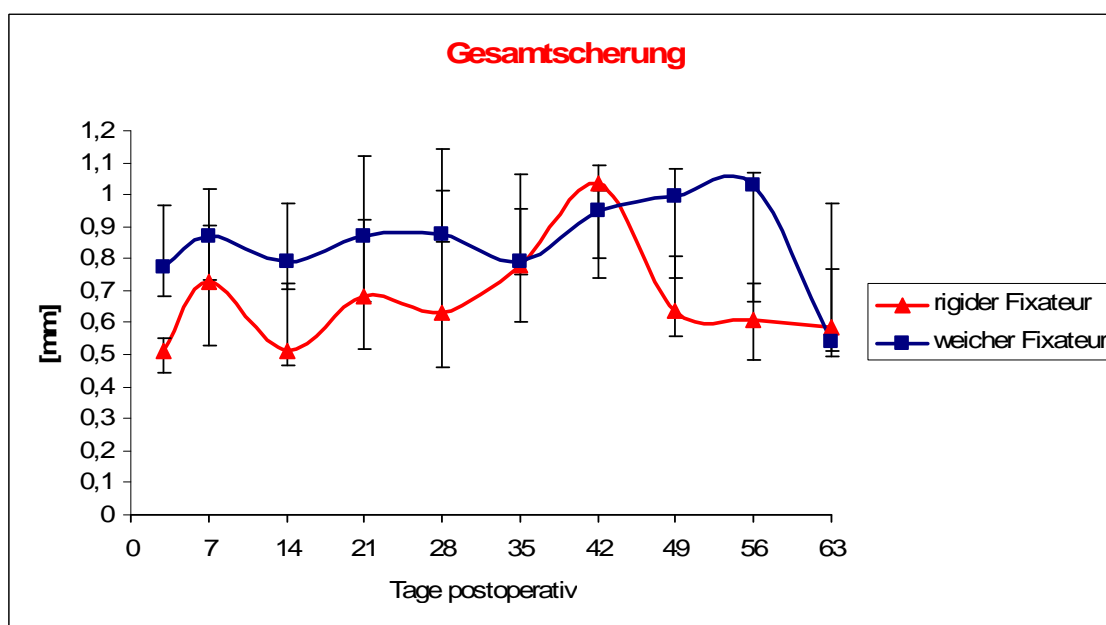


Abbildung 29: Gesamtscherung [mm] der Fragmente der osteotomierten Gliedmaßen.

Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen sowohl initial, nach drei Tagen postoperativ, ($p = 0,022$) als auch über die neun Wochen ($p = 0,038$). Keine signifikante Veränderung der Gesamtscherung in beiden Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,22$).

Der Vergleich der mediolateralen und anterioposterioren Scherung (Abbildung 30 und 31) zeigte initial, nach drei Tagen postoperativ, einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen (mediolaterale Scherung ($p = 0,022$) und anterioposteriore Scherung ($p = 0,035$)).

Im Gegensatz zu der mediolateralen Scherung bestand in der anterioposterioren Scherung auch über den neun Wochen ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ($p = 0,025$).

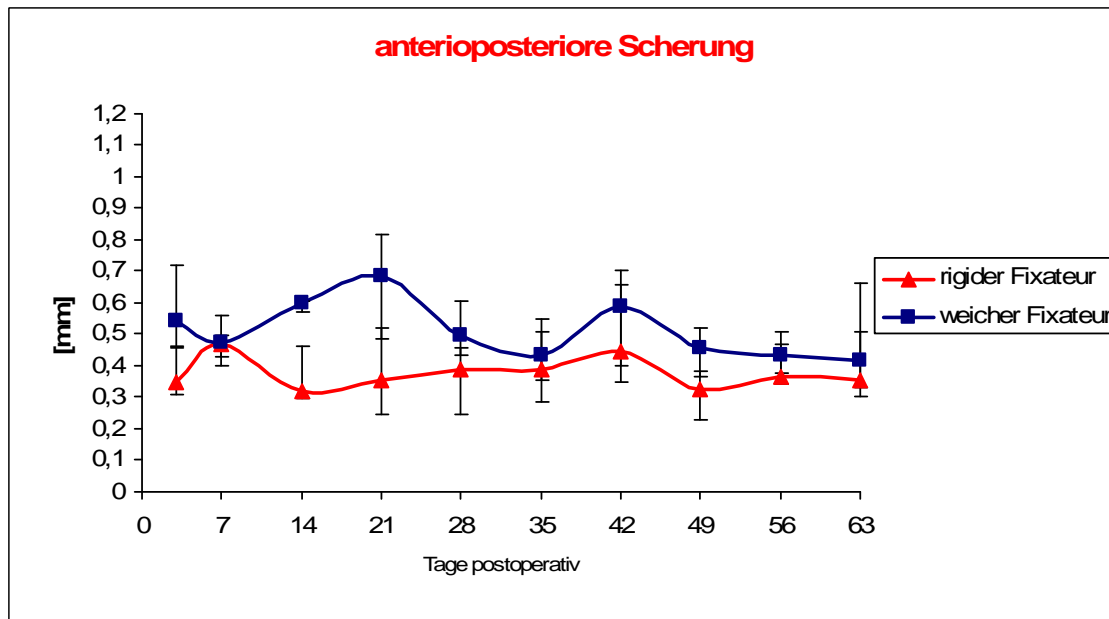


Abbildung 30: Anteroposteriore Scherung [mm] der Fragmente der osteotomierten Gliedmaßen. Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen sowohl initial, nach drei Tagen postoperativ ($p = 0,035$), als auch über die neun Wochen ($p = 0,025$).

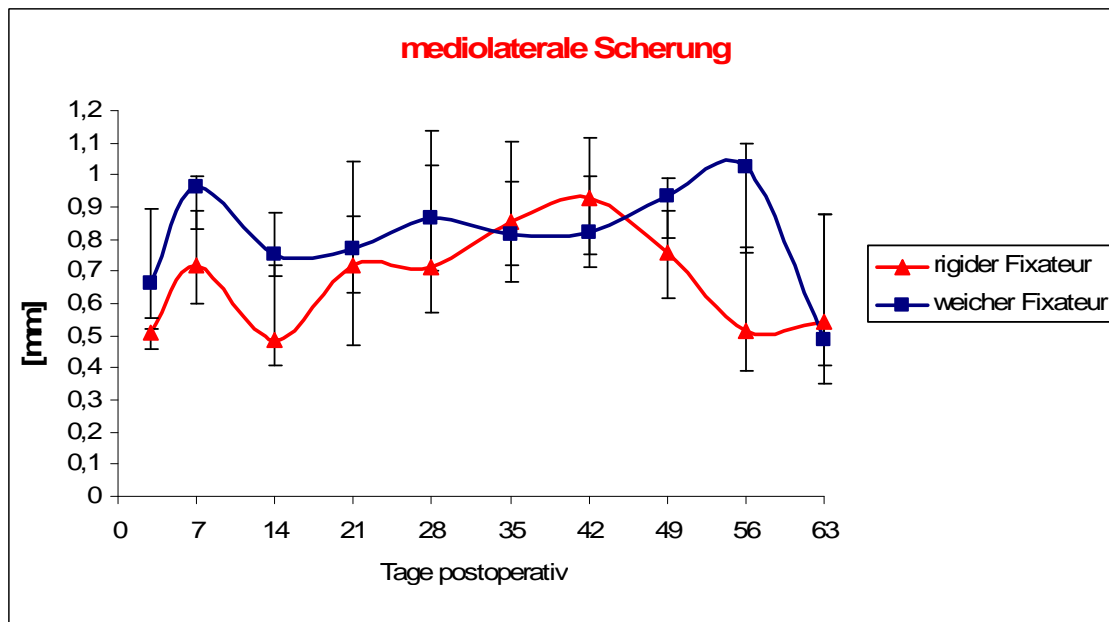


Abbildung 31: Mediolaterale Scherung [mm] der Fragmente der osteotomierten Gliedmaßen. Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen initial, nach drei Tagen postoperativ ($p = 0,035$).

Die axiale Torsion im Frakturspalt (Abbildung 32) erreichte initial, nach drei Tagen postoperativ, 0,82 mm (Median; Min – Max: 0,5 – 1,59 mm) in der RFE Gruppe und 1,13 mm (Median; Min – Max: 0,6 – 1,75 mm) in der WFE Gruppe. Die WFE Gruppe zeigte in den ersten vier Wochen höhere axiale Torsionsbewegungen als die RFE Gruppe. Weder initial ($p = 0,84$), nach drei Tagen postoperativ, noch über die neun Wochen ($p = 0,23$) bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen. Eine signifikante Abnahme der axialen Torsion ($p = 0,003$) zeigte sich in beiden Gruppen im Verlauf der neun Wochen.

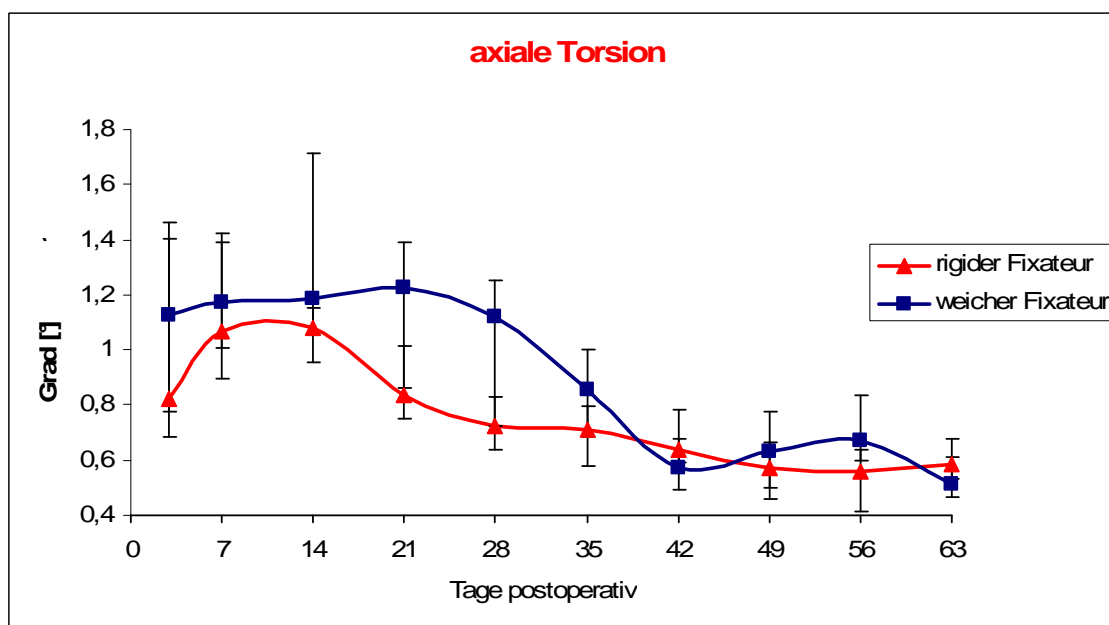


Abbildung 32: Axiale Torsion [°] der Fragmente der osteotomierten Gliedmaßen.

Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Signifikante Abnahme in beiden Gruppen über die neun Wochen ($P = 0,003$).

Die mediolaterale Biegung im Frakturspalt (Abbildung 33) betrug initial, drei Tage postoperativ, 0,37 mm (Median; Min – Max: 0,15 – 0,47 mm) in der RFE Gruppe und 0,40 mm (Median; Min – Max: 0,24 – 0,57 mm) in der WFE Gruppe. Sowohl initial als auch über die neun Wochen bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen (initial: $p = 0,30$; über

neun Wochen: $p = 0,17$). Beide Gruppen zeigten ab der dritten Woche eine Abnahme in der mediolateralen Biegung, ausgeprägter in der WFE Gruppe als in der RFE Gruppe.

