

**EXPERIMENTALSTUDIE ZUR ROTATIONSSTABILITÄT
DES TRILAM-NAGELS BEI OSTEOSYNTHESEN DER
GROßEN RÖHRENKNOCHEN VON HUND
UND KATZE IN VITRO**

MICHAEL STREICHER



INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades
eines Dr. med. vet.

beim Fachbereich Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2007

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1st Edition 2007

© 2007 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



VVB LAUFERSWEILER VERLAG
édition scientifique

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Aus der Klinik für Kleintiere, Chirurgie,
der Justus-Liebig-Universität Gießen
Betreuer: Prof. Dr. K. H. Bonath

**Experimentalstudie zur Rotationsstabilität
des Trilam-Nagels bei Osteosynthesen der großen
Röhrenknochen von Hund und Katze in vitro**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines
Dr. med. vet.
beim Fachbereich Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

eingereicht von

Michael Streicher

Tierarzt aus Frankfurt am Main

Gießen 2007

Mit Genehmigung des Fachbereiches Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Dekan: Prof. Dr. M. Reinacher

Gutachter / Gutachterin:

Prof. Dr. K. H. Bonath

PD Dr. S. Wenisch

Tag der mündlichen Prüfung: 02.03.2007

.....meiner Mutter gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Historische Entwicklung	3
2.2 Anatomie des Knochens	4
2.3 Physiologie des Knochens	6
2.3.1 Blutgefäßversorgung der Röhrenknochen	6
2.4 Biomechanik des Knochens	8
2.4.1 Funktionelle Eigenschaften des Knochens	8
2.4.2 Auf den Knochen einwirkende Kräfte	8
2.4.3 Physiologische Belastungen	8
2.4.4 Überbelastungen	9
2.4.4.1 Allgemeine Aspekte	9
2.4.4.2 Spezielle Aspekte	11
2.4.4.2.1 Zugkräfte	11
2.4.4.2.2 Kompressionskräfte	11
2.4.4.2.3 Scherkräfte	12
2.4.4.2.4 Biegekräfte	13
2.4.4.2.5 Torsionskräfte	14
2.5 Frakturheilung	17
2.5.1 Allgemeine Aspekte	17
2.5.2 Primäre Frakturheilung	17
2.5.2.1 Kontaktheilung	17
2.5.2.2 Spaltheilung	18
2.5.2.3 Defektheilung	18
2.5.3 Sekundäre Frakturheilung	19
2.6 Biologische Osteosynthese	20
2.6.1 Allgemeine Aspekte	20
2.6.2 Marknagelung	22
2.6.2.1 Marknagelung und biologische Osteosynthese	22
2.6.2.2 Spezielle Indikationen	23
2.6.2.3 Spezielle Kontraindikationen	23
2.7 Blutgefäßversorgung der Röhrenknochen nach Marknagelung	24
2.8 Frakturheilung nach Marknagelung	25

3. Trilam-Nagel	27
3.1 Beschreibung	27
3.2 Einsatzbereiche	27
3.3 Operationstechnik	28
3.4 Vorteile des Trilam-Nagels	31
3.5 Nachteile des Trilam-Nagels	31
4. Material und Methodik	32
4.1 Implantate	32
4.1.1 Eigenschaften und Herstellung des Trilam-Nagels	32
4.1.2 Art und Anzahl der verwendeten Implantate	33
4.2 Herkunft der Knochen	33
4.3 Versuchsanordnung	34
4.3.1 Durchführung der Implantation	34
4.3.1.1 Vorbereitung	34
4.3.1.2 Implantation	35
4.3.1.3 Komplikationen während der Implantation	36
4.3.1.4 Lagerung des Untersuchungsgutes	36
4.3.2 Durchführung des Rotationstests	38
4.3.2.1 Untersuchung am intakten Knochen	39
4.3.2.2 Untersuchungen am frakturierten Knochen	40
4.3.3 Auswertung der Daten	40
4.3.3.1 Berechnung der relativen Rotationsbruchkraft	40
4.3.3.2 Deskriptive Statistik und statistische Tests	41
5. Untersuchungsergebnisse	43
5.1 Hund	43
5.1.1 Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen	43
5.1.1.1 Humerus	43
5.1.1.2 Femur	44
5.1.1.3 Tibia	45
5.1.2 Relative Rotationsstabilität der Knochentypen unabhängig von der Nagelgröße	46
5.1.3 Rotationsstabilität Abhängigkeit von Knochentyp und Nagelgröße	47
5.1.3.1 Humerus	47
5.1.3.2 Femur	48
5.1.3.3 Tibia	50
5.2 Katze	51
5.2.1 Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen	51
5.2.1.1 Humerus	51
5.2.1.2 Femur	52

5.2.1.3	Tibia	53
5.2.2	Relative Rotationsstabilität der Knochentypen unabhängig von der Nagelgröße	53
5.2.3	Rotationsstabilität Abhängigkeit von Knochentyp und Nagelgröße	54
5.2.3.1	Humerus	54
5.2.3.2	Femur	56
5.2.3.3	Tibia	56
<u>6. Diskussion der Methodik</u>		<u>58</u>
6.1	Methode	58
6.1.1	Tiermodell	58
6.1.2	Operationsmodell	58
6.1.3	Lagerung des Untersuchungsgutes	58
6.1.4	Rotationsrichtung	60
6.1.5	Biomechanische Untersuchungsmethode	60
6.1.6	Untersuchungstechnik	61
<u>7. Diskussion der Ergebnisse</u>		<u>62</u>
7.1	Biologische Osteosynthese	62
7.2	Marknagelung	63
7.3	Interpretation der Untersuchungsergebnisse	64
7.3.1	Erste Untersuchungsserie: Rotationsstabilität unabhängig von der Nagelgröße	64
7.3.2	Zweite Untersuchungsserie: Bestimmung minimale Rotationsstabilität	66
7.3.3	Dritte Untersuchungsserie: Bestimmung der Rotationsstabilität in den beiden Bruchfragmenten	67
<u>8. Schlussbetrachtung und Ausblick</u>		<u>69</u>
<u>9. Zusammenfassung</u>		<u>71</u>
<u>10. Summary</u>		<u>74</u>
<u>11. Abkürzungen, Maßeinheiten und Symbole</u>		<u>76</u>
<u>12. Literaturverzeichnis</u>		<u>77</u>
Danksagung		100

1. Einleitung

Der Begriff „biologische Osteosynthese“ bedeutet, dass außer der Stabilisierung der Bruchfragmente auch die biologischen Gesetzmäßigkeiten der Knochenheilung und die Wiederherstellung der Blutversorgung im Frakturbereich besonders zu berücksichtigen sind. Das Ziel der operativen Frakturbehandlung ist die Fixierung der korrekt reponierten Fragmente, und dazu stehen die Platte, der Fixateur externe und die intramedullären Kraftträger zur Verfügung. Die intramedulläre Schienung hat unter dem Gesichtspunkt der biologischen Osteosynthese hinsichtlich der Erhaltung des Weichteilmantels im Frakturbereich deutliche Vorteile gegenüber den beiden anderen Techniken (WELLER 1991; HAUSCHILD 1999).

Je nach Art der von außen auf den Knochen einwirkenden Kräfte entstehen verschiedene Typen von Frakturen, die Spiralfaktur durch Torsionskräfte, die Kompressions- und Schrägfrakturen durch Kompressions- und Scherkräfte und die Biegefraktur durch Biegekräfte. Bei der Versorgung dieser Frakturen durch einen intramedullären Nagel wird eine möglichst hohe Stabilität im Bruchbereich angestrebt. Dafür stand in der täglichen veterinärmedizinischen Praxis der Rundnagel zur Verfügung, dessen Eignung bei den Kompressions- und Scherkräften, den Biege- und Zugkräften durch zahlreiche Untersuchungen bestätigt wurde (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; MOOR ET AL. 1989; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b). Jedoch ist die Rotationsstabilität des Rundnagels gering (KEMPF 1991). Dieses Problem wurde durch den Verriegelungsnagel gelöst. Dabei werden am oberen und unteren Ende des Rundnagels jeweils zwei oder mehrere Querbolzen zur festen Verankerung im Knochen eingetrieben (HAUSCHILD 1999). Der Nachteil des Verriegelungsnagels besteht in der ausgehenden Freilegung des Operationsfeldes mit Durchtrennung von Gewebsstrukturen, die für die Durchblutung und damit für die Knochenheilung eine große Bedeutung haben.

Der unzureichende Kontakt zwischen dem intramedullären Rundnagel und der Kortikalis führt zu einer Instabilität der Fraktur (PRIEUR AND SUMNER-SMITH 1984; SCHRADER 1991). Daraus resultieren Mikrobewegungen, die eine Lockerung des Implantats und damit eine Störung des Heilungsprozesses verursachen (SCHRA-

DER 1991; HULSE AND HYMAN 1993). Dieser Nachteil soll durch den Trilam-Nagel abgestellt werden (HACH 1999a). Der Trilam-Nagel zeichnet sich durch drei in Längsrichtung verlaufende Lamellen aus, die sich innen in der Kortikalis verklemmen und dadurch die Instabilität des Nagels in der Rotationsbewegung verhindern.

Das Ziel meiner Untersuchungen besteht in der Erforschung der biomechanischen Eigenschaften des Trilam-Nagels bezüglich seiner Rotationsstabilität. Daraus ergeben sich möglicherweise Konsequenzen für die unfallchirurgische Tätigkeit des Tierarztes in der täglichen Praxis.

2. Literaturübersicht

2.1 Historische Entwicklung

In den vierziger Jahren des 20. Jahrhunderts führte Gerhard Küntscher die Marknagelung als Standardverfahren in die operative Frakturbehandlung am Menschen ein (STÜRMER UND SCHUCHARDT 1980). Beim Hund wurde die erste Versorgung einer Fraktur mit dem intramedullären KÜNTSCHER–Nagel 1943 in der Schweiz vorgenommen (BRINKER ET AL. 1984).

Im Jahre 1968 stellte KÜNTSCHER eine Weiterentwicklung des Marknagels vor, der am proximalen und distalen Ende jeweils zwei Bohrungen für transversal anzubringende Querbolzen zur direkten Verankerung im Knochen besaß (KLEMM 1983). 1981 entstand die erste Studie über die Verriegelungsnagelung beim Hund (SOMOGYVÁRI ET AL. 1981). Vier Jahre später wurde eine Weiterentwicklung mit mehreren, über den ganzen Nagel verteilten Bohrungen für Verriegelungsschrauben vorgestellt (JOHNSON AND HUCKSTEP 1985). Die Verriegelungsnagelung ist seit Anfang der neunziger Jahre des vergangenen Jahrhunderts an fast allen unfallchirurgischen Kliniken der Humanmedizin etabliert (BÖRNER UND SOLDNER 1992). In vielen Fällen hat die Verriegelungsnagelung die Plattenosteosynthese als Mittel der Wahl bei der Versorgung von Frakturen langer Röhrenknochen abgelöst (BRUG UND PFENNIG 1990; JOHNSON AND TENCER 1990; VÉCSEI AND HEINZ 1990; MISCHKOWSKY AND MAYER 1993; REGOORT ET AL. 1993). Der entscheidende Vorteil des Verriegelungsnagels gegenüber den herkömmlichen Marknägeln ist in der Torsionsstabilität zu sehen (CHURCH AND SCHRADER 1990, KEMPF 1991; DURALL AND DIAZ 1996; DUELAND ET AL. 1999; HACH 1999a; ROUSCH AND MC-LAUGHLIN 1999). Der Ende der neunziger Jahre von Hach entwickelte Trilam-Marknagel erreicht durch seine spezielle Form die Rotationsstabilität auch ohne eine Verriegelung (HACH 1999a; HACH 1999b; HACH 2000a; HACH 2000b).