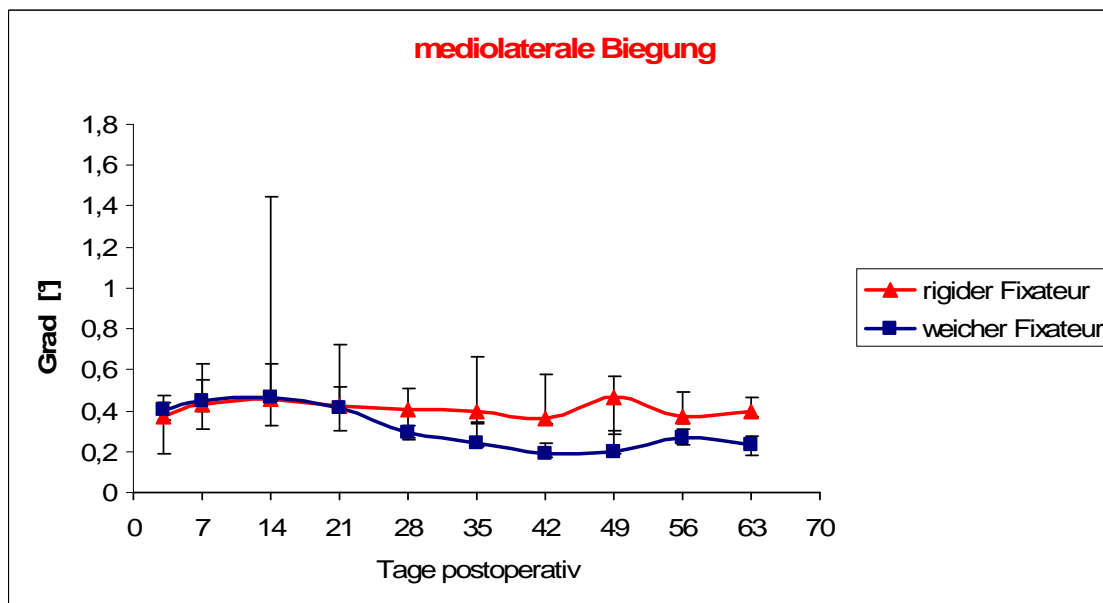


Abbildung 33: Mediolaterale Biegung [°] der Fragmente der osteotomierten Gliedmaßen.
Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Kontinuierliche Abnahme in den beiden Gruppen, ausgeprägter in der WFE Gruppe.

Die anterioposteriore Biegung im Frakturspalt (Abbildung 34) zeigte initial, nach drei Tagen postoperativ, 0,45 mm (Median; Min – Max: 0,31 – 0,59 mm) in der RFE Gruppe und 0,42 mm (Median; Min – Max: 0,37 – 0,61 mm) in der WFE Gruppe. Sowohl initial, drei Tage postoperativ, als auch über die neun Wochen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen (initial: $p = 0,73$; über neun Wochen: $p = 0,09$). In der RFE Gruppe nahm die mediolaterale Biegung in den ersten zwei Wochen zu, ab der zweiten Woche zeigte sie eine kontinuierliche Abnahme mit einer starken Abnahme von der vierten auf die fünfte Woche. In der WFE Gruppe zeigte die mediolaterale Biegung eine Zunahme in den ersten fünf Wochen, sie nahm von der fünften auf die sechste Woche stark ab, zeigte aber keine weitere Abnahme.

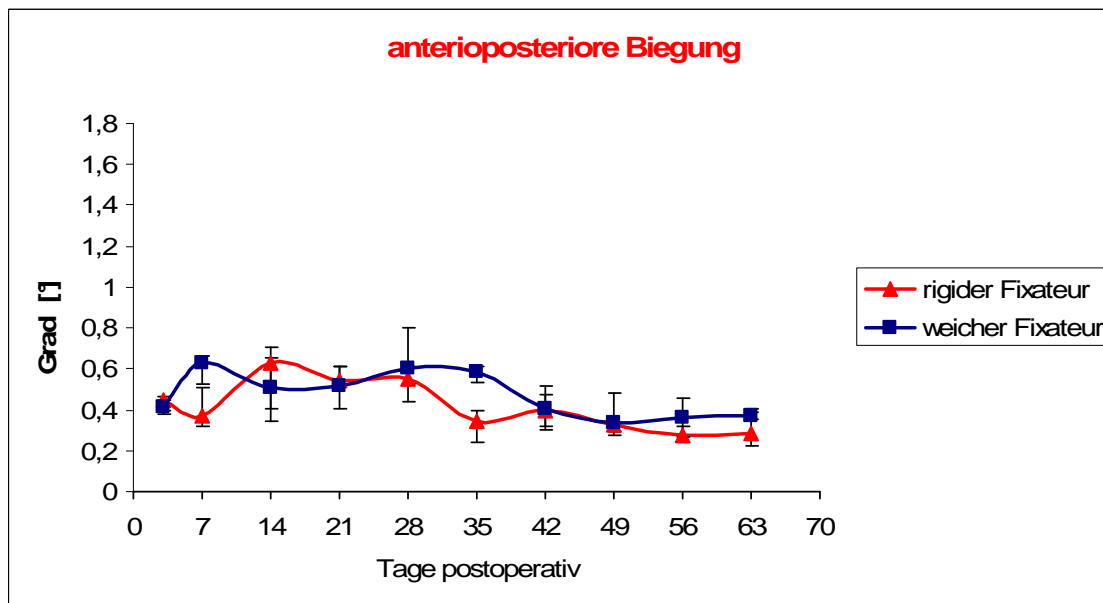


Abbildung 34: Anterioposteriore Biegung [°] der Fragmente der osteotomierten Gliedmaßen.
Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Biegungszunahme in den ersten zwei Wochen in der RFE Gruppe und in den ersten fünf Wochen in der WFE Gruppe. Nach den jeweiligen Zeiten zeigten beide Gruppen eine deutliche Abnahme.

4.4 Instabilitätsvergleich

Die axiale Kompressionsinstabilität (Abbildung 35) zeigte sowohl initial einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen ($p = 0,04$) als auch über die neun Wochen ($p = 0,008$). Der WFE Gruppe zeigte über die gesamten neun Wochen eine höhere axiale Kompressionsinstabilität als der RFE Gruppe. In beiden Gruppen erfolgte eine signifikante Abnahme der axialen Kompressionsinstabilität ($p = 0,004$) über die neun Wochen.

Die Gesamtscherinstabilität (Abbildung 36) zeigte initial ($p = 0,026$) und über die neun Wochen ($p = 0,026$) einen signifikanten Unterschied zwischen den RFE und WFE. Eine signifikante Abnahme der Gesamtscherinstabilität in den jeweiligen Gruppen war nicht zu verzeichnen ($p = 0,33$).

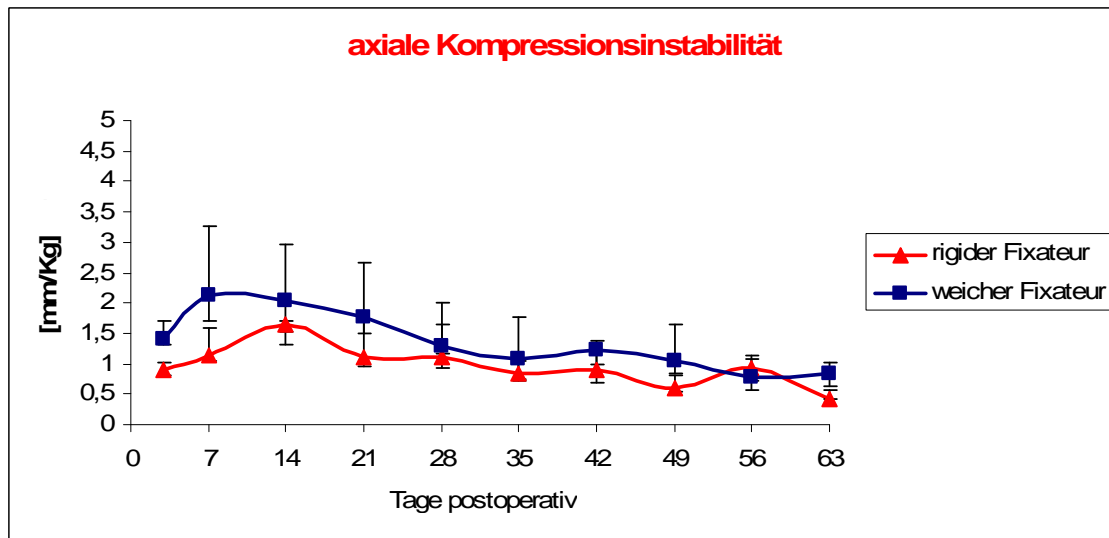


Abbildung 35: Axiale Kompressionsinstabilität [mm/kg] im Frakturspalt der osteotomierten Gliedmaßen.

Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Signifikanter Unterschied initial, nach drei Tagen postoperativ ($p = 0,04$). Signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,008$). Signifikante Abnahme in beiden Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,004$).

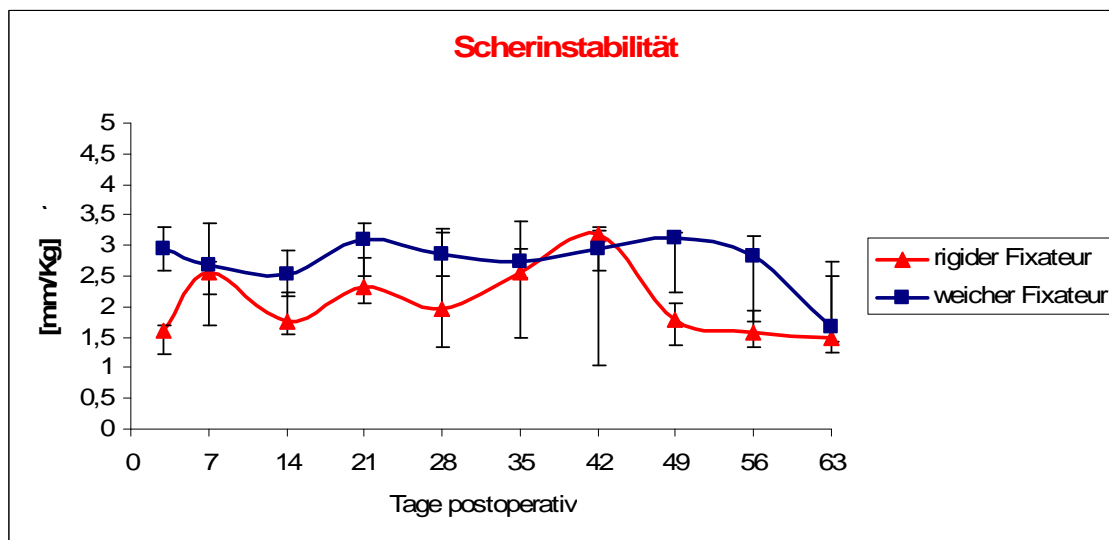


Abbildung 36: Scherinstabilität [mm/kg] im Frakturspalt der osteotomierten Gliedmaßen.

Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Signifikanter Unterschied initial, nach drei Tagen postoperativ ($p = 0,026$). Signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,026$). Keine signifikante Abnahme in beiden Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,33$).

Die axiale Torsionsinstabilität (Abbildung 37) zeigte initial keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,59$). Der WFE zeigte über die neun Wochen eine höhere axiale Torsionsinstabilität als der RFE. Der Unterschied zwischen den beiden Gruppen in der axialen Torsionsinstabilität war signifikant ($p = 0,03$). Die axiale Torsionsinstabilität in beiden Gruppen nahm über die neun Wochen signifikant ab ($p = 0,001$).

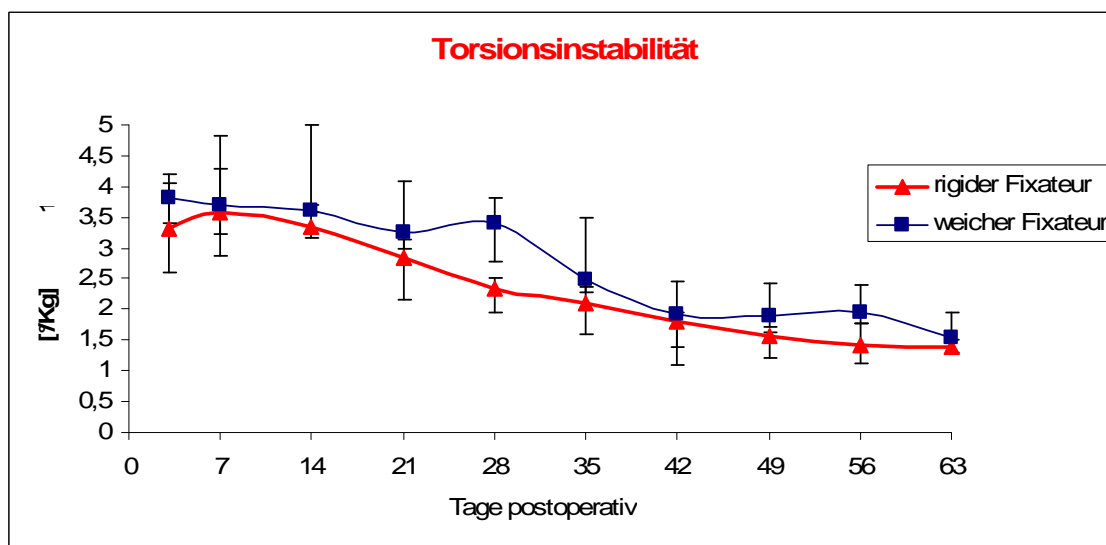


Abbildung 37: Torsionsinstabilität [mm/kg] im Frakturspalt der osteotomierten Gliedmaßen.

Die Werte sind als Mediane mit Interquartilbereichen wiedergegeben. Kein signifikanter Unterschied initial, nach drei Tagen postoperativ ($p = 0,59$). Signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,03$). Signifikante Abnahme in beiden Gruppen über die neun Wochen ($p = 0,001$).

4.5 Korrelation zwischen Bodenreaktionskräften und IFB

Die initiale axiale Torsion korrelierte mit der initialen maximalen Bodenreaktionskraft bezogen auf das Körpergewicht (Korrelationskoeffizient $\tau = 0,734$, $p = 0,01$). Höhere maximale Bodenreaktionskräfte resultierten in höheren axialen Torsionsbewegungen der Fragmente der osteotomierten Gliedmaßen (Abbildung 38).

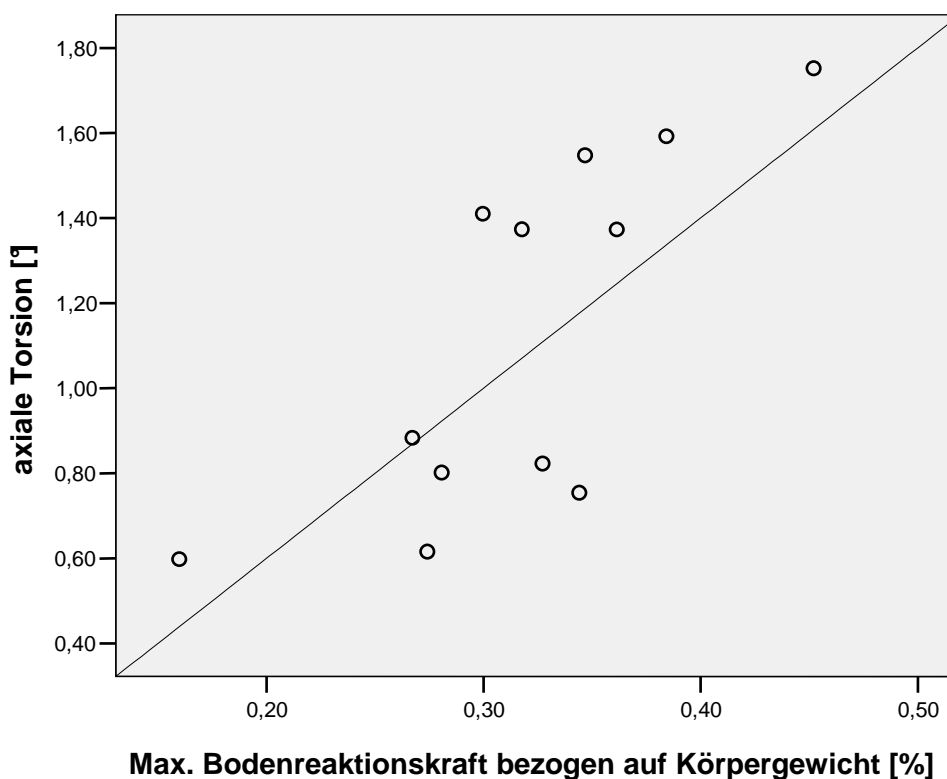


Abbildung 38: Korrelation zwischen der initialen axialen Torsion [°] und der initialen max. Bodenreaktionskraft bezogen auf Körpergewicht [%]

Weitere Korrelationen über die neun Wochen zwischen den Parametern waren jedoch nicht zu verzeichnen.

4.6 Biomechanische Testung post mortem

Es folgt die Darstellung der Ergebnisse der biomechanischen Testung der osteotomierten Gliedmaßen, dann der intakten Gegenseite und schließlich als prozentualer Anteil der osteotomierten Gliedmaßen zur intakten Gegenseite.

Nach neun Wochen (Tabelle 12) zeigte die RFE Gruppe deutlich höhere Torsionsmomente und –steifigkeit für die osteotomierte Tibia ohne sich signifikant von der WFE Gruppe zu unterscheiden.

- Ergebnisse -

Operierte/konsolidierte Gegenseite	Torsionsmoment [Nm]		Torsionssteifigkeit [Nm/°]	
	rigider Fixateur	weicher Fixateur	rigider Fixateur	weicher Fixateur
25. Perzentil	37,25	38,30	2,88	2,84
Median	49,23	40,32	3,36	3,21
75. Perzentil	53,72	43,96	3,65	3,41
p – Wert	0,79		0,79	

Tabelle 12: Ergebnisse der biomechanischen Torsionstestung der osteotomierten Tibia beider Gruppen nach 9 Wochen.

Die intakte Gegenseite zeigte (Tabelle 13) einen signifikanten Unterschied für das Torsionsmoment ($p = 0,006$) zwischen den Gruppen nach neun Wochen.

Intakte Gegenseite	Torsionsmoment [Nm]		Torsionssteifigkeit [Nm/°]	
	rigider Fixateur	weicher Fixateur	rigider Fixateur	weicher Fixateur
25. Perzentile	59,90	63,5	3,11	3,51
Median	66,10	67,97	3,50	3,76
75. Perzentile	69,22	72,44	3,91	4,04
p – Wert	0,006		0,41	

Tabelle 13: Ergebnisse der biomechanischen Torsionstestung der intakten Gegenseite beider Gruppen nach 9 Wochen.

Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied beim Vergleich der osteotomierten Tibia als prozentualer Anteil der intakten Gegenseite (Tabelle 14).

	Torsionsmoment [%] der Intakten Gegenseite		Torsionssteifigkeit [%] der intakten Gegenseite	
	rigider Fixateur	weicher Fixateur	rigider Fixateur	weicher Fixateur
25. Perzentil	61,61	58,45	85,86	74,55
Median	68,19	63,65	93,82	86,36
75. Perzentil	81,58	67,00	106,99	91,56
p – Wert	0,32		0,16	

Tabelle 14: Ergebnisse der biomechanischen Torsionstestung der osteotomierten Tibia beider Gruppen nach 9 Wochen. Maximales Torsionsmoment und Torsionssteifigkeit in Prozent der intakten Gegenseite.

- Ergebnisse -

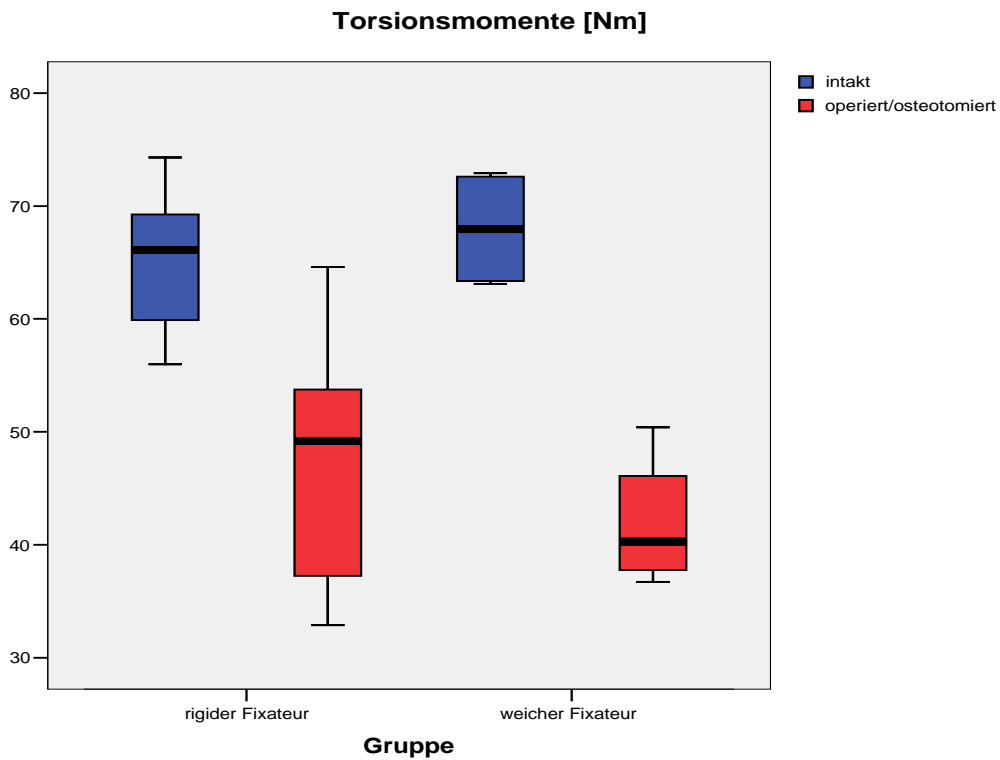


Abbildung 41: Vergleich des maximalen Torsionsmomentes der osteotomierten Gliedmaße und der intakten Gegenseite im Gruppenvergleich nach 9 Wochen Heilungszeit.

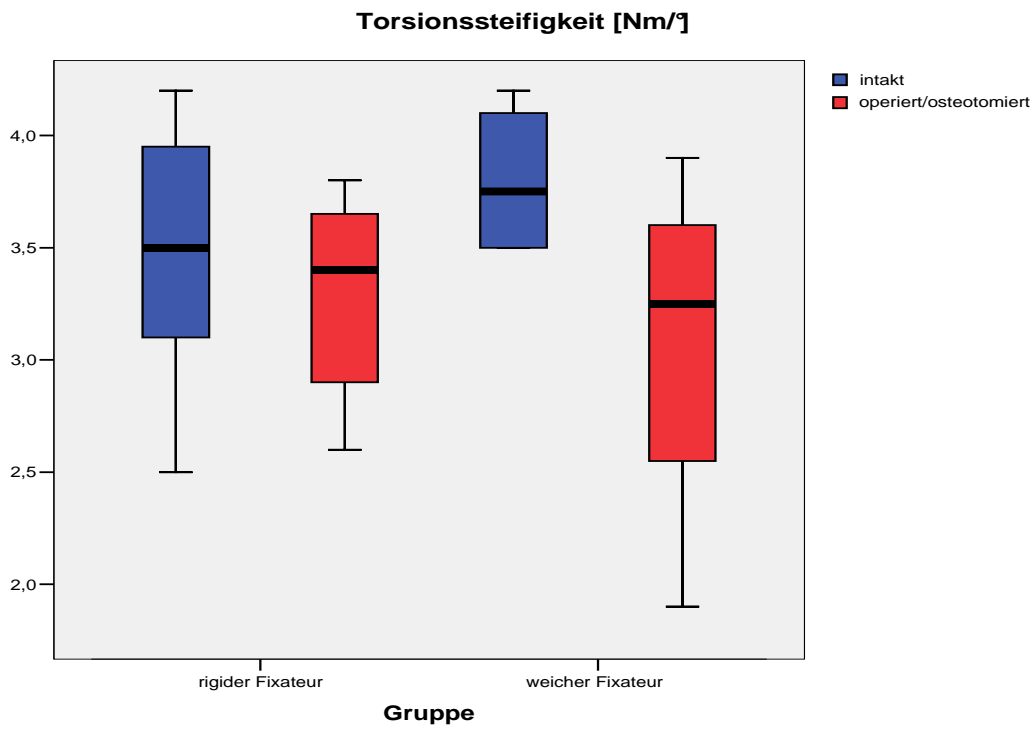


Abbildung 42: Vergleich der maximalen Torsionssteifigkeit der osteotomierten Gliedmaßen und der intakten Gegenseite im Gruppenvergleich nach 9 Wochen Heilungszeit.

4.7 Radiologie

Röntgenologisch zeigte sich eine beginnende periostale Kallusbildung ab der zweiten Woche postoperativ sowohl in der rigiden Fixateurgruppe als auch in der weicheren Fixateurgruppe.

Die maximale Kallusbildung ergab sich in beiden Gruppen in der sechsten postoperativen Woche (Abbildung 44), wobei die Kallusbildung in der weicheren Fixateurgruppe eindeutig voluminöser war als die der rigiden Fixateurgruppe. Die rigide Fixateurgruppe wies eine beidseitige schmale, einheitliche periostale Kallusbildung und einen geringen Anteil an endostalem Kallus auf. Der Frakturspalt zeigte eine beginnende Verschmälerung. Die weichere Fixateurgruppe wies eine beidseitige diffuse periostale Kallusbildung und ausgeprägte diffuse endostale Kalluswolken auf. Der Frakturspalt zeigte eine beginnende Verschmälerung. Die Kallusbildung in beiden Gruppen konzentrierte sich hauptsächlich proximal und distal des Frakturspalt; die periostale Kallusbildung war deutlich größer als das endostale Pendant und ausgeprägter in der weicheren als in der rigiden Fixateurgruppe.

In der neunten Woche postoperativ (Abbildung 45) wies die rigide Fixateurgruppe eine fast vollständige Rückbildung der Kallusanteile mit allmählichem Verschwinden des Frakturspalt auf. Der Kortikalis zeigte eine regelrechte Verdickung und eine allmähliche knöcherne Überbrückung des Frakturspalt.