2.2 Anatomie des Knochens

Der vollständig entwickelte Knochen besteht zu einem Drittel aus organischer Grundsubstanz und zu etwa zwei Dritteln aus anorganischem Material, in dem Kalziumphosphat mit 85% überwiegt. Es folgen Kalziumcarbonat mit 10%, dann Magnesiumphosphat und Kalziumfluorid (EURELL AND VAN SICKLE 1998).

Die Röhrenknochen gliedern sich in die Diaphyse und die beiden gelenknahen Epiphysen. Die Diaphyse eines Röhrenknochens besteht aus einem die Markhöhle umgebenden Knochenmantel, der Substantia compacta. Die Epiphysen setzen sich aus feinen Bälkchen zusammen, der Substantia spongiosa, die von einer dünnen kompakten Knochenrinde, der Substantia corticalis, umgrenzt wird (NICKEL ET AL. 1984).

Zwischen Diaphyse und Epiphyse liegt die Epiphysenfuge, die von hyalinem Knorpel ausgekleidet ist. Der hyaline Knorpel dient auch zum Umbau in neue Knochensubstanz (chondrale Ossifikation), bis das Längenwachstum aufhört (BARON 1989). Der an die Epiphysenfugen anschließende Teil des Schaftes wird als Metaphyse bezeichnet. Nach Abschluss des Längenwachstums verschmelzen Epi- und Metaphyse knöchern miteinander (BASSET 1962).

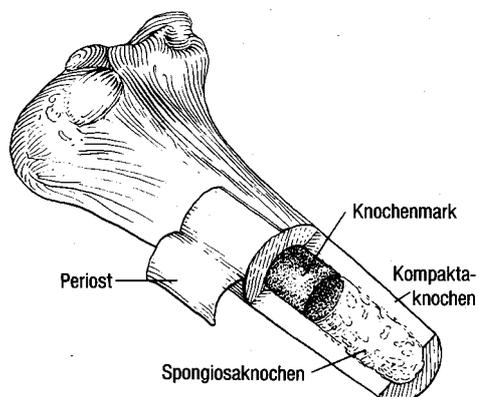


Abb.1: Schema eines Röhrenknochens (nach GROLLMANN 1974)

Der Röhrenknochen entsteht ursprünglich aus dem Geflechtknochen (desmale Verknöcherung) und wandelt sich dann in den Lamellenknochen um. Die Gesamtheit der einzelnen Lamellen wird außen und innen von den Generallamellen umgeben (EURELL AND VAN SICKLE 1998).

Jede Knochenlamelle besteht aus konzentrisch um einen Gefäßkanal (Havers'scher Kanal) angeordneten Speziallamellen, zwischen denen die Knochenzellhöhlen, Lakunen, liegen. (RHINELANDER 1988). Die Baueinheit wird als Osteon bezeichnet (RHINELANDER AND BARAGRY 1962).

In den Lakunen befinden sich die Osteozyten, die als inaktive Form der knochenaufbauenden Osteoblasten anzusehen sind. Sie stehen durch lange, in engen Knochenkanälchen verlaufende Zytoplasmafortsätze miteinander in Verbindung (RHINELANDER 1988). Die Osteoblasten haben einen intensiven Stoffwechsel (EURELL AND VAN SICKLE 1998).

Der Einbau von Knochenfibrillen in die harte Grundsubstanz der Speziallamellen verleiht den Osteonen und damit dem gesamten Knochen einen hohen Grad an Druck- und Zugfestigkeit sowie Elastizität. Dadurch kann der Knochen den Einwirkungen von Druck-, Zug-, Torsions-, Biegungs- und Scherkräften widerstehen (BASSET 1971).

Die in Längsrichtung ziehenden Havers'schen Kanäle werden von den quer verlaufenden Volkmann'schen Kanälen erreicht. In ihnen befinden sich die Blutgefäße für die Versorgung des Knochens. Ihr Ursprung liegt in der tiefen Schicht der Knochenhaut.

Das Periost umgibt die Diaphyse des Knochens und geht proximal und distal in die Membrana fibrosa der Gelenkkapsel über (RHINELANDER AND BARAGRY 1962). Es besteht aus zwei Anteilen. Die äußere, derbe fibröse Bindegewebsschicht wird als Fibrosa bezeichnet, die tiefe, locker gefügte und zellreiche Schicht als Kambium mit den Volkmann'schen Gefäßen (BASSET 1962). Von der Fibrosa aus strahlen die Sharpey'schen Fasern in die Kortikalis ein. Dadurch werden einerseits das Periost mit

dem Knochen und andererseits mit den einstrahlenden Bändern und Sehnen verankert (BARON 1989).

Am ausdifferenzierten bzw. ausgewachsenen Knochen sind keine Knochenbildungszellen mehr vorhanden (NICKEL ET AL. 1984). Das Periost ist jedoch zeitlebens fähig, neuen Knochen herzustellen, z.B. im Falle einer Fraktur (EURELL AND VAN SICKLE 1998).

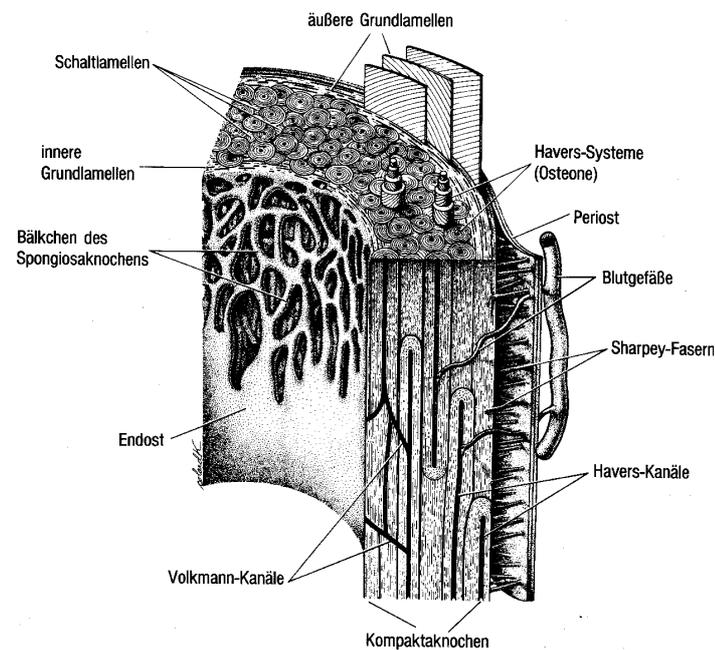


Abb.2: Schematische Übersicht über die Knochenstruktur
(nach BLOOM u. FAWCETT 1975)

2.3 Physiologie des Knochens

2.3.1 Blutgefäßversorgung der Röhrenknochen

Die arterielle Blutversorgung eines Röhrenknochens erfolgt über das epiphysäre, das medulläre und das periostale Gefäßsystem (TRIAS AND FERY 1979; RHINELANDER 1988; WILSON 1991). Die epiphysäre Gefäßversorgung versiegt am Ende der Wachstumsphase des Tieres mit dem Schluss der Epiphysenfuge (RHINELANDER AND WILSON 1982).

Der diaphysäre Anteil wird am erwachsenen Tier von der Medulla aus zum Periost und zum umgebenden Gewebe hin über die A. nutritia versorgt (WILSON 1991), die durch das Foramen nutritium in die Markhöhle gelangt. Das Gefäß teilt sich dort in einen ascendierenden und einen descendierenden Ast auf (TOTHILL ET AL. 1987). Im weiteren Verlauf anastomosiert es mit den metaphysären Arterien (TRIAS AND FERY 1979; SATO AND URIS 1985).

Der diaphysäre Bereich des Knochens weist zwei voneinander getrennte Gefäßsysteme auf. Das medulläre System stammt aus der Arteria nutritia und versorgt das Innere der Diaphyse zu zwei Dritteln bis drei Vierteln mit Blut. Das periostale Gefäßnetz ist für den restlichen Anteil der Diaphyse, die Substantia compacta und das Periost mit dem Kambium verantwortlich (RHINELANDER 1968; DAMBE 1971; SCHWEIBERER ET AL. 1974; SATO AND URIS 1985). Von den Volkmann'schen Kanälen ziehen dann die Kapillaren zu den Osteozyten in den Lakunen hin (RHINELANDER AND WILSON 1982).

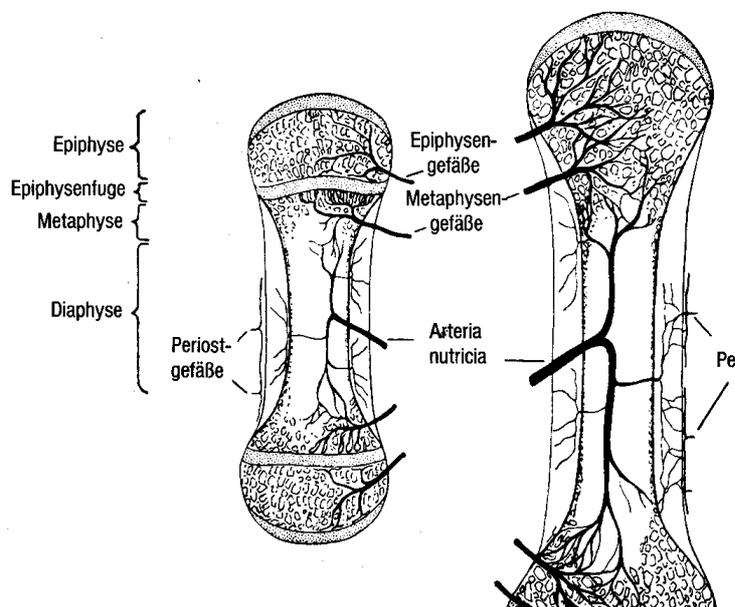


Abb.3: Schema der Blutversorgung eines Röhrenknochens vor und nach dem Ende der Wachstumsperiode (nach DRAPER AND CHALMERS 1976).

2.4 Biomechanik des Knochens

2.4.1 Funktionelle Eigenschaften des Knochens

Die Druckfestigkeit des Röhrenknochens beträgt etwa 1/10 des Stahls. Die Zugfestigkeit ist etwas geringer. Die Druckfestigkeit beispielsweise der Tibia wird um 20% höher eingeschätzt als ihre Zugfestigkeit. Am Radius sind die Verhältnisse umgekehrt (KNETS 1980). Die Festigkeit der Spongiosa ist variabel und beträgt meistens weniger als 1/10 der des kortikalen Knochens (YAMADA AND EVANS 1970).

Eine wichtige Eigenschaft des Knochens ist seine Sprödigkeit. Nach BROD (1980) lässt sich die Knochenstärke mit der Stärke von Eichenholz vergleichen.

Knochen kann nur um etwa 2% seiner ursprünglichen Länge gedehnt werden, bevor er zerreißt. Die Spongiosastruktur zeigt einen trajektorialen Aufbau. Die Spongiosabälkchen verlaufen entlang dieser Trajektoriallinien und wirken den äußeren Kräften wie eine Gitterkonstruktion entgegen. Dieses Strukturmuster ermöglicht es, die einwirkenden Kräfte auf den gesamten Knochen zu verteilen. An manchen Stellen ziehen die Bälkchen in die Kompakta hinein und setzen sich in den Osteonen fort (JUNQUEIRA AND CANEIRO 1984).

2.4.2 Auf den Knochen wirkende Kräfte

2.4.3 Physiologische Belastungen

Die auf die langen Röhrenknochen einwirkenden Belastungen sind eine Kombination aus dynamischen und statischen Kräften (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b). Sie entstehen aus dem eigenen Körpergewicht, den Muskelkontraktionen und dem Zusammenspiel mit Bändern und Sehnen (SMITH 1985; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b; HULSE AND HYMAN 1993).

Es werden Zugkräfte, Kompressionskräfte, Biegekräfte, Scherkräfte und Torsionskräfte unterschieden (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; MOOR ET AL. 1989; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b).