Die weichere Fixateurgruppe wies in der neunten Woche immer noch einen großen Anteil an diffusem periostalen Kallus auf. Der Frakturspalt war deutlich zu erkennen, aber verschmälert. Der Kortikalis zeigte eine diffuse Verdickung ohne knöcherne Überbrückung des Frakturspalt.

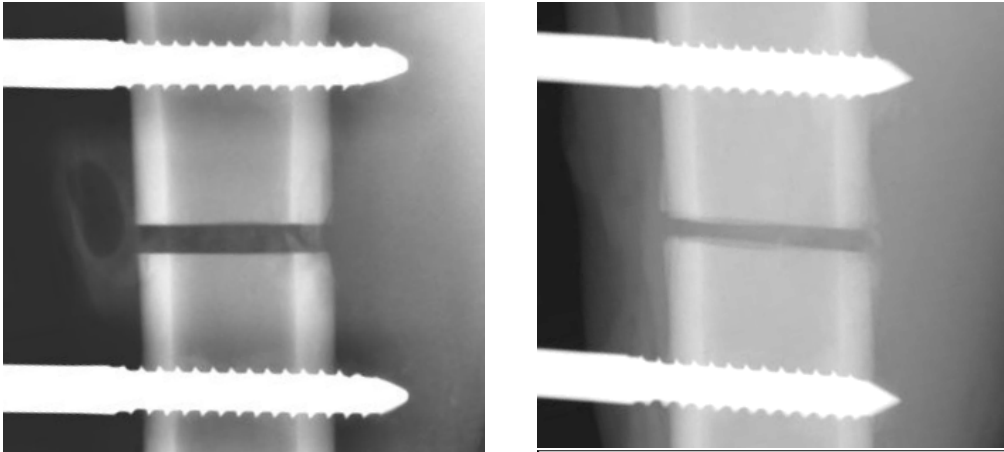


Abbildung 43: Röntgenuntersuchung drei Tagen postoperativ. Rigider Fixateur externe (links); Weicher Fixateur externe (rechts): Beginnende Kallusbildung in der weicheren Gruppe.

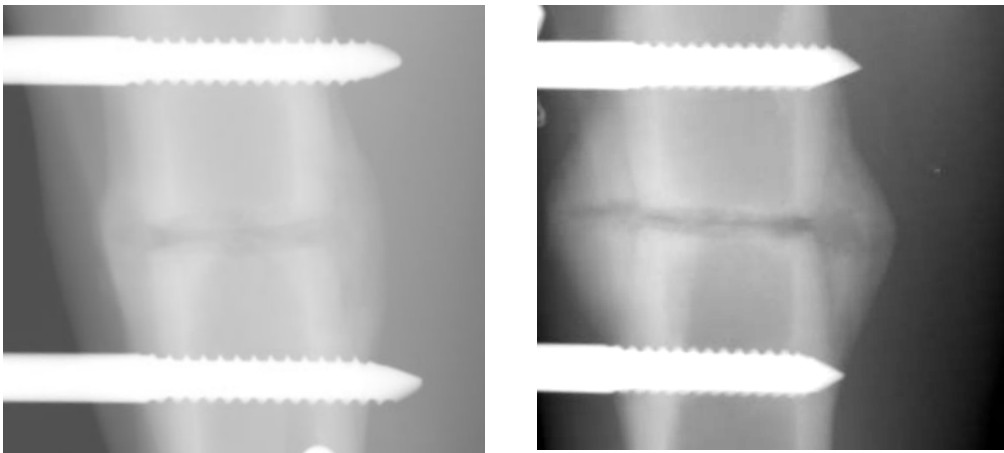


Abbildung 44: Röntgenuntersuchung 6 Wochen postoperativ. Rigider Fixateur externe (links); Weicher Fixateur externe (rechts): Eindeutig ausgeprägtere und größere Kallusbildung in der weicheren als in der rigiden Gruppe.

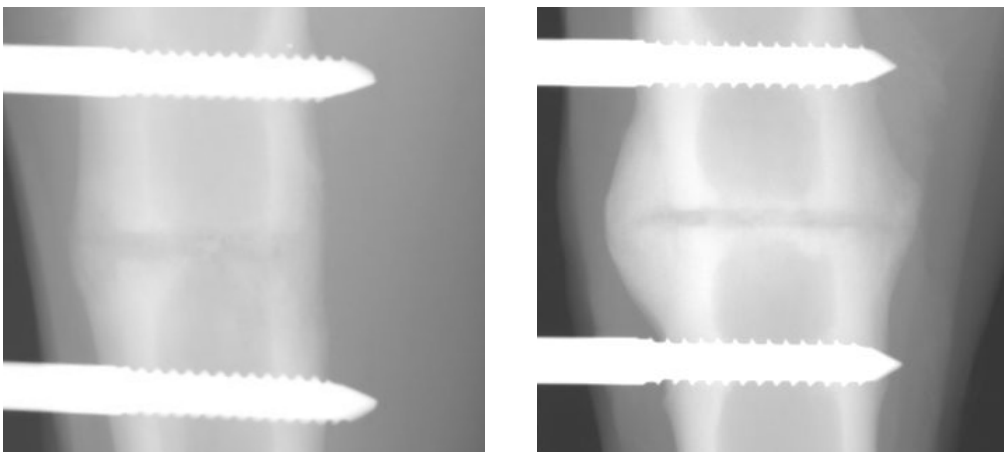


Abbildung 45: Röntgenuntersuchung 9 Wochen postoperativ. Rigider Fixateur externe (links); Weicher Fixateur externe (rechts): Fast vollständige Kallusrückbildung in der rigiden Gruppe mit allmählichem Verschwinden des Frakturspaltes. Diffuse, noch starke periostale Kallusverteilung in der weicheren Gruppe mit noch eindeutig sichtbarem Frakturspalt.

5 Diskussion

Knochen sind ständig Kräften ausgesetzt, die durch Belastung, Muskelkontraktion oder physiologische Aktivitäten entstehen. Fehl- und Überbelastung können zu Frakturen führen. Bei der Frakturversorgung können unterschiedliche Versorgungsverfahren die erreichte Reposition sichern. Wichtig dabei ist, dass eine übungs- und teilbelastungsstabile Osteosynthese ermöglicht wird. Für das Spätergebnis sind die stufenfreie Rekonstruktion von Gelenkflächen sowie die achsgerechte Ausrichtung der Knochenfragmente von großer Bedeutung. Eine weichteilschonende Operationstechnik sowie die notwendige biomechanische Stabilität tragen wesentlich zum Heilungsfortschritt bei.

Die mechanischen Rahmenbedingungen beeinflussen wesentlich den biologischen Prozess der Knochenheilung. Der Heilungsverlauf bzw. –fortschritt einer Fraktur ist abhängig von der Steifigkeit des postoperativen Gesamtkonstrukts aus externem Fixateur und Knochen. Verschiedene Bewegungsausmaße im Frakturspalt verursachen unterschiedliche Heilungsmuster bzw. –geschwindigkeiten. Konstrukte mit hoher Steifigkeit lassen minimale Bewegungen zu und verringern das Risiko der Pseudoarthrosenbildung. Konstrukte mit gewisser Relativbewegung im Frakturspalt stimulieren die Knochenheilung. Eine Dynamisierung des Fixateurs führt zu einer besseren und schnelleren Knochenheilung als ein rigider Fixateur, der absolut keine interfragmentären Bewegungen zulässt. Mit zunehmender Steifigkeit des Systems nehmen die interfragmentäre Bewegungen ab und die Kallusbildung wird beeinträchtigt (Goodship und Kenwright 1985). Zu flexible Systeme, die folglich große interfragmentäre Bewegungen zulassen, führen zu einer Spätheilung oder zu einer ausbleibenden Knochenheilung (Yamagishi und Yoshimura 1955; Woo et al. 1976).

Die Möglichkeit, dass die Fixateurrigidität während des Heilungsverlaufes an die geforderten Bedingungen angepasst werden kann, ist eine wichtige Voraussetzung für eine komplikationslose Heilung.

Das Wissen um die optimalen mechanischen Bedingungen für eine schnelle und komplikationslose Frakturheilung ist die Grundlage für eine optimale präoperative Planung, die neben der anatomischen Rekonstruktion auch den lokalen biologischen Stimulus im Fraktur- bzw. Osteotomiebereich berücksichtigt.

Um die Heilungsprozesse zu optimieren, ist es wichtig, den komplexen Zusammenhang zwischen der mechanischen und biologischen Situation im Frakturbereich über den Heilungsverlauf zu kennen. Daher ist sehr wichtig, Methoden zu entwickeln, die die Frakturheilungsstabilität noninvasiv beurteilen können und somit eine mögliche Änderung der Rigidität des Fixateurs frühzeitig erlauben, um die Knochenheilung optimal zu beeinflussen.

5.1 Material und Methoden

5.1.1 Tiermodell

Das Schaf hat sich in experimentellen Studien zur Frakturheilung bewährt und allgemein durchgesetzt (Kenwright et al., 1989, 1993; Goodship et al., 1976; Claes et al., 1995; 1997). Durch die Versuche am Schaf besteht die Möglichkeit, unter standardisierten Bedingungen den Einfluss des Fixateurs externe zu untersuchen, um einen besseren Vergleich und eine gute Übertragung der Ergebnisse vom Schaf auf den Menschen zu gewährleisten. Daher ist eine Ähnlichkeit des Versuchstieres mit dem Menschen bezüglich des untersuchten Merkmales eine Voraussetzung für die Durchführung des Versuches.

Verschiedene Untersuchungen konnten zeigen, dass die Tibia von Mensch und Schaf große biomechanische und anatomische Ähnlichkeit aufweisen und daher das Schaf dem Mensch näher zu sein scheint als andere verwendete Spezies wie Hund, Schwein oder Ratte (Wu et al., 1984, Goodship et al., 1989, Larsson et al., 2001). Die Kortikalis beider Tibiae weisen eine ähnliche Wandstärke auf (Schmickal et al., 1999). Daher sind beim Bohren des

Knochens durch ähnliche Hitzeentwicklung entstandenen Knochenschäden miteinander vergleichbar.

Aufgrund der annähernd gleichen humanen und ovinen Tibiagröße können handelsübliche medizinische Implantate, die auch in der Klinik eingesetzt werden, im Schafsmodell verwendet werden. Ein großer Vorteil des Schafsmodells liegt darin, dass die Frakturheilungszeit des Schafes der des Menschen (Dauer 6-8 Wochen) entspricht (Stürmer et al., 1980a, Goodship et al., 1993).

Ein Belegen, Beknabbern oder Benagen der Implantate sowie der Verbände durch das Schaf ist bisher nicht beschrieben. Dieser Vorteil trägt zusätzlich zu der komplikationsarmen und infektionslosen Frakturheilung bei.

Bei der Auswertung und Interpretation der Ergebnisse muss berücksichtigt werden, dass genau wie beim Menschen individuelle Unterschiede in der Frakturheilung und im Heilungsverlauf vorliegen. Extern einwirkende Einflüsse (Art der Fraktur, Beteiligung des Weichteiltraumas, Geschlecht, Alter und Nachuntersuchungen) spielen so wohl bei Menschen als auch bei Tieren eine sehr wichtige Rolle (Roach et al., 1989, Claes et al., 2002).

Vor diesem Hintergrund erfolgte in der durchgeführten Studie eine Randomisierung aus einem homogenen Pool, und es wurden strikt der operative Zugangsweg, die Osteotomie, die postoperative Versorgung, die Dauer der Standzeit und die Durchführung der Messungen für beide Versuchsgruppen identisch eingehalten.

5.1.2 Fixateur Externe

Zur Versuchsdurchführung wurde ein AO unilateraler Fixateur externe verwendet. Der Unterschied in der Schersteifigkeit erfolgte durch Ersetzen der inneren Fixateurstange durch zwei halbierte Stangen, die über ein bewegliches Gleitlager miteinander verbunden waren. Durch das Gleitlager sollten nur die Bewegungen in der Scherung und nicht in der axialen Richtung begünstigt werden. Die ermittelten Daten zeigten jedoch, dass der Einfluss auf die axiale Richtung nicht vermieden werden konnte. Dies kann wahrscheinlich am

ehesten damit begründet werden, dass trotz vorheriger Festlegung der Kontrollmechanismen die in vivo aufgetretenen Kräfte bzw. Bewegungen im Frakturspalt aufeinander übertragen werden und sich gegenseitig beeinflussen können. Dies zeigt wiederum, dass der Fixateur externe im biomechanischen Sinne sehr komplex ist.

Die Auswahl der Rigidität der Frakturfixation legt die Art der Knochenheilung fest. Um die Rigidität der Frakturfixation optimieren zu können, ist es wichtig, die Komponenten der Fixateurrigidität zu evaluieren.