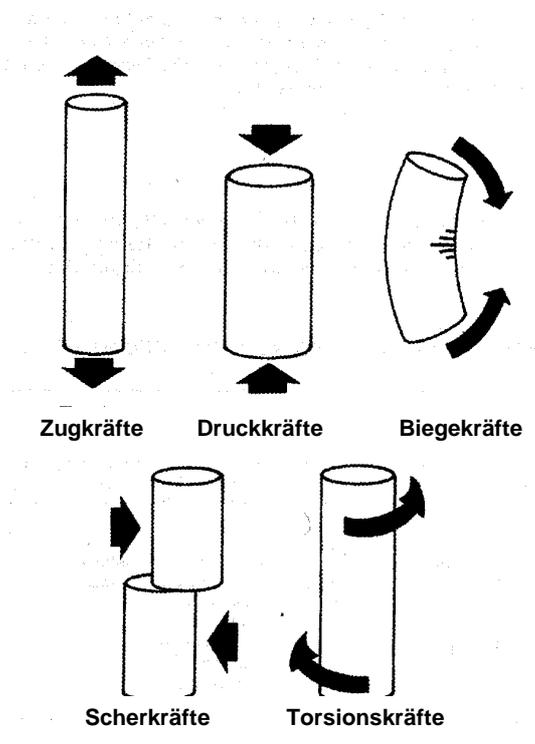


Abb. 4: Fünf am Knochen einwirkende Kräfte (Modifiziert nach NORDIN u. FRANKEL, 1980)

2.4.4 Überbelastungen

2.4.4.1 Allgemeine Aspekte

Überbelastungen der physiologischen Vorgaben können zu einer Fraktur des Knochens führen. Je nach der einwirkenden Kraft entstehen unterschiedliche Bruchformen (CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985). In der Regel kann vorausgesagt werden, welche Frakturart die einwirkende Kraft auslöst. (CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b; HULSE AND HYMAN 1993). Zum besseren Verständnis und der Vervollständigung werden die anderen am Knochen wirkenden Kräfte erwähnt. Das dient in der chirurgischen Praxis zum besseren Verständnis der Ätiologie verschiedener Bruchformen.

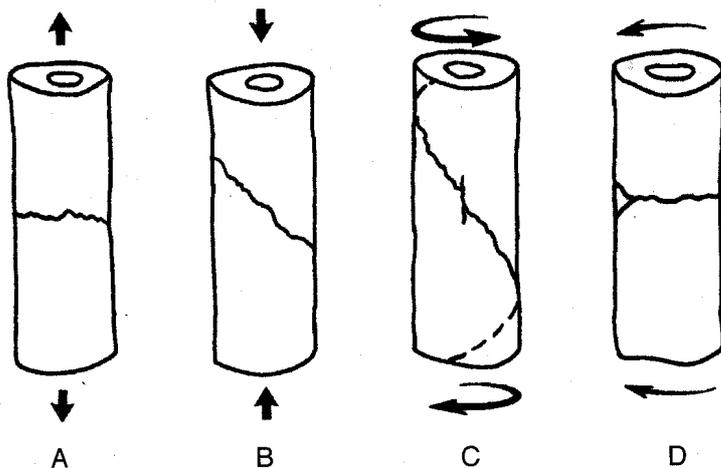


Abb. 5: Charakteristische Frakturmuster an Röhrenknochen bei Einwirkung von A: Zugkräfte; B: Kompressions- oder Scherkräfte; C: Torsionskräfte; D: Biegekräfte (modifiziert nach CARTER u. SPENGLER, 1982)

Nach den Untersuchungen von MIYASAKAY et al. (1991) an menschlichen Röhrenknochen werden die Spiralfrakturen mit glatten, gleichmäßigen Oberflächen durch hohe Torsionskräfte verursacht. Biegekräfte rufen dagegen ungleichmäßige und gezackte Frakturen hervor, die senkrecht oder schräg zur Knochenachse verlaufen. Röhrenknochen sind schwach gegen Torsionskräfte, aber stark gegen Biegekräfte geschützt. Demzufolge werden hohe, direkt von außen einwirkende Kräfte notwendig, um eine Schrägfraktur entstehen zu lassen, wogegen die Spiralfrakturen schon bei relativ leichten Torsionskräften auftreten.

2.4.4.2 Spezielle Aspekte

2.4.4.2.1 Zugkräfte

Zugkräfte entstehen bei auseinander gerichteten Kräften, die an der Längsachse des Knochens ansetzen (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; MOOR ET AL. 1989; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b). Diese Frakturen entstehen als Folge unphysiologischen Muskelzugs oder von Muskelkontraktionen und kommen z. B. bei pathologischen Knochendegenerationen vor. (NORDIN AND FRANKEL 1980). Die Frakturebene verläuft senkrecht zur Zugebene (SCHWARZ 1991b).

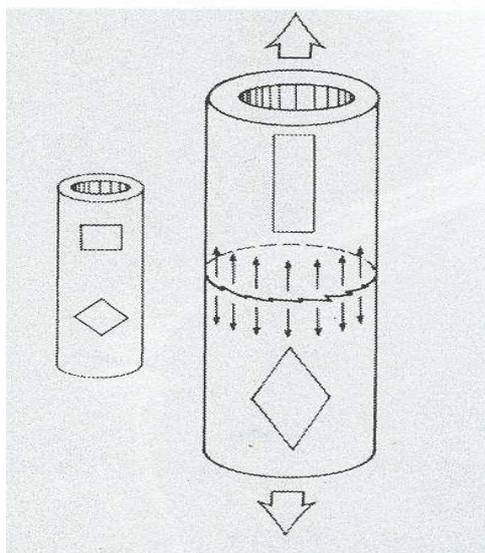


Abb. 6: Zugkraft und resultierende Zugbelastung des Knochens (SCHWARZ, 1991)

2.4.4.2.2 Kompressionskräfte

Kompressionskräfte entstehen bei aufeinander gerichteten Kräften, die an der Längsachse des Knochens einwirken. Sie werden auch als axiale Kompression bezeichnet (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b).

Die Kompressionsfraktur entsteht vorzugsweise im Bereich spongiöser Knochen (CARTER AND SPENGLER, 1982).

Sie ist gekennzeichnet durch einen irreversiblen Strukturverlust des Knochens (SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b). Traumen der Wirbelsäule können zu Kompressionsfrakturen der Wirbelkörper führen.

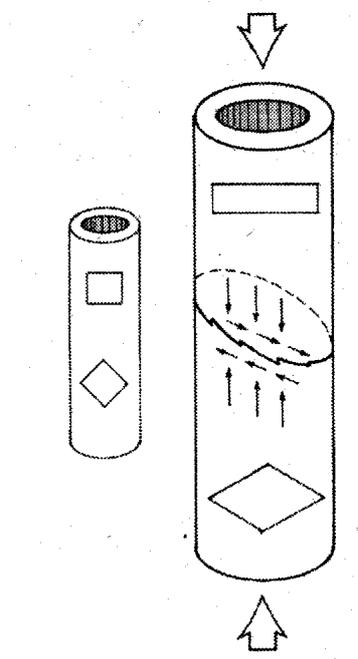


Abb. 7: Entstehung von Kompressionsfrakturen durch Zusammenwirken von Kompressions- und Scherkräften. (SCHWARZ, 1991)

2.4.4.2.3 Scherkräfte

Scherkräfte entstehen, wenn die auf den Knochen gerichtete Kraft parallel zu seiner Oberfläche einwirkt (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b). Sie verlaufen auf einer Linie parallel zur einwirkenden Kraft im Inneren des Knochens (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982). Das klassische Beispiel einer solchen Fraktur ist die Salter-Harris IV Fraktur des distalen Condylus humeri.

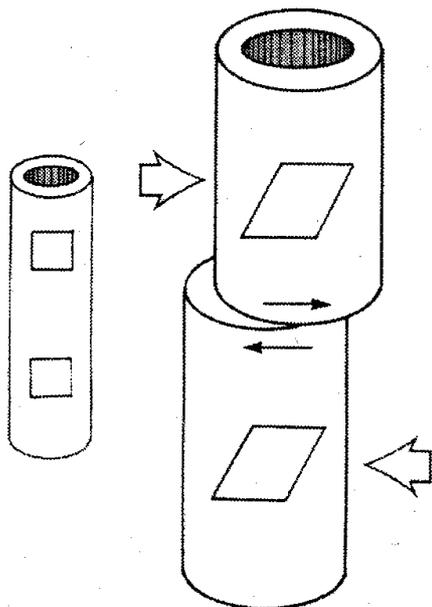


Abb. 8: Scherkräfte mit Entwicklung von Überlastungen im Inneren des Knochens
(SCHWARZ, 1991)

2.4.4.2.4 Biegekräfte

Biegekräfte entstehen, sobald die ausübende Kraft den Knochen entlang seiner Längsachse verbiegt (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; MOOR ET AL. 1989; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b). Bei der Beanspruchung eines Röhrenknochens auf Biegung entstehen an der Konvexseite längsgerichtete Zugspannungen, auf der Konkavseite entsprechende Druckspannungen (SCHWARZ 1991b). Sobald die Bruchfestigkeit des Knochens überschritten wird, kommt es im Bereich der Konvexität zu verschiedenen langen, quer verlaufenden Rissen. Auf der Konkavseite entsteht bei weiterem Durchbiegen ein Biegungskeil (SMITH 1985; MOOR ET AL. 1989; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b).

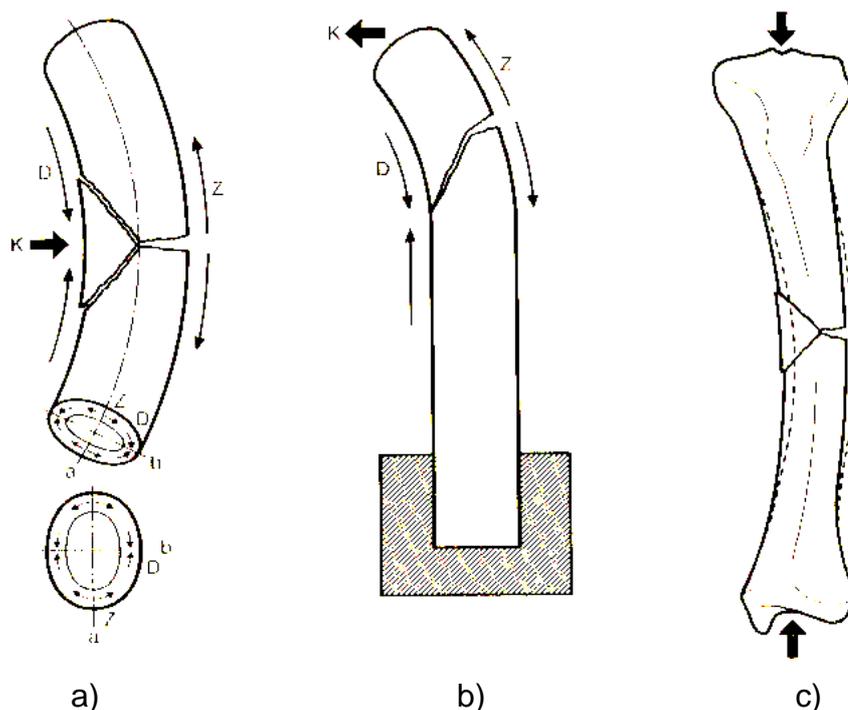


Abb. 9.: Entstehung eines Biegungsbruches (SCHWARZ, 1991)

- a) K = einwirkende Kraft, D u. Z = resultierende Druck- und Zugspannungen, die längs und zirkulär auftreten.
 b) Entstehung eines Biegungsbruches bei einseitig fixiertem Knochen.
 c) Entstehung eines indirekten Biegungsbruches der Tibia.

2.4.4.2.5 Torsionskräfte

Torsionskräfte entstehen durch die Verdrehung des Knochens in seiner Längsachse (NORDIN AND FRANKEL 1980; CARTER AND SPENGLER 1982; SMITH 1985; MOOR ET AL. 1989; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b). Die dabei auftretenden Frakturmuster sind komplexer als bei den Zug-, Kompressions-, Scher- und Biegekräften. Mathematisch betrachtet können Torsionskräfte als geometrische Variation der Scherkräfte bezeichnet werden (SMITH 1985; SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b; HULSE AND HYMAN 1993). Eine Torsionsfraktur entsteht bei einseitig fixiertem Knochen durch Drehung in der Längsachse (NORDIN AND FRANKEL 1980; MOOR ET AL. 1989). Dabei treten schraubenförmige Zugspannungen auf (SCHWARZ 1991b).

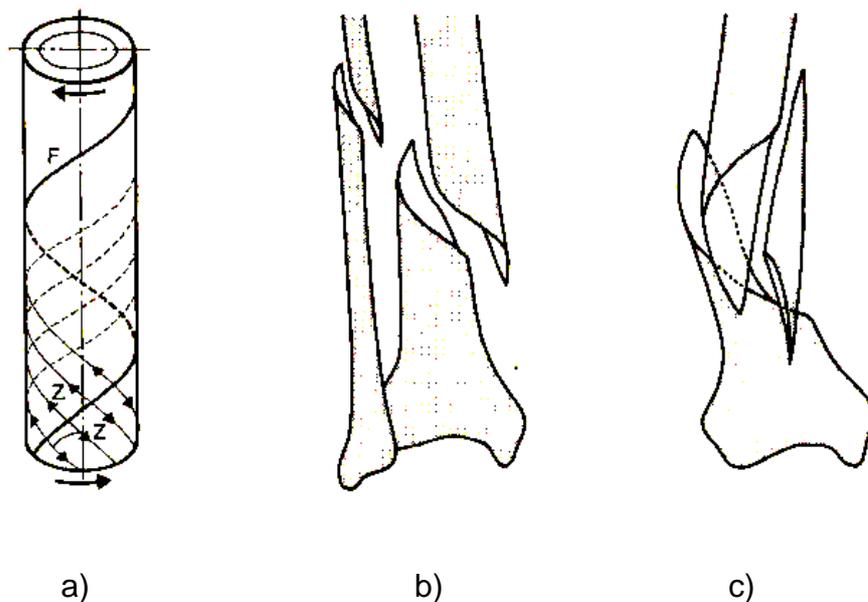


Abb. 10: Entstehung des Torsionsbruchs (SCHWARZ, 1991)

a) Z= Richtung der Zugspannung, Verlauf der Frakturlinie.

b) Spiralbruch von Schien- und Wadenbein durch Drehung des Fußes von innen nach außen.

c) Bildung eines Drehkeiles des Schienbeins bei Kombination von Drehung, Stauchung und Biegung.

Je schneller die Torsion verläuft, um so flacher wird der Winkel der spiralförmigen Frakturlinie (SCHWARZ 1991a; SCHWARZ 1991b; HULSE AND HYMAN 1993). Bei zusätzlicher Stauchung und Biegung kann es zur Aussprengung eines weiteren Fragments, des Drehkeils, kommen (MOOR ET AL. 1989). Der Drehkeil ist immer länger als der Biegungskeil (MOOR ET AL. 1989; SCHWARZ 1991b).

MOOR ET AL. (1989) untersuchten den zeitlichen Ablauf eines Torsionsbruches. Innerhalb von Bruchteilen einer tausendstel Sekunde wird die Steifigkeit des Knochens zerstört und es kommt zur Fraktur.

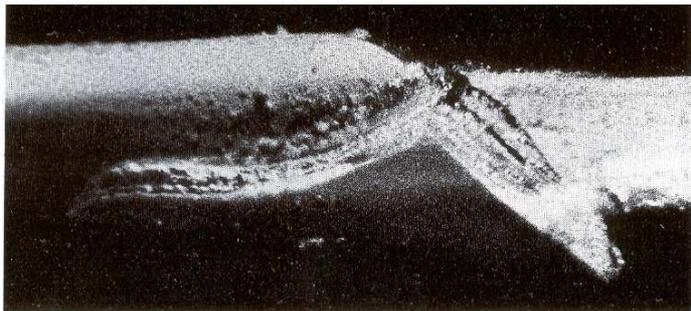


Abb.11: Hochgeschwindigkeitsaufnahme einer Torsionsfraktur der Tibia eines Menschen mit 10000 Bildern pro Sekunde
(nach MOOR ET AL. 1989)

Der Ablauf der Fraktur mit Zeitangaben ist nachfolgend dargestellt, die gestrichelte Linie zeigt den entstehenden Frakturspalt auf der vom Betrachter abgewandten Knochen-
chenseite:

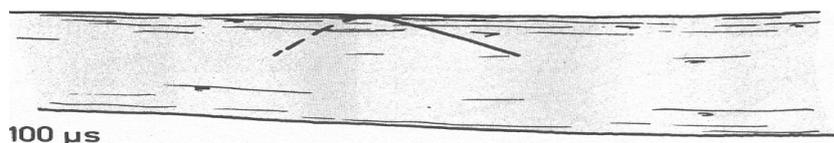


Abb.12: Drehkeilfraktur nach 100 μs (nach MOOR ET AL 1989)

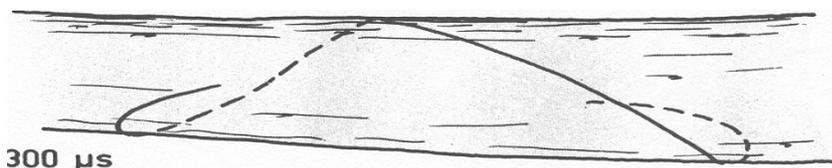


Abb.13: Drehkeilfraktur nach 300 μs (nach MOOR ET AL. 1989)

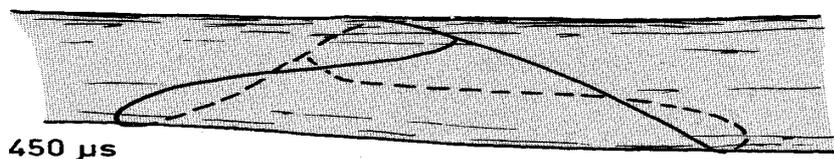


Abb.14: Drehkeilfraktur nach 450 μs (nach MOOR ET AL. 1989)

2.5. Frakturheilung

2.5.1 Allgemeine Aspekte

Die Heilung des Knochens wird am Beispiel der Frakturheilung erläutert (WILSON ET AL. 1991). Es lassen sich die primäre und die sekundäre Bruchheilung unterscheiden (JOHNSON ET AL. 1994).

2.5.2 Primäre Frakturheilung

Bei der primären oder direkten Knochenheilung sind drei verschiedene Formen bekannt: Die Kontakt-, die Spalt- und die Defektheilung (WILLENEGGER ET AL. 1971; SCHENK UND WILLENEGGER 1977; SCHENK 1978; CARTER AND SPENGLER 1982; JOHNSON ET AL. 1994; BERNARDE ET AL. 2001). Bei allen ist der Heilungsprozess mit einer Regeneration vergleichbar. Es kommt zu keiner Kallusbildung (PERREN 1993). Voraussetzungen dafür sind eine ausreichende Nähe der Knochenfragmente zueinander und die mechanische Stabilität (PERREN AND KLAUKE 1991; PERREN 1993; STOFFEL ET AL. 2003).

2.5.2.1 Kontaktheilung

Der Umbau des Knochens für die Regeneration beginnt zunächst mit einer Resorption, erst dann folgt der Ersatz (FROST 1963; 1966; 1969; 1972; 1989; SCHENK 1978). Für die primäre knöcherne Überbrückung darf eine Weite des Frakturspalts von 0,5 mm nicht überschritten werden (SCHENK UND WILLENEGGER 1977). Der Terminus „Bone Remodeling Unit“, BRU, bezeichnet ein sich im Umbau befindliches Osteon (FROST 1964; RASMUSSEN AND BORDIER 1974; PARFITT 1983). Durch die Aktivität der Osteoklasten wird im Knochengewebe ein trichterförmiger Resorptionskanal gebildet. Einwandernde Osteoblasten bauen neue Knochenlamellen durch zentripetale Apposition auf, wodurch der Resorptionskanal bis zum endgültigen Durchmesser der Havers'schen Kanäle eingeengt wird (SCHENK UND WILLENEGGER 1967; JAWORSKI AND LOK 1972). Anschließend erfolgt die Mineralisierung (FROST 1964; RASMUSSEN AND BORDIER 1974; PARFITT 1983). Beim Remode-

ling des spongiösen Knochens findet die osteoklastische Resorption an den Oberflächen der Knochen trabekel statt (JAWORSKI AND LOK 1972).

2.5.2.2 Spaltheilung

Sind die Knochenfragmente weiter als 0,5 mm disloziert, dann kann der Frakturspalt nicht direkt überbrückt werden (PERREN AND KLAUKE 1991; PERREN 1993). Es ist auch kein osteoklastischer Abbau notwendig. Im Gegensatz zur Kontaktheilung vollzieht sich die Knochenneubildung in einem Bereich, der zuvor nicht von Knochengewebe eingenommen war (ASHURST 1986; HOROWITZ ET AL. 1989; PERREN AND KLAUKE 1991; PERREN 1993). In der ersten Phase wachsen Blutgefäße in den Spaltraum ein. Anschließend sammeln sich Osteoblasten an den Bruchflächen und beginnen mit dem Knochenaufbau. In seltenen Fällen wird direkt Lamellenknochen gebildet. Meistens formiert sich jedoch zunächst der schneller wachsende Geflechtknochen (PERREN 1993). Während der zweiten Phase der Heilung kommt es durch Umbauprozesse zur Bildung von Lamellenknochen und damit zur Wiederherstellung der ursprünglichen Strukturen und der Festigkeit (PERREN AND KLAUKE 1991; PERREN 1993).

2.5.2.3 Defektheilung

Die primäre Ausbildung von Geflecht- bzw. Lamellenknochen ist von der Größe des Frakturspalts abhängig. Die verschiedenen Heilungsmuster ließen sich an der Tibia von Kaninchen erforschen, indem Löcher von 0,1 mm bis 1 mm Durchmesser eingebohrt wurden (JOHNER 1972). Defekte bis zu einer Größe von 0,2 mm werden konzentrisch durch Lamellenknochen gefüllt. Bei Löchern zwischen 0,5 mm und 0,8 mm bildet sich zunächst Geflechtknochen, der dann durch lamellären Knochen ersetzt wird (SCHENK UND WILLENEGGER 1977). Bei noch größeren 0,8 mm Bohrlöchern fügt sich Bindegewebe der langsam fortschreitenden Knochenbildung bei, das in Geflechtknochen und dieser dann wieder in Lamellenknochen umgewandelt werden.

2.5.3 Sekundäre Frakturheilung

Die sekundäre bzw. indirekte Knochenheilung geht mit Kallusbildung einher (PERREN 1979; ASHURST 1986; BOLANDER 1992; CORNELL AND LANE, 1992; STIFFLER 2004). Hier liegen keine stabile Verhältnisse vor (HEPPENSTALL 1980; KENWRIGHT ET AL. 1986; DUELAND AND JOHNSON 1993; DUELAND ET AL. 1996; DUELAND ET AL. 1997; BERNARDE ET AL. 2001; DUHAUTOIS ET AL. 2003; STIFFLER 2004). Bei der Marknagelung ist z. B. immer eine minimale Instabilität vorhanden, die eine sekundäre Knochenheilung induziert. Die kräftige Kallusbildung und das Implantat ermöglichen eine schnelle und sichere Belastbarkeit der betroffenen Gliedmaße (KENWRIGHT ET AL. 1986; BOLANDER 1992; DUELAND ET AL. 1996; DUHAUTOIS ET AL. 2003; STIFFLER 2004).