Chao et al. konnten zeigen, dass Plattenfixationssysteme die höchste Steifigkeit in allen Testarten aufweisen. Knochenfrakturen, die mit einem Nagel versorgt wurden, zeigten eine geringere Steifigkeit in Biegung und in der axialen Torsion im Vergleich zu Plattenosteosynthese und Fixateur externe Osteosynthese. Die Steifigkeit des Fixateurs externe konnte, wie oben schon erwähnt, mit der Variation der Fixateurbauteile unterschiedlich festgelegt werden (Chao et al., 1991). Durch Variation der einzelnen Komponenten des Fixateurs externe kann die gewünschte Rigidität erreicht werden.

Intakte und gut durchblutete Gewebe im Organismus weisen humorale und zelluläre entzündungshemmende Reaktionsmechanismen auf. Nekrosenbildung und gestörte Vaskularisierung, die im Rahmen von Frakturen mit Weichteil- und Knochenverletzungen begünstigt werden, ermöglichen bereits bei einer geringeren Keimbesiedlung eine Infektion. Das Einbringen von Fremdmaterial in den Frakturbereich kann genauso zu einer Infektion führen, da die Abwehrreaktionen an der Oberfläche geschwächt sind (Hierholzer et al., 1982). Die Stabilisierung des Verletzungsbereiches stellt die Voraussetzung zur gerichteten Differenzierung pluripotenter Zellen dar, wodurch die Revaskularisierung, die Abwehrreaktion und die knöcherne Regeneration gefördert werden. Der Fixateur externe ermöglicht eine überbrückende Stabilisierung des Verletzungsbereichs, wodurch die Indikation des Fixateurs externe begründet werden kann.

Die Auswahl der Fixateurrigidität bestimmt die Art der Knochenheilung, die wiederum die Behandlungsmethode des Patienten bestimmt. Die biologischen und biomechanischen Knochenheilungswege können durch die Rigidität der

Fixation beeinflusst werden. Experimentell (Sarmiento et al., 1977, Wolf et al., 1981, Goodship et al., 1985) und klinisch (Sarmiento et al., 1974, Kenwright et al., 1991) konnte gezeigt werden, dass die Knochenheilungsrate bezüglich der Erhöhung der Fraktursteifigkeit und –kraft durch die Rigidität des Fixateurs und die mechanischen Bedingungen am Frakturspalt beeinflusst werden können. Beim Fixateur externe kann die Rigidität des Systems während der Heilung bei Bedarf verändert werden. Mit dem Fixateur externe kann anhand der entwickelten Methoden die biomechanische Stabilität der Frakturheilung objektiv gemessen und evaluiert werden.

Der in der Anwendung des Fixateurs externe aufgetretene Unsicherheitsfaktor, das Pin-Knochen-Infektionsrisiko, ist in der letzten Zeit eindeutig gesenkt worden (Claes 1991). Die Frage, wann abzusehen ist, ob die Fraktur unter dem Fixateur externe heilen wird oder ob ein Umsteigen auf ein anderes Verfahren erforderlich ist, kann am besten mit der Stabilität der Frakturheilung beantwortet werden.

Die Versorgung einer Fraktur mit dem Fixateur externe ermöglicht die Messung der interfragmentären Bewegungen und somit die Bestimmung der Stabilität am Frakturspalt, wodurch die postoperative Behandlung optimiert werden kann (Richardson et al., 1994, Dwyer 1996, Claes et al., 2002).

Die Möglichkeit, dass die Fixateurrigidität während des Heilungsverlaufes an die geforderten Bedingungen angepasst werden kann, ist eine wichtige Voraussetzung für eine komplikationslose Heilung.

5.1.3 Ganganalyse

Als Standardverfahren zur Beurteilung der Frakturheilung und des Reifezustandes des Kallus gelten die klinische und die Röntgenuntersuchung (Schmickal et al., 1999). Die klinischen Untersuchungen allein sind jedoch nicht in der Lage und auch nicht verlässlich genug, um eine Heilung des Knochens zu bestätigen (Hammer et al., 1994). Untersuchungen haben gezeigt, dass eine mögliche radiologische Evaluation einer Konsolidierung des Knochens bisher bei etwa 50% lag (Hammer et al., 1985). Im Schafsmodell konnte Claes et al.

(1995) zeigen, dass die Ermittlung der Knochendichte nur mittels Röntgenbildern keine aussagekräftige Methode ist, um die Festigkeit des Knochens abzuschätzen. Die Verteilung des lamellären Knochens kann allein mit dem Röntgenbild nicht beurteilt werden, weswegen das Röntgenbild allein sich nicht für die Abschätzung der Knochensteifigkeit eignet. Refrakturen sowie sekundäre Frakturen sind nicht selten bei dieser Methode (Claes et al., 1995). Dies kann durch die zu frühe Entfernung des Implantats bzw. falsche Belastung zum falschen Zeitpunkt mittels dieser Methode begründet werden. Beurteilung der Frakturheilung mittels Sonographie, CT-Scan oder Sonometrie sind für die Beurteilung der mechanischen Belastbarkeit keine reproduzierbaren Messmethoden (Fellinger et al., 1993, Richardson et al., 1993, Tower et al., 1993, Schnarkowski 1995, Dwyer et al., 1996). Aus diesen Untersuchungen ist zu schließen, dass klinische und radiologische Untersuchungen wesentlich zum Einschätzen der Knochenheilung beitragen; sie erlauben mit der Heilungsbeurteilung mittels anderer Methoden die Fixation zu entfernen oder einen Verfahrenswechsel durchzuführen. Aber sie können alleine nicht den Heilungsendpunkt festlegen.

Da die Hauptfunktion des Knochens in der Widerstandsleistung gegen Zug und Belastung besteht, ist es von Vorteil, das elastische Verhalten des Knochens zu messen.

Wie bereits in vorangegangenen Arbeiten und auch in dieser Arbeit gezeigt werden konnte, kann durch die Bestimmung der Frakturstabilität sowohl die Heilungsrate gemessen als auch objektiv der Endpunkt der Heilung festgelegt werden. Dabei spielen die Vollbelastung und die Abnahme der interfragmentären Bewegungen als wichtige Parameter der Knochenheilungsprozesse eine sehr große Rolle. Mit der Bestimmung der interfragmentären Bewegungen am Frakturspalt und mit der Prüfung der Vollbelastung kann der Heilungsverlauf objektiv und präzise kontrolliert und verfolgt werden (Duda et al, 1998, 2000). Dies würde unter anderem helfen, eine optimale Behandlung der Patienten zu ermöglichen und die notwendigen Eingriffe rechtzeitig zu induzieren.

Dass die interfragmentären Bewegungen mit dem radiologisch/histologisch erkennbaren Heilungsfortschritt korrelieren, wurde bereits in vorangegangenen Arbeiten (Duda et al., 2002; Klein et al., 2003) belegt und konnte aktuell in dieser Arbeit erneut gezeigt werden. Im Vergleich mit dem radiologisch/histologisch evaluierbaren Heilungsergebnis ermöglicht die Kenntnis der Bewegungen eine Bewertung der Fixateursteifigkeit hinsichtlich seiner „mechanischen Eignung“ für eine Frakturversorgung. Die Folge könnte eine gezielte Veränderung einzelner Bewegungskomponenten über eine entsprechende Veränderung des Fixateurs sein, die wiederum zur optimalen Behandlung der Frakturheilung beitragen kann. Die Messung der interfragmentären Bewegungen sind daher notwendig und eine sehr gute Methode, um festzulegen, wie rigide bzw. flexibel der Fixateur externe zu den einzelnen Zeitpunkten sein muss, um die Heilungsprozesse zu unterstützen.

Die durch das Auftreten auf den Boden entstandenen Belastungen in der Fraktur verursachen im Frakturspalt eine axiale Kompression, Biegung, Scherung und Torsion. Diese Kräfte werden bei der Fixateur-externe-Osteosynthese in Abhängigkeit von Typ und Heilungsgrad der Fraktur auf den Fixateur übertragen. In unserer Untersuchung waren axiale Bewegungen durch die Konstruktion der Implantate vorgegeben. Scherbewegungen waren in der Gruppe mit weichem Fixateur externe größer.

Damit eine angemessene Stabilität des Fixateurs zu den unterschiedlichen Frakturheilungsphasen gewährleistet werden kann, ist es von großer Bedeutung, die jeweiligen interfragmentären Bewegungen und die biomechanischen Bedingungen (Duda et al., 1998, Kenwright et al., 1998) im Frakturspalt zu kennen. Daher resultiert eine Beeinflussung der Knochenendbewegung im Frakturspalt durch Veränderung der Fixateursteifigkeit und der Belastung mit einer Veränderung der interfragmentären Bewegungen. Es ist also von großer Bedeutung, das Verhältnis zwischen der Steifigkeit des Fixateurs und der interfragmentären Bewegungen zu analysieren. Die Bewegungsgröße, die Belastung im Frakturspalt und die Heilungsprozesse hängen stark voneinander ab (Duda et al., 2002). Um den Heilungsverlauf möglichst objektiv beurteilen und möglichst

positiv beeinflussen zu können, ist die Messung der interfragmentären Bewegungen ausschlaggebend.

Beim Vergleich von verschiedenen Montageebenen des Fixateurs an der Tibia konnte gezeigt werden, dass die mechanischen Bedingungen das Verhalten der Frakturheilung drastisch beeinflussen können (Klein et al., 2003). Die initialen mechanischen Einflüsse auf den Frakturspalt sind ausschlaggebend für die Frakturheilung (Duda et al., 2001, Klein et al., 2003). Eine bestimmte, moderate Belastung/Bewegung im Frakturspalt ist notwendig, da Mikrobewegungen die Angiogenese und die Osteogenese fördern (Wallace et al., 1994, Kirchen et al., 1995).

Der Fixateur externe ist das einzige Osteosynthesematerial, das eine von außen zugängliche Verbindung zum Knochen aufweist. Dadurch ist es möglich, die Steifigkeit bzw. die Stabilität der Frakturheilung in ihrem Verlauf zu bestimmen. Die Steifigkeit des Knochens korreliert mit der Stabilität des Knochens (Cheade et al., 1997). Die Steifigkeit des Knochens ist definiert durch das Versagen des Knochens und kann nur im Labor bestimmt werden. Die Stabilität der Frakturzone kann in vivo gemessen und festgelegt werden. Zur Beurteilung der Steifigkeit der heilenden Fraktur oder des Kallus kann die Stabilität gemessen werden. Jorgensen publizierte 1970 die erste Studie, die die Stabilität der Frakturheilung der Tibia mittels mechanischer Methoden messen konnte. Die Stabilitätsmessung kann direkt oder indirekt erfolgen. Bei den indirekten Methoden wird die Messung ohne das Entfernen des Fixateurs durchgeführt, wodurch keine Gefahr für eine Heilungsveränderung besteht. Mit der Heilung der Fraktur wird die Belastung immer mehr vom Fixateur auf den Knochen übertragen, wodurch indirekt die Stabilität der Frakturzone gemessen werden kann. Burny et al. (1978), Briggs und Chao (1982) und Aronson und Harp (1994) haben durch Anwendung des Kraftmesssystems die Stabilität der Frakturzone gemessen.

Zuverlässige Verlaufsbeobachtungen des Stabilitätsverhaltens von Unterschenkelfrakturen unter dem Fixateur externe lieferten Claes et al. (1991), Schmickal et al. (1996) und Wentzensen (1995) mit dem Fraktometer FM 100.

Die Grundüberlegung der Messmethode mit dem Fraktometer FM100 liegt darin, dass die Kraftableitung einer Fraktur oder eines Neokallus von der Instabilität des Bruchspalts abhängig ist. In der Anfangsphase der Frakturheilung ist die Instabilität in diesem Bereich sehr groß und die Kräfte werden über den Fixateur externe abgeleitet. Die winkelstabilen Knochenschrauben folgen aufgrund ihrer eigenen Elastizität den Mikrobewegungen der Fraktur. Mit zunehmender Heilung kann die Fraktur mehr Last aufnehmen und die Relativbewegungen der Schrauben nehmen ab. Aus der Verlaufsmessung bei sinkender Abstandsänderung der Schrauben bei Belastung kann auf eine steigende Steifigkeit des Gesamtsystems geschlossen werden. Der Nachteil dieser Methode liegt darin, dass in den ersten drei Wochen keine Beurteilung stattfinden kann (Claes et al., 2002). Am Anfang ist das System sehr sensitiv, aber mit dem Verlauf der Heilung und mit der Steigung der Steifigkeit kann das System nicht sensitiv genug die Stabilität beurteilen, da die zunehmende Stabilität eine geringe Deformation zulässt und die Werte dadurch verfälscht werden.