Nach einer Fraktur kommt es innerhalb von Tagen zur Einsprossung von Kapillaren, Entzündungszellen, Fibroblasten und Kollagen, die das Frakturhämatom ersetzen (RHINELANDER AND BARAGRY 1962; RHINELANDER 1968; RHINELANDER 1972; RHINELANDER 1974). Zu Beginn findet sich sowohl bei der primären als auch bei der sekundären Frakturheilung eine Entzündungsreaktion (FROST 1989; GRUNDNESS AND REIKERAS 1993). Schrittweise werden die Fragmente durch Gewebe mit zunehmender Festigkeit stabilisiert. Dieser „weiche Kallus“ ist als bindegewebige Überbrückung des Frakturspaltes anzusehen. Er entsteht nach Organisation des Frakturhämatoms und geht in Faserknorpel über (RHINELANDER 1972; RHINELANDER 1974; GRUNDNESS AND REIKERAS 1993; DUELAND ET AL. 1996). Durch die Mineralisation bildet sich dann der „harte Kallus“. Der Geflechtknochen wird in Lamellenknochen umgewandelt. Nach der Resorption des Kallus erlangt der Knochen wieder seine ursprüngliche Struktur (KENWRIGHT ET AL. 1986; BOLANDER 1992; CORNELL AND LANE 1992; DUELAND ET AL. 1996; BERNARDE ET AL. 2001; DUHAUTOIS ET AL. 2003).

2.6. Biologische Osteosynthese

2.6.1 Allgemeine Aspekte

Die spontane Heilung einer Fraktur bei Wildtieren, die „biologische Heilung“, läuft mit Schonung des Weichteilmantels ab, der die Fraktur umgibt, und zwar ohne rigide Stabilisation der Fragmente (HULSE AND HYMAN 1993; PERREN ET AL. 2003). Der Leitgedanke der „biologischen Osteosynthese“ ist die Erhaltung der Durchblutung der Bruchstücke (BAUMGAERTEL ET AL. 1994; PERREN ET AL. 2003). Die Aufrechterhaltung der intramedullären Gefäßversorgung ist ebenso wichtig, wie die Schonung des Weichteilmantels (ARON ET AL. 1995; JOHNSON ET AL. 1998; BERNARDE ET AL. 2001; LARIN ET AL. 2001; PERREN ET AL. 2003; BASINGER ET AL. 2004; BEALE 2004).

Ausschlaggebend für die biologische Herangehensweise bei der Frakturversorgung waren Verlaufskontrollen von Plattenosteosynthesen. Es zeigte sich, dass die vollkommene Wiederherstellung der Knochenform oft mit einer nachhaltigen Durchblutungsstörung verbunden war (GUNST 1979; HOLDEN 1986).

Die herkömmliche Frakturversorgung sieht eine optimale Reposition und rigide Fixierung aller Fragmente vor. Das kann nur durch eine Erweiterung des Operationsfeldes, also die zusätzliche Traumatisierung der Weichteile um die Fraktur herum, erreicht werden (BAUMGAERTEL ET AL. 1994; JOHNSON 1998; PERREN ET AL. 2003).

Während in den siebziger und achtziger Jahren unter mechanischen Gesichtspunkten eine präzise Reposition geboten schien, ist man heute wieder bereit, die Dislokation von Splittern und geringe Stabilitätsverluste zugunsten einer optimalen biologischen Reaktion in Kauf zu nehmen (CLAUDI AND OEDEKOVEN 1991; FORTERRE 1993; MATIS AND FORTERRE 1998).

Die Hauptforderungen an eine biologische Osteosynthese sind zum einen die Minimierung von chirurgischen Präparationen, zum anderen die unmittelbare Mobilisation des Patienten (JOHNSON ET AL. 1998; HUPELT ET AL. 2001; GAUTIER ET AL.

2003; PERREN ET AL. 2003). Der chirurgische Zugang zur Fraktur soll so gewählt werden, dass keine zusätzlichen Weichteilschäden entstehen (ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; HUPELT ET AL. 2001; LARIN ET AL. 2001). Das gewählte Implantat muss neben der ausreichenden Stützfunktion die Gefäßversorgung des Knochens so weit wie möglich schonen (BAUMGAERTEL ET AL. 1994; ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; JOHNSON ET AL. 1998; LARIN ET AL. 2001).

Neben der Erhaltung des Weichteilmantels, des „closed alignment“, hat die Stabilisierung der Fraktur bei der biologischen Osteosynthese die größte Bedeutung (ARON ET AL. 1995; HARARI ET AL. 1996; JOHNSON ET AL. 1998). „Closed alignment“ und Frakturstabilisierung können durch Verwendung intramedullärer Nägel, externe Fixation und die Verriegelungsnagelung erzielt werden (ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; JOHNSON ET AL. 1998; LARIN ET AL. 2001). Die Verwendung von Cerclagedraht und Knochenplatten erfordert dagegen einen offenen Zugang (ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; JOHNSON ET AL. 1998).

Für die Fälle, in denen eine adäquate Fixierung der Fraktur mit der geschlossenen Methode nicht möglich ist, steht die offene Vorgehensweise zur Verfügung, die aus didaktischen Gründen als „open but do not touch“ (OBDNT) bezeichnet wird (ARON ET AL. 1995; PALMER AND ARON 1996; ARON 1998). Die „OBDNT“- Methode kann bei fast jedem Fixationssystem angewendet werden. Ausnahmen sind nur interfragmentäre Schrauben und Cerclagedraht (ARON ET AL. 1995; HARARI ET AL. 1996; JOHNSON ET AL. 1996; ARON 1998).

Das Ziel der „OBDNT“- Methode ist die Freilegung des Frakturspaltes mit minimaler Weichteiltraumatisierung (PALMER AND ARON 1996; ARON 1998). Dazu werden an den Muskelbäuchen entlang die Frakturrenden nur soweit freipräpariert, dass das Fixationssystem angebracht werden kann. Der Chirurg entnimmt und berührt keine Knochenfragmente. Ausnahmen stellen lediglich Fragmente dar, die jeden Kontakt zum umliegenden Gewebe und damit zur Gefäßversorgung verloren haben (PERREN AND CORDEY 1980; PERREN 1991; ARON ET AL. 1995; JOHNSON ET AL. 1998). Sie werden entfernt.

2.6.2 Marknagelung

2.6.2.1 Marknagelung und biologische Osteosynthese

Der Grundgedanke der Marknagelung einer Fraktur der langen Röhrenknochen besteht darin, sofort eine belastungsstabile Osteosynthese zu erreichen. Dadurch wird auch verhindert, dass Kreislaufstörungen, Schäden an der Muskulatur und Versteifungen der Gelenke auftreten. Die Voraussetzungen für eine stabile Marknagelung sind Festigkeit der inneren Schiene selbst und die feste Verbindung zwischen Schiene und Knochen. Dadurch soll die Rotation der Bruchstücke gegeneinander verhindert werden (GERBER ET AL. 1990; PERREN 2002; HORSTMANN ET AL. 2004).

KÜNTSCHER entwickelte 1968 das Prinzip der elastischen Verklebung, bei dem der Marknagel eine Art Ringfeder darstellt. Der Küntscher-Nagel hat ein V- oder Kleeblattprofil (KÜNTSCHER 1940; MÜLLER 1954) und soll sich im Markraum an der Knocheninnenseite verkleben. Er wird in einen vorgebohrten Kanal mit konstantem Durchmesser eingeschlagen und verringert dabei seinen Querschnitt. Anschließend dehnt er sich wieder aus und passt sich der Innenwand des Knochens elastisch an. Das Verfahren findet in der Humanmedizin eine breite Verwendung. Durch seinen V- oder kleeblattförmigen Querschnitt bietet er eine gewisse Rotationsstabilität und wurde deshalb in der Veterinärmedizin bis in die achtziger Jahre des vorigen Jahrhunderts vermehrt eingesetzt.

Bei der Bündelnagelung nach Hackethal soll der Markraum möglichst komplett mit Kirschner-Drähten ausgefüllt werden. Die Stabilität des geschienten Knochens gegenüber Rotationsbewegungen wird dadurch verbessert. In der Veterinärmedizin ist die Anwendung sehr begrenzt (EISENMENGER 1974; CHURCH AND SCHRADER 1990). MEUTSTEGE berichtet 1974 von vielen Fällen mit ungenügender Stabilität und daraus resultierenden Komplikationen.

Der in der Veterinärmedizin übliche Steinmann-Nagel hat einen runden Querschnitt (BAUMGAERTEL ET AL. 1994). Das Einbringen des Nagels erfordert im Gegensatz zum Küntscher-Nagel keine Aufbohrung der Markhöhle (BOONE ET AL. 1986).

Der Rundnagel widersteht den Biegungen in alle Richtungen, bietet jedoch wenig Widerstand gegenüber Verkürzung oder Rotation im Frakturbereich (BRADEN ET AL. 1973; BRINKER ET AL. 1985). Durch unterschiedliche Maßnahmen wie Fixateur externe oder Drahtcerclagen können der mangelhafte Rotationswiderstand aber auch die Stabilität verbessert werden (BRINKER ET AL 1984). Die Vorteile des Steinmann-Nagels sind die einfache und schnelle Operationstechnik bei der Implantierung und Explantation sowie die geringen Kosten (BRADEN ET AL. 1973).

Bei Verwendung von intramedullären Nägeln darf auf die exakte Reposition einzelner Fragmente, die sich im Rahmen der Frakturheilung entweder resorbieren oder in den Knochen mit einbauen, verzichtet werden. Der intramedulläre Nagel übernimmt die vollständige Belastung des Knochens bis zu seiner Wiederherstellung. Das Ziel im Sinne der biologischen Osteosynthese ist die möglichst atraumatische Operationstechnik (GRUNDNES AND REIKERAS 1994; MARTIN ET AL. 1996; NEUDECK ET AL. 1996; JOHNSON 1998; HULSE ET AL. 1997; JOHNSON ET AL. 1998; HUPELT ET AL. 2001; HORSTMANN ET AL. 2004). Vor allem werden zusätzlichen Weichteilschäden und Durchblutungsstörungen durch umfangreiche chirurgische Präparationen vermieden (ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; JOHNSON 1998). Die Operationszeit verkürzt und das Infektionsrisiko verringert sich (BAUMGARTEL ET AL. 1994; JOHNSON 1998).

2.6.2.2 Spezielle Indikationen

Für die Marknagelung beim Tier kommen die Brüche der langen Röhrenknochen Humerus, Femur und Tibia in Betracht. Als technische Voraussetzung gilt, dass sowohl nach proximal als auch nach distal genügend Markraum vorhanden ist, um eine stabile Verklebung des Implantats zu erzielen. Als ideale Indikation gilt die Quersfraktur im mittleren Drittel des Röhrenknochens (BRINKER ET AL. 1983; DURALL AND DIAZ 1996; DUELAND ET AL. 1999).

2.6.2.3 Spezielle Kontraindikationen

Wegen der Gefahr einer Osteomyelitis ist die Marknagelung bei stark verschmutzten offenen Frakturen kontraindiziert. Bei pathologischen Frakturen ist die ungünstige

Prognose mit dem Tierhalter zu besprechen (FRY AND JUKES 1995). Weder ein jungdliches noch ein hohes Lebensalter des Tieres gelten grundsätzlich als Kontraindikation. Gelenksnahe Frakturen oder Frakturen mit Gelenksbeteiligung sind durch die Marknagelung allein nicht zu stabilisieren (FRY AND JUKES 1995; DUELAND ET AL. 1999).

2.7 Blutgefäßversorgung der Röhrenknochen nach Marknagelung

Bei der Fraktur eines Röhrenknochens wird der Blutfluss von der Medulla zum Periost unterbrochen (WILSON 1991). Durch Anastomosen zwischen periostalen, diaphysären und medullären Gefäßen ist eine Flussumkehr möglich (BROOKES 1971; RHINELANDER 1974; PFISTER ET AL. 1983; KESSLER ET AL. 1986). So können betroffene Teile der Kortikalis nach einer Fraktur mit Gefäßverletzung weiter durchblutet werden (DANCKWARDT-LILIESTRÖM ET AL. 1970). Bei Dislokation der Frakturfragmente zerreißt die A. nutritia, und das diaphysäre bzw. medulläre Gefäßsystem wird unterbrochen (SCHWEIBERER ET AL. 1970; WILSON 1991). Jetzt übernimmt das periostale Gefäßsystem die Ernährung der Kompakta der Bruchstücke bis zur Regeneration des medullären Systems (RHINELANDER 1968).

Unmittelbar nach der Fraktur entwickelt sich ein zusätzliches temporäres Gefäßsystem, das seinen Ausgang von den umgebenden Weichteilgeweben nimmt (RHINELANDER 1974; RHINELANDER AND WILSON 1982; HUPELT ET AL. 2001). Es ernährt die von der Blutversorgung abgeschnittenen Knochenfragmente und später den periostalen Kallus (SCHWEIBERER ET AL. 1970; WILSON 1991). Sind bei einer Fraktur nur wenige Millimeter der Volkmann'schen und Havers'schen Gefäße zu beiden Seiten des Frakturspaltes unterbrochen, dann reguliert sich das Gefäßsystem über Anastomosen (DAMBE 1971; SCHWEIBERER ET AL. 1974). Nach den Thomasschen Gesetzen der Histomechanik von Arterien (1893) zeichnen sich diese Umgehungsgefäße durch eine Erweiterung und vermehrte Schlingelung aus. Die Wiederherstellung der ursprünglichen Durchblutungsverhältnisse mit Dominanz des medullären Gefäßsystems und Rückbildung des extraossären Systems dauert im Falle einer Spontanheilung von nicht dislozierten Brüchen etwa fünf Wochen (WILSON 1991).

Bei der Versorgung von Frakturen durch Marknägeln mit ansteigenden Nageldurchmessern wird die medulläre Blutversorgung der Kortikalis zunehmend beeinträchtigt und an den Kontaktstellen zwischen Marknagel und Endost sogar vollständig unterbrochen (WILSON 1991). Wenn die Durchblutungsstörung dann von periostal her nicht kompensiert werden kann, entsteht ein Knocheninfarkt (STÜRMER AND SCHUCHHARDT 1980; HUPELT ET AL. 2001).

Die Revaskularisation der Markhöhle wird über neonutritive Arterien, die über das Kallusgewebe in die Markhöhle einsprossen, sowie über metaphysäre Gefäße gewährleistet (WILSON 1991). Die ideale Voraussetzung für eine schnelle Regeneration des medullären Blutgefäßsystems ist die stabile Fixierung der Fraktur (DAMBE 1971; PRIEUR AND SUMNER-SMITH 1984). Auch die Qualität der Reposition erscheint maßgebend (RHINELANDER AND WILSON 1982).

2.8 Frakturheilung nach Marknagelung

Eine primäre Frakturheilung wird bei der Marknagelung weder angestrebt noch erzielt (KLEMM 1983), es liegt immer die sekundäre Form mit Ausbildung eines kräftigen Kallus vor (WILSON 1991; LARIN ET AL. 2001; DUHAUTOIS ET AL. 2003; STIFFLER 2004). Bei der Operation kommt es nach Aufbohren der Markhöhle zu einer kompletten Unterbrechung der medullären Gefäßversorgung und zu einem Knocheninfarkt der Kortikalis (STÜRMER UND SCHUCHARDT 1980). Die betroffenen Osteozyten sterben ab (CREUSS AND DUMONT 1975; STÜRMER UND SCHUCHARDT 1980). Die Folge ist eine vermehrte Durchblutung des Periosts und der subperiostalen Kortikalis durch die Kollateralisation. Innerhalb einer Woche bildet sich ein lockerer Kallus, der vom Periost ausgeht. Nach zwei Wochen beginnt der Abbau der nekrotischen Knochenbezirke (DOMINQUEZ AND MUNDY 1980). Zunächst sprossen Gefäße ein, um Makrophagen zur Resorption der Nekrosen herbeizuführen. Anschließend erfolgt die Knochenneubildung durch eingewanderte Umbaueinheiten, die aus Osteoblasten und Osteoklasten bestehen (STÜRMER UND SCHUCHARDT 1980; BARON 1989).

In Abhängigkeit vom Ausmaß der Rotationsinstabilität bildet sich im Kallus ein knochenfreier Spalt, der einer hypertrophen Pseudarthrose ähnlich sieht. Innerhalb

sechs Wochen wird dieser Spalt überbrückt, und es kommt zur Resorption des Kallus (DOMINQUEZ AND MUNDY 1980; STÜRMER UND SCHUCHARDT 1980; LARIN ET AL. 2001). Der Zeitraum bis zur Entstehung eines voll belastungsstabilen Knochens ist von verschiedenen Faktoren, wie z. B. vom Alter und dem Allgemeinzustand des Patienten, sowie von der Art der Fraktur und dem Grad der Weichteiltraumatisierung abhängig (CREUSS AND DUMONT 1975; EURELL AND VAN SICKLE 1998; LARIN ET AL. 2001).

3. Der Trilam-Nagel

3.1 Beschreibung

Beim Trilam-Nagel handelt es sich um einen elastischen Stahlnagel, der keine Verriegelung erfordert. Im Querschnitt hat er eine runde Grundform und drei in Längsrichtung verlaufende Lamellen. Die beiden Enden sind scharf angespitzt. Beim Einsatz kerben sich die drei Lamellen in die Innenkortikalis des Knochens ein, so dass die Rotation des Implantats bzw. des Knochens verhindert wird. Bisher wird der Nagel in vier Standardgrößen für Osteosynthesen an Hunden, Katzen, Kaninchen, großen Vögeln und kleinen Affen angeboten (HACH 1999a).

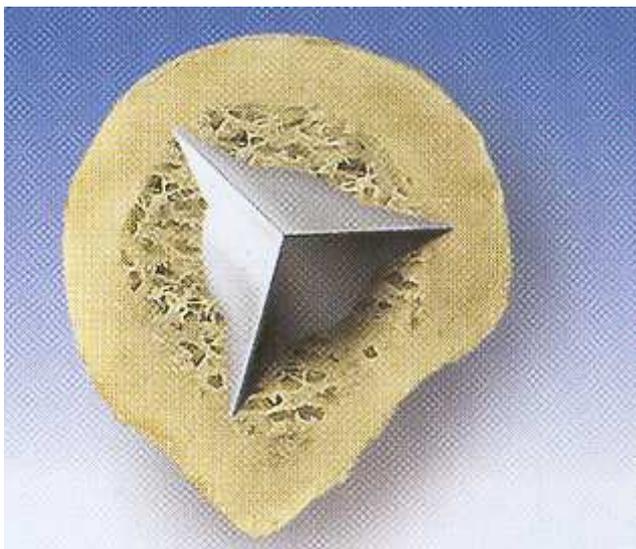


Abb. 15.: Der Trilam-Nagel

3.2 Einsatzbereiche

Die Art der Fraktur spielt bei der Indikationsstellung eine untergeordnete Rolle (HACH, 2000). Mit dem Trilam-Nagel wurden Querfrakturen, Schrägfrakturen, Spiralfrakturen, Mehrfachfrakturen und Trümmerfrakturen im mittleren Drittel des Röhrenknochen bis an die Grenze zur Metaphyse erfolgreich versorgt. Frakturen im metaphysären Bereich können mit dem Trilam-Nagel nicht ausreichend stabilisiert werden (HACH 2000a; HACH 2000b).

3.3 Operationstechnik

Zur Operation befindet sich das Tier in Seitenlage. Der Hautschnitt wird über der Fraktur in der notwendigen Länge angebracht. Bei Frakturen der Tibia erfolgt der Zugang von medial, bei Frakturen von Femur und Humerus von lateral her. Die Präparation muss überaus gewebeschonend erfolgen. Begleitende Hämatome werden nur so weit entfernt, wie sie die Übersicht behindern. Zur Blutstillung wird der Elektrokauter möglichst sparsam eingesetzt. Kleine Knochenfragmente bleiben zunächst an Ort und Stelle liegen. Der proximale Stumpf wird nicht aus dem Gewebsverband gelöst. Jede Traumatisierung des Periosts ist sorgfältig zu vermeiden (HACH 2000).

Es ist zweckmäßig, einen zweiten Nagel von derselben Größe bereitzuhalten, um damit während der Operation die jeweilige Eindringtiefe des implantierten Nagels vergleichen zu können. Der Trilam-Nagel lässt sich mit geringem Widerstand vom Frakturspalt her in die Markhöhle einschlagen (Abb.16). Es ist darauf zu achten, dass die drei Lamellen in die innere Kortikalis einkerben, um die Rotation des Implantats zu verhindern (HACH 2000a; HACH 2000b). Nach dem Einschlagen perforiert der Nagel das proximale Knochenfragment an seinem oberen Ende. Am Femur tritt die Nagelspitze zwischen dem Trochanter major und dem Oberschenkelkopf, am Schienbein an der Tuberositas tibiae und am Humerus oberhalb des Tuberculum majus aus. Die Abmessung mit dem Vergleichsnagel erlaubt eine gute Übersicht während des Ablaufs der Operation. Die transkutane Palpation der durchgetriebenen Nagelspitze gelingt durch spezifische Expositionen: die proximalen Fragmente des Femur und des Humerus werden nach medial bewegt, das proximale Fragment der Tibia im Knie extrem gebeugt. Damit lässt sich der Nagel durch eine kleine Hautinzision herausleiten (Abb.17).

Im zweiten Abschnitt der Operation wird die untere Spitze des Marknagels in das distale Fragment eingeführt. Nach Reposition der Fraktur wird der Nagel von oben unter Kontrolle des Frakturspalts eingeschlagen (Abb.18). Auch in dieser Phase erlaubt die Abmessung mit dem Vergleichsnagel eine gute Kontrolle über den Fortgang der Nagelung. Die Knochensplinter in der Umgebung lassen sich manuell und ohne weitere Fixation in eine günstige Position zur Fraktur bringen, ohne sie aus dem Ge-

webeverband zu lösen (biologische Marknagelung). Anschließend erfolgt ein routinemäßiger Wundverschluss.

In den ersten vier Wochen post operationem sollte die Mobilität reduziert werden. Hunde sind an der Leine zu führen. Später brauchen keine Einschränkungen mehr beachtet zu werden. Die erste postoperative Röntgenaufnahme erfolgt nach vier Wochen, die zweite nach weiteren zwei Monaten.