In der direkten Methode wird der Fixateur externe entfernt und die Steifigkeit des Knochens kann in der Biegung und in der Torsion gemessen werden. Dies kann erst nach ein paar Wochen nach der Verletzung durchgeführt werden. Hammer et al. maßen 1984 nach Anwendung der axialen Belastung die Biegung in der Frakturzone auf Röntgenaufnahmen. Eine Steifigkeitsmessung von $15\text{Nm}/^\circ$ wies hiernach eine Knochenheilung nach.

Evans et al. führten 1988 die erste objektive Messung durch Anwendung eines entfernbaren Kraftmesssystems durch. Richardson et al. (1994) und Dwyer et al. (1996) führten als Nachfolger von Evans die Messmethode mit einem Goniometer durch. Sie entfernten den Fixateur und maßen nach Anbringen des Goniometers die anguläre Verschieblichkeit der Fraktarenden zueinander und bestimmten dadurch die Fraktursteifigkeit. Als wesentlicher Nachteil dieser Methode gilt, dass der Beginn des Messzeitpunktes nicht eindeutig bestimmt werden kann und dass der Fixateur entfernt werden muss. Ein weiterer Nachteil ist, dass diese Methode sehr zeitaufwendig und in der klinischen Situation schwer durchführbar ist.

Duda et al. (2002) bestimmten die Stabilität der Frakturheilung durch 3D-Darstellung der interfragmentären Bewegungen und durch Messung der maximalen Belastung. Durch die ganganalytischen Untersuchungen und damit die Bestimmung der 3D-Fragmentbewegungen konnte die Stabilität der Fraktur in vivo gemessen und überprüft werden. Die Frakturheilungszeiten konnten besser eingeschätzt werden (Windhagen et al., 1999). Wie bereits erwähnt, sind die interfragmentären Bewegungen von der Belastung des Knochens, der Steifigkeit der Osteosynthese und der Steifigkeit des Knochengewebes abhängig. Durch die Kenntnisse der interfragmentären Bewegungen können die biomechanischen Einflüsse besser abgeschätzt und somit die Bedingungen der Frakturheilung optimiert und beeinflusst werden. Osteosyntheseimplantate können in ihrer Applikation oder Gestaltung optimiert werden. Einflussfaktoren können analysiert und nach ihrer Wichtigkeit beurteilt werden. Somit wird gewährleistet, dass die beste postoperative Nachsorge ermöglicht, Behandlungszeiten gekürzt und Kosten gespart werden können. Eine ausbleibende oder verzögerte Heilung kann beurteilt und somit die Entscheidung über einen Verfahrenswechsel bzw. das Entfernen des Fixateur-Systems entsprechend früher getroffen werden. Die Messungen benötigen etwa zehn Minuten und verursachen keine weiteren Schmerzen.

Die objektive Messung und Evaluierung der biomechanischen Steifigkeit bzw. Stabilität der Frakturheilung durch die Messung und Darstellung der interfragmentären Bewegungen ist eine sehr verlässliche Methode und kann im Gegensatz zu den internen Fixateuren bei dem Fixateur externe gut durchgeführt werden. Anhand dieser Methode kann die Frakturversorgung optimiert und eine individuelle und beanspruchungsgerechte Planung von Umstellung und Frakturversorgung ermöglicht werden.

Zusammengefasst kann festgestellt werden, dass die 3D-Darstellung der interfragmentären Bewegungen in Kombination mit einer Bodenreaktionskräftebestimmung eine objektiv verlässliche Methode ist, um die Frakturstabilität während des Heilungsverlaufes bestimmen zu können. Sie ist sehr objektiv, verursacht keine zusätzlichen Schmerzen, kann mit niedrigem Aufwand schnell und zu jedem Zeitpunkt durchgeführt werden. Radiologische

und klinische Methoden sind wesentlich, aber Bestimmungen des Heilungszeitpunktes lassen sich auf diesem Wege nur eingeschränkt erzielen. Anhand dieser Methode kann die Frakturversorgung optimiert und Heilungsverläufe besser dargestellt werden. Sie ermöglicht eine individuelle und beanspruchungsgerechte Planung von Umstellung und Frakturversorgung.

5.2 Ergebnisse

Die beiden Fixateurgruppen zeigten unterschiedliche interfragmentäre Bewegungen im Frakturspalt. Sowohl initial ($p = 0,022$) als auch über den Heilungsverlauf ($p = 0,038$) zeigten sich *in vivo* signifikant höhere Scherbewegungen in der weicheren als in der rigiden Fixateurgruppe. Die weichere Fixateurgruppe zeigte eine größere Kallusbildung als die rigide Fixateurgruppe. Das bestätigt die Angaben aus der Literatur, dass höhere interfragmentäre Bewegungen zur vermehrten Kallusbildung und sekundärer Frakturheilung führen (Augat et al., 1996). Der höhere Kallusanteil der weicheren Fixateurgruppe resultierte in einer niedrigeren Kallussteifigkeit und einer höheren Frakturanfälligkeit als die rigide Fixateurgruppe. Die rigide Fixateurgruppe zeigte sowohl absolut höhere Torsionssteifigkeit als auch höhere Torsionsmomente für das operierte Bein nach der Ausheilungszeit von neun Wochen als die weichere Fixateurgruppe. Dieses Bild bestätigte sich auch im Vergleich des operierten Beines mit dem gesunden kontralateralen Bein.

Dass größere interfragmentäre Bewegungen zu einer vermehrten Kallusbildung führen und kleinere interfragmentäre Bewegungen die Kallusformation stimulieren (Kenwright et al., 1989; Schenk et al., 1986; Claes et al., 1991,1997) und dass größere interfragmentäre Bewegungen, wie auch in anderen Untersuchungen bestätigt worden ist (Klein et al., 2003), zu einer verzögerten Frakturheilung führen, konnte in dieser Arbeit ebenfalls gezeigt werden.

Die interfragmentären Bewegungen der beiden Gruppen glichen sich in der 5.-6. Woche an, in der auch die Kallusmineralisation stattfindet. Sie nahmen in

beiden Gruppen über den neun Wochen andauernden Heilungsverlauf ab. Folglich demonstrierten sie den Heilungsverlauf in dem beobachteten Zeitraum. Der Heilungsverlauf in der weicheren Fixateurgruppe verlief jedoch langsamer als der in der rigiden Fixateurgruppe. Aus den Ergebnissen geht hervor, dass bei axialer Bewegung von 0,5 mm bei einem Frakturspalt von 3 mm eine Scherbewegung kleiner als 0,8 mm zu einer optimalen Frakturheilung führt. Der Unterschied in der Schersteifigkeit der beiden Fixateure führte in den beiden Gruppen zur unterschiedlichen Belastung des operierten Beines.

Die initiale axiale Torsionsbewegung im Frakturspalt zeigte eine Korrelation mit den initialen maximalen Bodenreaktionskräften bezogen auf das Körpergewicht. Höhere Bodenreaktionskräfte resultierten in höheren axialen Torsionsbewegungen. Zusätzlich zeigte die weichere Fixateurgruppe größere interfragmentäre Scherbewegungen mit gleichzeitig geringerer Entlastung des operierten Beines in den ersten fünf Wochen. Dies zeigt, dass die Gewichtsbelastung einen großen Einfluss auf die Belastung im Frakturspalt nimmt. Dies gilt aber nur für den Zeitraum der Kallusformation. Um eine Überbelastung und somit eine Knochenheilungsbeeinträchtigung zu vermeiden, ist in den ersten fünf bis sechs Wochen eine Teilbelastung vielversprechender. Dies wäre vor allem bei weicheren Systemen von großer Bedeutung (Augat et al., 1996; Kenwright et al., 1998; Buckwalter und Grodzinsky, 1999; Wood et al., 2003). Initial fördert eine ausreichende Rigidität die Frakturheilung durch Minimieren der Zugkräfte und Stress am Frakturspalt und Schützen der Fraktur vor massiven Belastungen. Im Verlauf der Heilung können die Verringerung der Rigidität und eine höhere Flexibilität sich positiv auf die Frakturheilung auswirken (McKibbin 1978; Perren 1979; Doherty et al., 1995; Klein et al., 2001). In vielen experimentellen Untersuchungen ist auch als ratsam vorgeschlagen worden, dass eine initial ähnliche hohe Rigidität des Fixateurs zu einem späteren Zeitpunkt der Knochenheilung keine Vorteile bringen kann (Wolf et al., 1981). In der späteren Heilungsphase, in der die Kallusformation und die knöcherne Rekonstruktion eine externe Stimulation in Form von Frakturspalt-Belastung und vermehrter interfragmentärer Bewegung bräuchten, wäre ein flexiblerer Fixateur vorteilhafter als ein zu rigider Fixateur.

Initial zeigten die maximalen Bodenreaktionskräfte bezogen auf das Körpergewicht eine ausgeprägte Korrelation zu der axialen Torsion. Keine signifikante Korrelation konnte zwischen dem Körpergewicht und den interfragmentären Bewegungen gezeigt werden. Die bisherigen Untersuchungen bestätigen, dass die mechanische Stimulation im Frakturspalt und somit die interfragmentären Bewegungen viel mehr durch die Muskelkontraktionen als durch äußere Gewichtsbelastung beeinflusst werden (Duda et al., 1998).

Große interindividuelle Unterschiede konnten in beiden Gruppen in allen Parametern der Bodenreaktionskraftmessung beobachtet werden. Die Entlastung des operierten Beines war individuell unterschiedlich, obwohl die Knochen- und Weichteilsgewebsverletzung sowie die initiale Fixationssteifigkeit in den jeweiligen Gruppen standardisiert gestaltet worden sind. Unterschiede in der Tibia-Geometrie und in der Knochenqualität oder psychologische Gründe wie individuelle Schmerzempfindung könnten die mechanische Belastung des operierten Beines beeinflusst haben. Damit scheinen die individuellen Voraussetzungen genau so wichtig für die Frakturheilung zu sein, wie die initialen mechanischen Bedingungen (Augat et al., 1996).

Der Unterschied im Heilungsverhalten zwischen den beiden Gruppen kann auf den Steifigkeitsunterschied der beiden Fixateure zurückgeführt werden. Es konnte gezeigt werden, dass die initiale Fixateurstabilität einen großen Einfluss auf den Heilungsverlauf hat. Sie stimuliert die Frakturheilung, indem sie in der frühen Phase die Fraktur entlastet und somit den Ablauf der Heilungsprozesse nicht beeinträchtigt. Die maximalen Bodenreaktionskräfte verhielten sich entsprechend dem Heilungsverlauf. Die Frakturbelastung nahm mit der fortschreitenden Heilung zu und demonstrierte somit die Zunahme der Fraktursteifigkeit. Alle Tiere der beiden Gruppen zeigten eine Heilung am Ende der Beobachtungszeit. Trotz der geringeren Stabilität des weicheren Fixateurs kam es nicht zur verspäteten Heilung. Die unterschiedliche Fixateursteiligkeit führte zur unterschiedlichen Belastung des Frakturspaltes. Die weichere Fixateurgruppe entlastete die Fraktur weniger als die rigide Fixateurgruppe.

Initial in den ersten 4 -5 Wochen postoperativ ist eine rigide Fixateursteifigkeit notwendig. Eine ausreichende Blutversorgung muss gewährleistet werden. Mikrobewegungen mit axialer Bewegung zwischen 0,2 – 1 mm und Scherbewegungen kleiner 0,8 mm stimulieren die Kallusformation und begünstigen die Frakturheilung. Sie beschleunigen den Heilungsverlauf, und die Konsolidierung kann schneller erreicht werden.

5.3 Übertragbarkeit auf humane Patienten

Aufgrund der Unterschiede im Gang zwischen Schaf und Mensch können diese Werte nicht ohne weiteres direkt auf die Behandlung von Patienten übertragen werden. Die in dieser Studie bestimmten Bewegungen sind geringer als die Bewegungen, die in der Klinik angegeben werden. In der Klinik wird empfohlen, flexiblere Systeme anzuwenden. In der Klinik spielt nicht nur die Steifigkeit des Fixateurs eine Rolle, sondern auch die Art der Fraktur, die Frakturspaltgröße, die Genauigkeit der Frakturposition, die Größe der Belastung der betroffenen Extremität und die Durchführung der Pin-Knochen- Verbindung.

Für kleinere Frakturspalte sind kleinere interfragmentäre Bewegungen notwendig, um die gleichen mechanischen Bedingungen im Frakturspalt hervorzurufen.