Die Entfernung des Implantats richtet sich nach der röntgenologischen Verlaufskontrolle. Der Nagel wird an der oberen Spitze durch einen kleinen Hautschnitt freigelegt und mit dem speziellen Handstück oder der Extraktionszange gefasst. Danach gelingt das Ausschlagen ohne größere Probleme. Im Allgemeinen ist aber eine Entfernung des Nagels nicht nötig. Die Extraktion wird nur in speziellen Fällen, wie beispielsweise bei der Irritation von benachbarten Geweben, empfohlen (HACH 1999a; HACH 1999b; HACH 2000a; HACH 2000b)

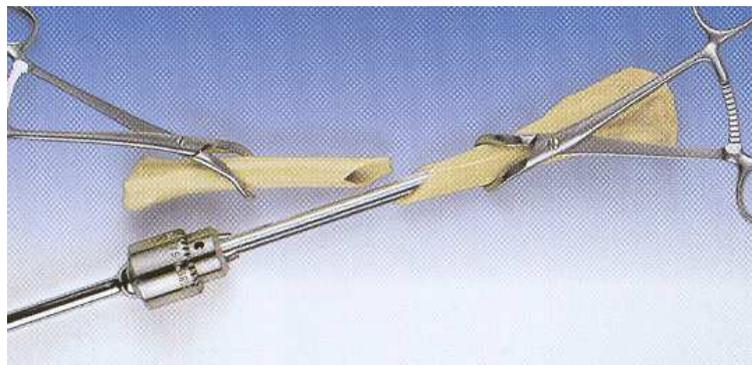


Abb.16: Einbringen des Trilam-Nagels in die proximale Markhöhle

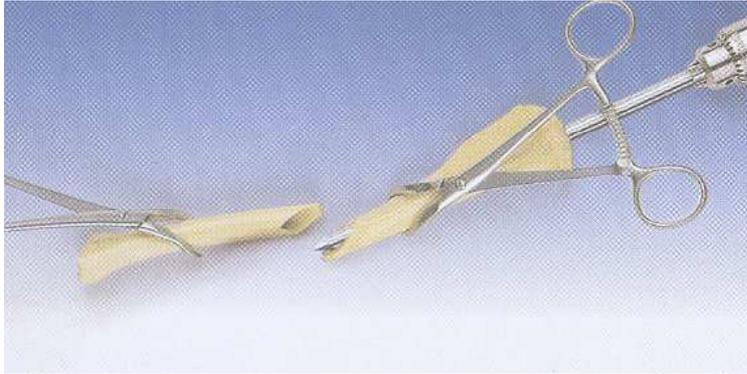


Abb. 17: Austreiben des eingebrachten Nagels bis zum Frakturspalt

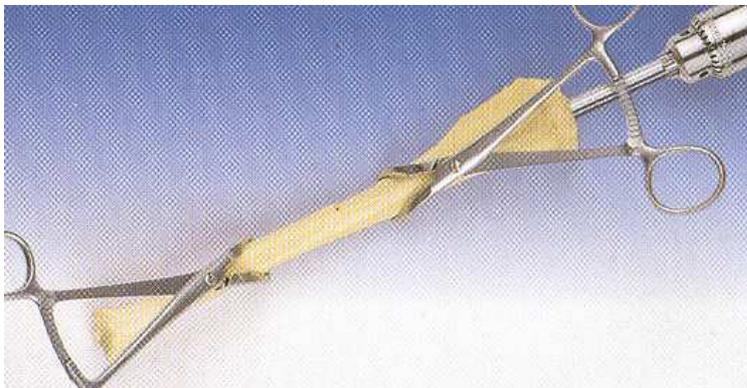


Abb. 18: Einbringen des Nagels in das distale Frakturende

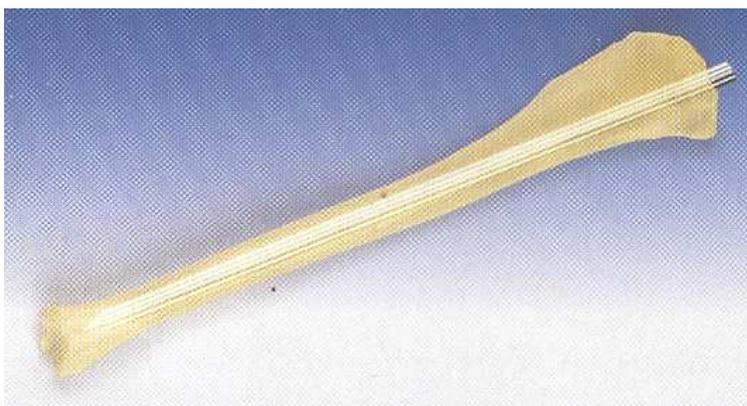


Abb. 19: Eingebrachter Trilam-Nagel nach Reposition

3.4 Vorteile des Trilam-Nagels

Der Trilam-Nagel erreicht durch seine drei in Längsrichtung verlaufenden Lamellen eine Verkeilung in der Kompakta. Dadurch wird das größte Problem der Marknagelung gelöst, die Rotationsinstabilität (HACH 1999a). Infolge der Lamellen muss nicht die ganze Zirkumferenz des Nagels für die Stabilität herangezogen und fest mit der inneren Kompakta verbunden sein. Dadurch werden Durchblutungsstörungen im Markraum vermieden. Fragmente dürfen nach dem Prinzip „Open but do not touch“ belassen bleiben.

Die Patienten können in der Regel unmittelbar nach der Operation ohne Beeinträchtigung, aber mit Schonung laufen. Sekundäre Gelenkschäden durch Immobilisation oder Fehlbelastung werden dadurch vermieden (HACH 1999a). Ein weiterer Vorteil ist die relativ einfach erlernbare Operationstechnik (HACH 1999a; HACH 1999b; HACH 2000a; HACH 2000b).

3.5 Nachteile des Trilam-Nagels

Im Gegensatz zu den etablierten verriegelungsfähigen Markraumimplantaten wird beim Trilam-Nagel die Fraktur offen operiert. Dadurch erhöht sich das Infektionsrisiko (JENNY ET AL. 1994; MELCHER ET AL. 1995). Eine antibiotische Abdeckung ist empfehlenswert.

4. Material und Methodik

4.1 Implantate

4.1.1 Eigenschaften und Herstellung des Trilam-Nagels

In den Versuchen kamen Trilam-Nägel der Firma Rotec-Medizintechnik / Weisendorf / Deutschland zum Einsatz. Der Nagel besteht aus einem biokompatiblen Chrom-Nickel-Molybdän-Implantatstahl (Nr. 1.4441), entsprechend X2 CrNiMo 18 15 3. Er wird in folgenden Größen angeboten:

Standardgrößen	Sondergrößen
3 x 110 mm	7 x 260 mm
4 x 130 mm	8 x 270 mm
5 x 140 mm	9 x 280 mm
6 x 150 mm	10 x 290 mm
7 x 160 mm	11 x 300 mm
8 x 170 mm	
9 x 180 mm	
10 x 190 mm	
11 x 200 mm	
10 x 230 mm	
11 x 260 mm	

Festigkeitseigenschaften:

Zugfestigkeit	650 MPa
Streckgrenze	400 MPa
Bruchdehnung	A = 28 %
Elastizitätsmodul	210 000 MPa (= 210 GPa)

Die Rohware wird in einem 10-Stufen-Kaltziehverfahren gezogen und in ca. 1000 mm Stäbe geschnitten. Diese Stäbe werden auf das Fertigmaß getrennt und die Spitzen beidseitig angeschliffen. Der fertige Nagel wird elektropoliert, dann lasersig-

niert und verpackt. Die Sterilisierung erfolgt kurz vor der Anwendung durch die tierärztliche Praxis oder Klinik.

4.1.2 Art und Anzahl der verwendeten Implantate

Bei den Hunden kamen Trilam-Nägeln der Größen 4 mm x 130 mm (Größe 4), 5 mm x 140 mm (Größe 5) und 6 mm x 150 mm (Größe 6) zur Verwendung.

Bei der Katze waren aufgrund der anatomischen Voraussetzungen beim Humerus die Nagelgrößen 4 und 5, beim Femur 5 und 6 und bei der Tibia die Größen 4 und 5 implantierbar.

Die Knochenauswahl erfolgte anhand der Nagelgröße.

		4 mm x 130 mm Größe 4	5 mm x 140 mm Größe 4	6 mm x 150 mm Größe 4
Hund	<i>Humerus</i>	13	14	13
	<i>Femur</i>	12	13	13
	<i>Tibia</i>	14	12	13
Katze	<i>Humerus</i>	12	15	-
	<i>Femur</i>	-	12	11
	<i>Tibia</i>	13	12	-

Tab.1: Anzahl und Lokalisation verwendeter Implantate

4.2 Herkunft der Knochen

Die untersuchten Knochen stammten von 48 Hunden und 33 Katzen unterschiedlicher Rassen aus dem Klientel der Tierärztlichen Klinik für Kleintiere in Frankfurt. Die Tiere waren entweder eines natürlichen Todes gestorben oder wurden auf Wunsch der Tierhalter bzw. auf Anraten der Tierärzte aus tierschutzrechtlichen Gründen auf schmerzlose Weise durch Injektion von Pentobarbital (Narcofen[®]) euthanasiert. Die Hunde waren zwischen 3 und 16 Jahre alt, das Körpergewicht betrug 9 bis 36 kg. Das Alter der Katzen reichte von 2 bis 14 Jahren, das Gewicht von 3 bis 9 kg.

Zur Untersuchung kamen ausschließlich Humerus, Femur und Tibia. Die Knochen wurden von Skelettmuskulatur, Sehnen, Nerven, Gefäßen und Gelenkkapseln separiert.

4.3 Versuchsanordnung

4.3.1 Durchführung der Implantation

4.3.1.1 Vorbereitung

Die Knochen wurden den frisch euthanasierten oder zuvor tiefgefrorenen und aufgetauten Tieren innerhalb von sieben Tagen post mortem entnommen (Abb.20). Die Lagerungstemperatur der Kadaver betrug $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$. Zur Entnahme lag das Tier zunächst auf der rechten Körperseite. Linker Humerus, Femur und Tibia wurden weitgehend weichteilfrei entnommen und unmittelbar danach geröntgt, um osteolytische Prozesse auszuschließen und die Größe des zu verwendenden Nagels zu bestimmen. Anschließend wurden die Knochen in der Mitte transversal durchsägt (Abb.21). Dann erfolgte das Einschlagen der Nägel mit Hilfe des Handstücks (Abb.22) und des Hammers (Abb.23). Zwischen den einzelnen Schritten wurden die Präparate in isotoner 0,9%iger Kochsalzlösung (Braun, Melsungen) aufbewahrt.

Die Knochen der rechten Seite wurden in entsprechender Weise gewonnen und dienten zur Kontrolle der physiologischen Steifigkeit.

4.3.1.2 Implantation

Die Nägel wurden nach dem in Kapitel 6.3 beschriebenen Verfahren mit Handstück (Abb.22) und Hammer (Abb.23) in die Knochen eingeschlagen.



Abb. 20: Handstück

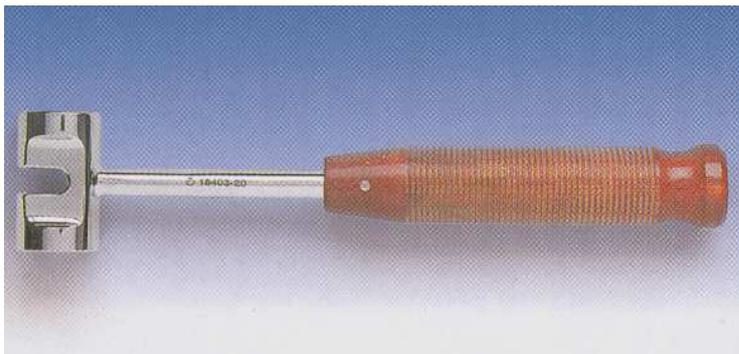


Abb. 21: Hammer

Im Anschluss an die Nagelung wurde ein Röntgenbild mit Gegenüberstellung des genagelten und ungenagelten Knochens angefertigt (Abb.24-27).

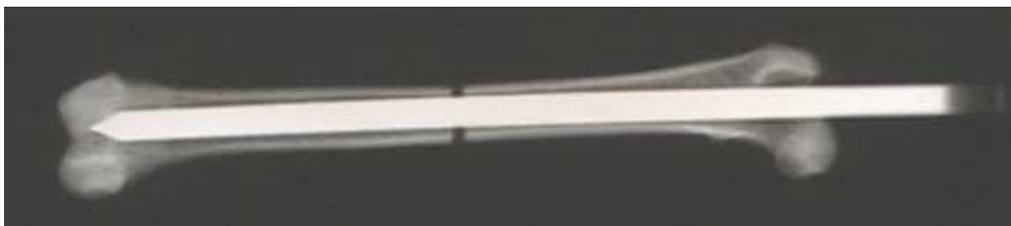


Abb. 22: Optimal in den Femur einer Katze eingebrachter Trilam-Nagel

4.3.1.3 Komplikationen während der Implantation

In Einzelfällen kam es zu Komplikationen während der Implantation des Trilam-Nagels, wie die folgenden Röntgenbilder belegen.