6 Zusammenfassung

Biomechanischer Vergleich von interfragmentären Bewegungen und Bodenreaktionskräften im monolateralen externen Fixateurverbund mit unterschiedlicher Steifigkeit am Schafmodell

Es bestehen kontroverse Diskussionen bezüglich der Einflüsse von biomechanischen Komponenten auf die Frakturheilung. Die bisherigen klinischen Methoden zur Frakturheilungsbeurteilung sind oft invasiv und allein nicht ausreichend. In dieser Arbeit wurde die nichtinvasive Messung der interfragmentären Bewegungen und die Bodenreaktionskräfte in zwei monolateralen Fixateure-externe-Systemen mit unterschiedlich definierten Steifigkeiten im Schafmodell zur Festlegung von optimalen biomechanischen Gegebenheiten und somit zur Verbesserung der Frakturheilung evaluiert.

Verwendet wurden 16 Merino-Mix-Schafe. Es wurde standardisiert ein 3 mm Frakturspalt erzeugt und entweder mit einem rigiden oder mit einem weicheren Fixateur externe versorgt. Die monolateralen externen Fixateure wurden medial an der Tibia angebracht. Die Bodenreaktionskräfte sowie die interfragmentären Bewegungen am Frakturspalt wurden in vivo über neun Wochen während der Frakturheilung analysiert. Am Ende der neunten Woche wurden die Tiere getötet und die operierten Beine mit den kontralateralen gesunden Beinen biomechanisch verglichen.

Alle Tiere entlasteten das operierte Bein und überbelasteten die kontralaterale Seite. Sowohl Kallusformation und –steifigkeit als auch Belastung des operierten Beines nahmen im Verlauf zu, während die interfragmentären Bewegungen abnahmen. Größere Scherbewegungen verzögerten die Kallusformation und somit den Heilungsverlauf. Axiale Bewegungen von 0,5 mm und Scherbewegungen kleiner 0,8 mm stimulierten die Kallusformation und begünstigten die Frakturheilung.

7 Summary

Biomechanical comparison of interfragmentary movements and ground reaction forces of two monolateral external fixators with different stiffness in a sheep model

Biomechanical factors in fracture healing are yet not been completely finalised and current clinical methods for monitoring fracture healing are often invasive and inaccurate. This study evaluates the non-invasive measurement of the interfragmentary movements and ground reaction forces in two monolateral external fixators with different stiffness to define the ideal factors that optimise the fracture healing.

Standardised 3 mm diaphyseal bone defects were created in the right tibia of 64 female sheep and stabilised with either a rigid monolateral external fixator or a more flexible variant. Over a nine week healing period gait parameters were measured using a pressure sensitive platform and interfragmentary movements at the fracture site were monitored. The tibiae were tested biomechanically after sacrifice.

All animals unloaded the operated and overloaded the contralateral hindlimb. Callus mineralization and stiffness, as well as limb loading increased during healing whilst interfragmentary movements were reduced. Larger interfragmentary movements resulted in a slower fracture healing rate. Micro movements in the axial plain between 0.5 mm and shear movements smaller than 0.8 mm stimulate the callus formation and optimise the fracture healing.

8 Literaturverzeichnis

Anatomie des Menschen, von Johannes W. Rohen, Chihiro Yokochi, Elke Lütjen-Drecoll, und Elke Lütjen- Drecoll von Schattauer. 5. Auflage, 2003.

Aranzulla PJ, Muckle DS, Cunningham JL. A portable monitoring system for measuring weight-bearing during tibial fracture healing. Med Eng Phys. 1998 Oct; 20(7):543-8.

Aro HT, Chao EY. Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation. Hand Clin. 1993 Nov; 9(4):531-42.

Aro HT, Wahner HT, Chao EY. Healing patterns of transverse and oblique osteotomies in the canine tibia under external fixation. J Orthop Trauma. 1991; 5(3):351-64.

Aronson J, Harp JH. Mechanical forces as predictors of healing during tibial lengthening by distraction osteogenesis. Clin Orthop Relat Res. 1994 Apr; (301):73-9.

Augat P, Burger J, Schorlemmer S, Henke T, Peraus M, Claes L. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. J Orthop Res. 2003 Nov; 21(6):1011-7.

Augat P, Simon U, Liedert A, Claes L. Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone. Osteoporos Int. 2005 Mar; 16 Suppl 2:S36-43.

Behrens F. General theory and principles of external fixation. Clin Orthop Relat Res. 1989 Apr; (241):15-23.

Briggs BT, Chao EY. The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus. *J Bone Joint Surg Am.* 1982 Apr; 64(4):566-73.

Brug E, Winckler S. A return to callus healing using dynamic osteosynthesis procedures. Principles, indications, complications, x-ray diagnosis of interlocking nailing and dynamic monofixators in comparison with conventional bone plates. *Radiologe.* 1991 Apr; 31(4):165-71.

Burny F. Elastic external fixation of fractures of the long bones. *Arch Putti Chir Organi Mov.* 1986; 36:323-9.

Chao EY, Aro HT, Lewallen DG, Kelly PJ. The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 Apr; (241):24-35.

Chao EY, Inoue N, Elias JJ, Aro H. Enhancement of fracture healing by mechanical and surgical intervention. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Oct; (355 Suppl):S163-78.

Chao EY, Inoue N. Biophysical stimulation of bone fracture repair, regeneration and remodelling. *Eur Cell Mater.* 2003 Dec 31; 6:72-84.

Cheal EJ, Mansmann KA, DiGioia AM, Hayes WC, Perren SM. Role of interfragmentary strain in fracture healing: ovine model of a healing osteotomy. *J Orthop Res.* 1991 Jan; 9(1):131-42.

Churches AE, Tanner KE, Harris JD. The Oxford External Fixator: Fixator stiffness and the effects of bone pin loosening. *Eng. in Med.* 1985, Vol. 14, No. 1.

Claes L, Burri C, Heckmann G, Rüter A. Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität von Tibiaosteosynthesen mit dem Fixateur externe und einer Minimalosteosynthese. Aktuelle Traumatologie. 1979, 9:185.

Claes L and Mutschler W. Quantitative investigations on newly-built bone and defects. Its time-dependent changes of morphological and biomechanical properties. Arch Orthop Trauma Surg. 1981;98(4):257-61

Claes L. The biomechanics of osteosynthesis. Aktuelle Probl Chir Orthop. 1990; 34:32-8.

Claes L. Die Messung der Knochenheilung bei Fixateur externe Osteosynthese mit dem Fraktometer FM 100. Der Chirurg. 1991, 62:354-355.

Claes L, Wilke HJ, Augat P. Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation. Clinical Biomechanics. 1995, Vol. 10, No. 5, pp. 227-234.

Claes L, Wilke HJ and Kiefer H. Osteonal Structure Better Predicts Tensile Strength Of Healing Bone Than Volume Fraction. J Biomech. 1995, Vol. 28, No. 11, pp. 1377-1390.

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. 1997, 15:577.

Claes L, Heigele CA. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. Clin Orthop Relat Res. 1998, 335:132-47.

Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, Kaspar D, Seidl W, Margevicius KJ, Augat P. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. Clin Orthop Relat Res. 1998 Oct; (355 Suppl):S132-47.

Claes L, Heitemeyer U, Krischak G, Braun H, Hierholzer G. Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures. Clin Orthop Relat Res. 1999 Aug; (365):221-9.

Claes L, Wolf S, Augat P. Mechanical modification of callus healing. Der Chirurg. 2000 Sep; 71(9):989-94.

Claes L, Grass R, Schmickal T, Kisse B, Eggers C, Gerngross H, Mutschler W, Arand M, Wintermeyer T, Wentzensen A. Monitoring and healing analysis of 100 tibial shaft fractures. Langenbecks Arch Surg. 2002 Jul; 387(3-4):146-52.

Cruess RL, Dumont J. Fracture Healing. Can J Surg. 1975 Sep;18(5):403-13.

Cunningham JL, Evans M, Kenwright J. Measurement of fracture movement in patients treated with unilateral external skeletal fixation. J Biomed Eng. 1989 Mar; 11(2):118-22.

David R, Marsh and Gang Li. The biology of fracture healing: optimising outcome. British Medical Bulletin. 1999, 55, No.4, 856-869.

Draper ER, Strachan RK, Hughes SP, Nicol AC, Paul JP. The design and performance of an experimental external fixator with variable axial stiffness and a compressive force transducer. Med Eng Phys. 1997 Dec; 19(8):690-5.

Dürselen L, Claes LE. Vergleichende mechanische Untersuchungen an unilateralen Fixateur externe Systemen. Chirurgisches Forum'87 f. experim. U. klinische Forschung, 1978.

Duda GN, Eckert-Hübner K, Sokiranski R, Kreutner A, Miller R, Claes L. Analysis of inter-fragmentary movement as a function of musculoskeletal loading conditions in sheep. J Biomech. 1998, 31, 201-210.

Duda GN, Kirchner H, Wilke HJ, Claes L. A method to determine the 3 D stiffness of fracture fixation devices and its application to predict interfragmentary movement. *J Biomech.* 1998, 31, 247-252.

Duda GN, Kassi JP, Hoffmann JE, Riedt R, Khodadadyan C, Raschke M. Mechanisches Verhalten von Ilizarov – Ringfixateuren. *Unfallchirurg.* 2000, 103:839-845.

Duda GN, Klein P, Schell H. Analysis of mechanical boundary conditions during fracture healing. *J Biomech.* 2001, 34. S51-S55.

Duda GN, Mandruzzato F, Heller M, Goldhahn J, Moser R, Hehli M, Claes L, Haas NP. Mechanical boundray conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing. *J Biomech.* 2001, 34, 639-650.

Duda GN, Sollmann M, Sporrer S, Hoffmann JE, Kassi JP, Khodadadyan C, Raschke M. Interfragmentary Motion in Tibial Osteotomies Stabilized with Ring Fixators. *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Mar; (396):163-72.

Duda GN, Bartmeyer B, Sporrer S, Taylor WR, Raschke M, Haas NP. Does partial weight bearing unload a healing bone in external ring fixation? *Langenbecks Arch Surg.* 2003 Oct; 388(5):298-304.

Duda GN, Sporrer S, Sollmann M, Hoffmann JE, Kassi JP, Khodadadyan C, Raschke M. Interfragmentary movements in the early phase of healing in distraction and correction osteotomies stabilized with ring fixators. *Langenbecks Arch Surg.* 2003 Feb; 387(11-12):433-40.

Dwyer JSM, Owen PJ, Evans GA, Kuiper JH, Richardson JB. Stiffness measurements to assess healing during leg lengthening. *J Bone Joint Surg Br.* 1996 Mar; 78(2):286-9.

Eitel F, Seiler H und Schweiberer L. Vergleichende morphologische Untersuchungen zur Übertragbarkeit tierexperimenteller Ergebnisse auf den Regenerationsprozess des menschlichen Röhrenknochens. Unfallheilkunde. 1981, 84:225-264.

Fellinger M, Schanner A, Szyszkowitz R, Leitgeb N, Stockenhuber N, Roupec R. Computerized sonometry--use of a noninvasive procedure for evaluating stability after fractures. Aktuelle Traumatol. 1993 Aug; 23(5):235-8.

Frost HM. The Biology of Fracture Healing Part I. Clin Orthop Relat Res. 1989, No. 248.

Frost HM. The Biology of Fracture Healing Part II. Clin Orthop Relat Res. 1989, No. 248.

Gardner TN, Evans M, Kenwright J. The influence of external fixators on fracture motion during simulated walking. Med Eng Phys. 1996 Jun; 18(4):305-13.

Gardner TN, Evans M, Hardy J, Kenwright J. Dynamic interfragmentary motion in fractures during routine patient activity. Clin Orthop Relat Res. 1997 Mar; (336):216-25.

Goldhahn S, Moser R, Bigler R, Matter P. Treatment methods and outcomes of tibial shaft fractures in Switzerland. A prospective multicenter study of the Swiss AO. Swiss Surg. 2000; 6(6):315-22.

Goodship AE. Mechanical stimulus to bone. Ann Rheu Dis. 1992 Jan; 51(1):4-6.

Goodship AE, Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. J Bone Joint Surg Br. 1985 Aug; 67(4):650-5.

Goodship AE, Watkins PE, Rigby HS, Kenwright J. The role of fixator frame stiffness in the control of fracture healing. An experimental study. *J Biomech.* 1993 Sep; 26(9):1027-35.

Hansis M, Arens S, Wingenfeld C. Rate of infection in trauma surgery. An overview based on recent German language literature. *Unfallchirurg.* 1997 Jun; 100(6):457-64.

Hansmann C. Eine neue Methode der Fixierung der Fragmenten bei komplizierten Frakturen. *Verhandl Dtsch Gesellsch Chir.* 1886, Band 15, Seite 134.

Hente R, Cordey J, Rahn BA, Maghsudi M, von Gumpfenberg S, Perren SM. Fracture healing of the sheep tibia treated using a unilateral external fixator. Comparison of static and dynamic fixation. *Injury.* 1999; 30 Suppl 1:A44-51.

Hierholzer G, Kleining R. Theoretical principles and biomechanics of external fixator osteosynthesis. *Langenbecks Arch Chir.* 1982; 358:105-12.

Höntzsch D. Fixateur externe Montagen mit dem AO-Rohrsystem. *OP-Journal.* 1997; 13, 18-28.

Huiskes R, Chao EY. Guidelines for external fixation frame rigidity and stresses. *J Orthop Res.* 1986; 4(1):68-75.

Hulth A. Current concepts of fracture healing. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 Dec; (249):265-84.

Jilka RL. Biology of the basic multicellular unit and the pathophysiology of osteoporosis. *Med Pediatr Oncol.* 2003 Sep; 41(3):182-5.

Jukema GN, Hierholzer G. Geschichte und Entwicklung der Fixateur externe Osteosynthese. OP-Journal. 1997, 13, 4-9.

Karaharju EO, Aalto K. The deformation of external fixation devices during loading. Int Orthop. 1983; 7(3):179-83.

Kassi JP, Hoffmann JE, Heller M, Raschke M, Duda GN. Evaluating the stability of fracture fixation systems: mechanical device for evaluation of 3-D stiffness in vitro. Biomed Tech (Berl). 2001 Sep; 46(9):247-52.

Kenwright J, Richardson JB, Goodship AE, Evans M, Kelly DJ, Spriggins AJ, Newman JH, Burrough SJ, Harris JD, Rowley DI. Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. Lancet. 1986 Nov 22; 2(8517):1185-7.

Klaushofer K, Peterlik M. Pathophysiology of fracture healing. Radiologie. 1994 Dec; 34(12):709-14.

Klein P, Opitz M, Schell H, Taylor WR, Heller MO, Kassi JP, Kandziora F, Duda GN. Comparison of unreamed nailing and external fixation of tibial diastases--mechanical conditions during healing and biological outcome. J Orthop Res. 2004 Sep;22(5):1072-8.

Klein P, Schell H, Streitparth F, Heller M, Kassi JP, Kandziora F, Bragulla H, Haas NP, Duda GN. The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions. J Orthop Res. 2003 Jul; 21(4):662-9.

Kristiansen T, Fleming B, Reinecke S. Comparative study of fracture gap motion in external fixation. Clinical Biomechanics. 1987, 2:191-195.

Küntscher G. Erfahrungen mit der geschlossenen Osteotomie. Der Chirurg. 1966, 37. Jg., Heft 2.

Lewallen DG, Chao EY, Kasman RA, Kelly PJ. Comparison of the effects of compression plates and external fixators on early bone-healing. *J Bone Joint Surg Am.* 1984 Sep; 66(7):1084-91.

Lungershausen W, Ullrich P. Biological osteosyntheses. *Zentralbl Chir.* 1997; 122(11):954-61.

Mark H, Nilsson A, Nannmark U, Rydevik B. Effects of fracture fixation stability on ossification in healing fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2004 Feb; (419):245-50.

Macnab I, De Haas WG. The role of periosteal blood supply in the healing of fractures of the tibia. *Clin Orthop Relat Res.* 1974 Nov-Dec; (105):27-33.

McKibbin B. The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Joint Surg Br.* 1978 May; 60-B(2):150-62.

Mims S, Dockrell HM, Goering R, Roitt I, Wakelin D, Zuckerman M. *Medizinische Mikrobiologie Infektiologie*, 2.Auflage, 2006.

Niethard FU, Pfeil J. *Orthopädie* 4. Auflage, Duale Reihe 2003. Thieme Verlag.

Oberli H, Frigg R, Schenk R. External fixator: surgical technique, pinless fixator, change in procedure. *Helv Chir Acta.* 1994 Dec; 60(6):1073-80.

O'Doherty DM, Butler SP, Goodship AE. Stress protection due to external fixation. *J Biomech.* 1995 May; 28(5):575-86.

Orthopädie, Duale Reihe, Thieme Verlag, 2003.

Orthopädie und Unfallchirurgie, Urban und Fischer Verlag, 2005.

Palmer RH, Hulse DA, Hyman WA, Palmer DR. Principles of bone healing and biomechanics of external skeletal fixation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1992 Jan; 22(1):45-68.

Park SH, O'Connor K, McKellop H, Sarmiento A. The influence of active shear or compressive motion on fracture-healing. *J Bone Joint Surg Am.* 1998 Jun; 80(6):868-78.

Perren SM. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1979 Jan-Feb; (138):175-96.

Pennig D. The biology of bones and of bone fracture healing. *Unfallchirurg.* 1990 Nov; 93(11):488-91.

Putz R, Pabst R. *Sobotta Atlas of Human Anatomy, Volume 2.* Urban and Fischer Verlag, 2000.

Richardson JB, Cunningham JL, Goodship AE, O'Connor BT, Kenwright J. Measuring stiffness can define healing of tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1994 May; 76(3):389-94.

Rössler und Rüter. *Orthopädie und Unfallchirurgie 19. Auflage.* Urban und Fischer Verlag, 2005.

Schell H, Epari DR, Kassi JP, Bragulla H, Bail HJ, Duda GN. The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability. *J Orthop Res.* 2005 Sep; 23(5):1022-8.

Schenk RK, Willenegger HR. Zur Histologie der primären Knochenheilung. *Unfallheilkunde* 80, 1977; S.155-160.

Schmickal T, Hochstein P, Wentzensen A. Behandlung von Unterschenkelschaftfrakturen mit Fixateur externe. Trauma Berufskrankh, 1999; 1:240-246.

Schnarkowski P, Rédei J, Peterfy CG, Weidenmaier W, Mutschler W, Arand M, Reiser MF. Tibial shaft fractures: assessment of fracture healing with computed tomography. J Comput Assist Tomogr. 1995 Sep-Oct; 19(5):777-81.

Schwarzkopf J. Entwicklung und Validierung eines Verfahrens zur selektiven Verringerung der Osteosynthesesteifigkeit. Diplomarbeit 14.01.2005.

Schütz M, Südkamp N, Frigg R, Hoffman R, Stöckle U, Haas N. Pinless External Fixation: indications and Preliminary Results in Tibial Shaft Fractures. Clin Orthop Relat Res., Volume 1, 1998 Feb; (347) 35-42.

Seligson D, Powers G, O'Connell P, Pope MH. Measurement of Fracture Gap Motion in External Fixation. J Trauma. 1981 Sep; 21(9):798-801.

Simmons DJ. Fracture healing perspectives. Clin Orthop Relat Res. 1985 Nov; (200):100-13.

Sobotta Anatomie 2, Urban und Fischer Verlag, 2000.

Stürmer KM. Histologische Befunde der Frakturheilung unter Fixateur externe und ihre klinische Bedeutung. Unfallchirurg 10, 1984; 110-122 (Nr.3).

Stürmer KM. Pathophysiologie der gestörten Knochenheilung. Orthop. 1996; 25: 386-393.

Tencer AF, Johnson KD, Kyle RF, Fu FH. Biomechanics of fractures and fracture fixation. Instr Course Lect. 1993; 42:19-55.

Tower SS, Beals RK, Duwelius PJ. Resonant frequency analysis of the tibia as a measure of fracture healing. *J Orthop Trauma*. 1993; 7(6):552-7.

Trostle SS, Markel MD. Fracture biology, biomechanics, and internal fixation. *Vet Clin North Am Food Anim Pract*. 1996 Mar; 12(1):19-46.

Trostle SS, Markel MD. Fractures of the femur. *Vet Clin North Am Food Anim Pract*. 1996 Mar;12(1):169-80.

Wade R, Richardson J. Outcome in fracture healing: a review. *Injury*. 2001 Mar; 32(2):109-14.

Warmbold M, Gotzen L, Schlenzka R. Stability studies of a ventral external fixation unit of the tibia. I. Axial loading. *Unfallheilkunde*. 1983 Apr; 86(4):182-6.

Wentzensen A. Tibiaschaftfraktur. *Trauma Berufskrankh*, 1999; 1:277-288.

White AA, Panjabi MM and Southwick WO. The four biomechanical stages of fracture repair. *J Bone Joint Surg Am*. 1977; 59:188-192.

Windhagen H, Bail H, Schmeling A, Kolbeck S, Weiler A, Raschke M. A new device to quantify regenerate torsional stiffness in distraction osteogenesis. *J Biomech*. 1999 Aug; 32(8):857-60.

Wolf E, Kache J, Mayer G, Schubert T, Kleditzsch J, Beer W, Hellinger H. Rate of maturation of osteons. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 1982 Sep-Oct; 120(5):650-6.

Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn Prof. Duda für die Leitung des Projektes.

Der Charité danke ich für die Forschungsförderung.

Besonderer Dank gilt Petra Klein für die Betreuung der Auswertung meiner Arbeit und für ihre prompte und konstruktive Kritik bei der Entstehung des Manuskriptes sowie ihr unermüdliches Lesen.

Ich danke Hanna Schell für die Betreuung und die Planung des Projektes.

Bill Taylor danke ich für die Betreuung der Auswertung meiner Arbeit.

Bei meinen Mitdoktoranden möchte ich mich für die gute Zusammenarbeit bedanken. Besonderer Dank geht an Christine Exner für die große Unterstützung und Hilfe bei der Durchführung der Messungen.

Frau Dr. B. Wegener danke ich für die intensive Zusammenarbeit bei der statistischen Aufarbeitung der Daten.

Meiner Familie, besonders meinen Eltern, meinem Bruder, meinen Schwestern und meiner Frau danke ich für die unglaubliche große Unterstützung in meiner gesamten Ausbildung und für Ihre Gebete für mich. Ohne die Unterstützung meiner Eltern und meines Bruders hätte ich mich nicht in diesem Maße auf die Arbeit konzentrieren können.

Ich danke vielmals meinen Gasteltern für ihr großes Vertrauen in mich und für ihre Unterstützung in all den Jahren, insbesondere gilt der Dank meinem Gastvater für sein unermüdliches Korrekturlesen.

Herzlich danke ich allen meinen Freunden, ihr Zuspruch bedeutet mir sehr viel.

Erklärung an Eides statt

Hiermit erkläre ich, dass die vorliegende Dissertationsschrift von mir selbst und ohne Hilfe Dritter verfasst wurde. Sie stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar. Ich versichere, keine außer den angegebenen Hilfsmitteln und angegebenen Literaturstellen verwendet zu haben.

Berlin, den 05.Mai. 2009

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationsliste

- 10/04** **Novel Award Gewinner 2004 – Research Gait Evaluation: A tool to monitor Bone Healing?**
P. Seebeck, M.S. Thompson, **A. Parwani**, W.R. Taylor, H. Schell, G.N. Duda. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2005 Nov;20(9):883-91.
- 04/06** **Extent of altered left atrial myocardium in patients with paroxysmal and persistent atrial fibrillation undergoing catheter ablation**
LH. Boldt , S. Rolf , **A. Parwani**, M. Huemer, W. Haverkamp. European Cardiac Arrhythmia Society 2nd Annual Congress
- 06/06** **Reappraisal of the Electrocardiographic Criteria for the use of Arrhythmogenic Right Ventricular Cardiomyopathy.**
Abdul S. Parwani, Sascha Rolf, Leif-Hendrik Boldt, R. Dietz, W. Haverkamp. 33rd International Congress of Electrocardiology
- 06/07** **Increased succes rates of cardioversion of Atrial Fibrillation in patients with ischemic cardiomyopathy compared with non-ischemic cardiomyopathy**
L-H Boldt, M Huemer, **AS Parwani**, S Rolf, W Haverkamp. Heart Failure 2007
- 11/07** **Sustained monomorphic ventricular tachycardia after adenosine perfusion**
Huemer M, Boldt LH, Rolf S, Blaschke D, **Parwani A**, Haverkamp W. Int J Cardiol. Epub 2007 Nov 19.
- 11/07** **Torsade de pointes during combined treatment with risperidone and citalopram**

D. Blaschke, **A. S. Parwani**, M. Huemer, S. Rolf, L.-H. Boldt, R. Dietz, W. Haverkamp. Pharmacopsychiatry Nov. 2007

05/08

Optimal heart failure therapy and successful cardioversion in heart failure patients with atrial fibrillation

Boldt LH, Rolf S, Huemer M, **Parwani AS**, Luft FC, Dietz R, Haverkamp W. Am Heart J. 2008 May;155(5):890-5. Epub 2008 Feb 15.

02/09

Coronary artery occlusion due to lead insertion into the right ventricular outflow tract

Parwani AS, Rolf S, Haverkamp W. Eur Heart J. 2009 Feb; 30(4):425.

02/09

Drug-induced valvular heart disease

Blaschke D, Rolf S, **Parwani AS**, Huemer M, Dietz R, Garbe E, Haverkamp W. Dtsch Med Wochenschr. 2009 Feb;134(8):365-70.