Abb. 23: Nicht vollständig eingeschlagener Trilam-Nagel in der Tibia eines Hundes. Der Nagel war nicht weiter einzutreiben, zeigte aber dennoch eine hohe Rotationsstabilität



Abb. 24: Eine Größe zu groß gewählter Nagel. Zersprengung der fraktur-nahen Kortikalis im distalen Fragment des Humerus eines Hundes



Abb. 25: Frühzeitige Verklemmung des Nagels nach optimaler Reposition der Fragmente. Beim Versuch des weiteren Einschlagens kam es zur Nageldeformierung. Die Rotationsstabilität war dennoch erhalten

4.3.1.4 Lagerung des Untersuchungsgutes

Da die biomechanische Untersuchung auf Rotationsbelastung an mehreren aufeinanderfolgenden Tagen im Labor der Firma Brehm, Chirurgie Mechanik, Weisendorf, stattfinden sollte, wurden die fertigen Präparate bis zu diesem Zeitpunkt gelagert. Dazu haben wir sie in mit Kochsalzlösung befeuchte Gaze gewickelt und in beschrif-

teten Plastiktüten bei konstant - 25°Celsius gelagert. 36 Stunden vor Versuchsbeginn wurden die Knochen der Kühlung entnommen. Bei Versuchsbeginn hatten die Präparate die Raumtemperatur von 22 Grad Celsius angenommen. Alle Knochen befanden sich in sehr gutem Zustand, es waren keinerlei offensichtliche Mängel während der Lagerungsperiode entstanden.

4.3.2 Durchführung des Rotationstests

Die folgende Graphik zeigt die Durchführung des Rotationstests bei einem mit Trilam-Nagel versorgten Knochen. Beim Rotationstest am intakten Knochen wurde lediglich ein anderer Messbereich festgelegt.

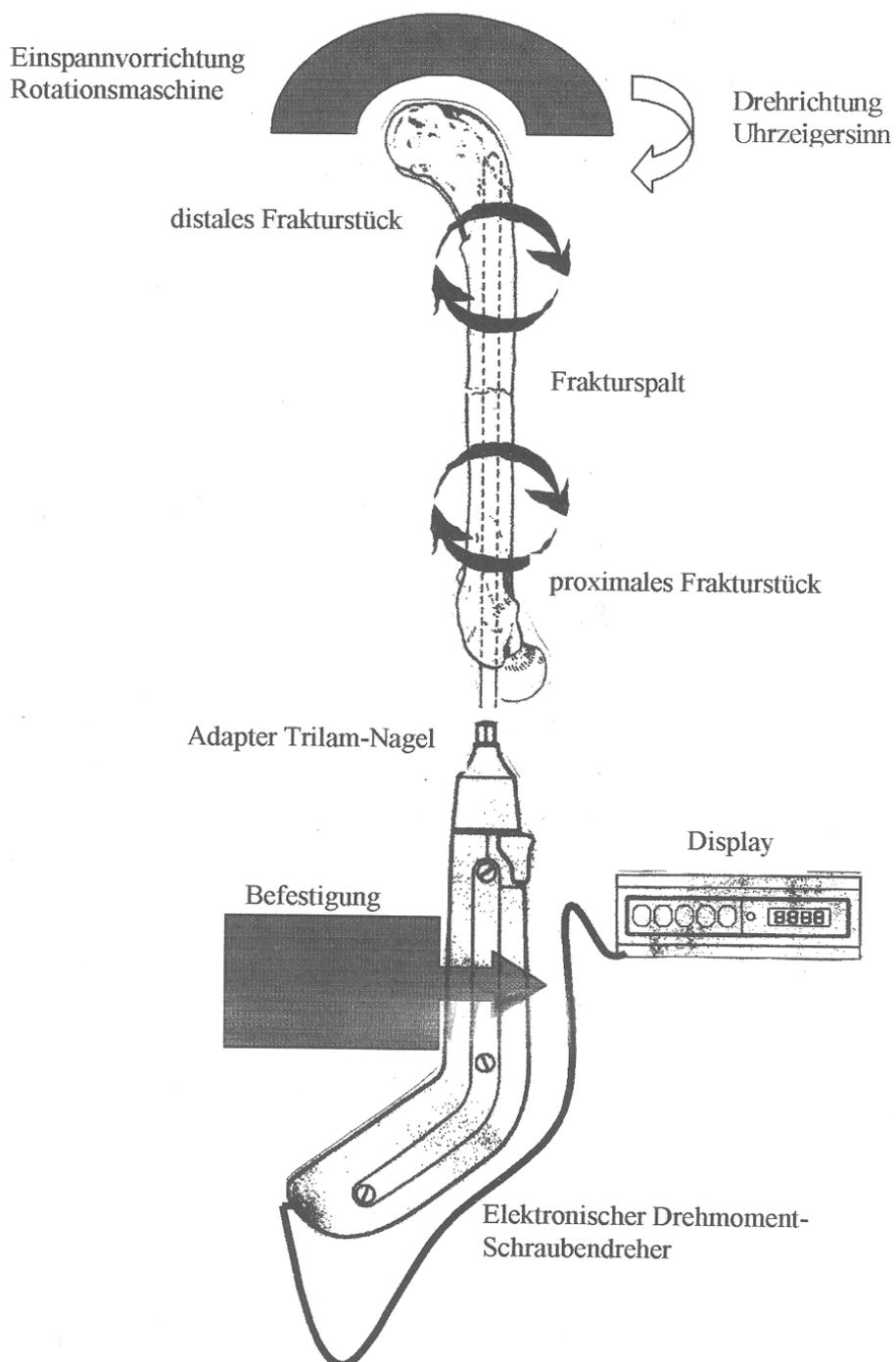


Abb. 26: Schematischer Versuchsaufbau beim Rotationstest. Erklärung siehe Text.

Zur Bestimmung der Drehmomente wurden zwei Geräte der Firma Hauser GmbH / Remscheid verwendet:

1. Hauser-Bestool, Messbereich 2,9 – 250 Nm, für die intakten Knochen der rechten Seite
2. Hauser-Smatool, Messbereich 0,35-17,0 Nm, für die genagelten Knochen der linken Seite

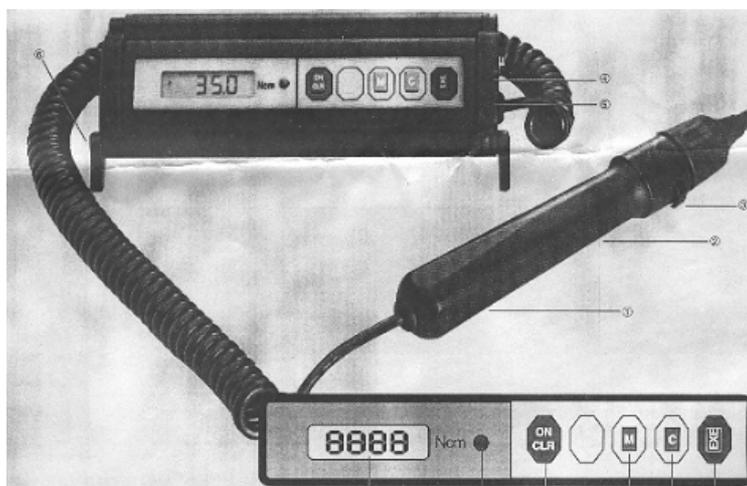


Abb. 27: Hauser-Bestool. Erklärung siehe Text.

4.3.2.1 Untersuchung am intakten Knochen

Zur Bestimmung der maximalen Rotationsbelastung wurde der intakte Knochen mit seinen proximalen Gelenkflächen in einem Knochenadapter befestigt, der mit der Drehzone des Messinstruments der Firma Hauser verbunden war (Abb.28). Bei der Einwirkung der Torsionskraft auf den Knochen über die Einspannvorrichtung der Rotationsmaschine am distalen Gelenk mit einer Verformungsgeschwindigkeit von 1mm/min ließ sich die Torsionskraft auf das Messgerät Hauser-Bestool (Abb.29) übertragen. Bei Überschreiten der maximalen Rotationsbelastung des Knochens kam es zur Fraktur. Das Messgerät speicherte den Wert, der unmittelbar vor der Frakturierung gemessen wurde. Dieser Wert stellt die physiologische Steifigkeit des Knochens bezogen auf seine axial ansetzende Rotationskraft dar, also seine maximale Rotationsbelastung.

4.3.2.2 Untersuchungen am frakturierten Knochen

Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung waren mit der vorangegangenen Anordnung nahezu identisch. Es musste jedoch ein anderes Messgerät mit empfindlicherem Messbereich verwendet werden. Hier kam das Messgerät Hauser-Smatool der Firma Hauser zum Einsatz. Der in den Knochen implantierte Trilam-Nagel wurde an seiner proximalen Spitze mittels eines Adapters mit der Drehzone des Messgerätes verbunden (Abb.28). Auf diese Weise konnte die maximale Rotationsbelastung für das distale Knochenfragment ermittelt werden. Um eine entsprechende Information über das proximale Bruchstück zu erhalten, wurde eine zweite Rotationsmaschine der Firma Hauser (Torsio 1456/CX) an der proximalen Gelenkfläche des Knochens angesetzt. Daraus ergaben sich dann Rückschlüsse hinsichtlich der proximalen Verklebung des Nagels. Für die Bestimmung der minimalen Rotationsbelastung des genagelten Knochens war die kleinste Rotationskraft ausschlaggebend, die zum Ausbruch des Nagels an der Stelle seiner schwächsten Verankerung führte.

4.3.3 Auswertung der Daten

4.3.3.1 Berechnung der relativen Rotationsbruchkraft

Als erste Zielgröße für die Auswertung und Interpretation der Versuchsergebnisse wurde die relative Rotationsbruchkraft in Bezug auf die intakte Seite nach folgender Formel berechnet:

$$y_1 = \frac{\text{Rotationsbruchkraft des Knochenfragments (Nm)}}{\text{Rotationsbruchkraft des intakten Knochens (Nm)}} \cdot 100 (\%)$$

Bei einigen Messungen konnte keine exakte Rotationsbruchkraft eines Knochenfragments angegeben werden, weil sich der Nagel vor dem Zerbrechen des Knochens um seine Längsachse verdrehte. Statistisch ist das als „rechtszensiertes Datum“ zu bewerten, da die zu messende Kraft größer als die Nagelrotationskraft war, indessen der exakte Wert nicht bestimmbar war. Zur Erleichterung der Berechnung wurde dann in der statistischen Auswertung die höhere mittlere relative Rotations-

bruchkraft der gleichen Knochen bei gleicher Nagelgröße eingesetzt, bei denen keine Datenzensierung vorlag. Um schließlich die drei Knochenarten sowie die an der gleichen Knochenart verwendeten Nagelgrößen miteinander vergleichen zu können, wurden für jeden Knochen aus diesen Daten die jeweils niedrigsten Kräfte aus der proximalen und distalen Messung herangezogen, um die Kräfte beim Zusammenbrechen der Osteosynthese zu bestimmen.

Als zweite Zielgröße für die Bewertung und den Vergleich der maximal auftretenden Rotationsbelastung der mit Osteosynthese versorgten Knochen wurde daher die relative maximale Rotationsbelastung des mit dem Trilam-Nagel versehenen Knochen in Bezug zu seinem intakten Gegenstück nach folgender Formel ermittelt:

$$y_2 = \frac{\min(\text{proximale Rotationsbruchkraft}; \text{distale Rotationsbruchkraft})}{\text{Rotationsbruchkraft des kontralateralen intakten Knochens (Nm)}} \cdot 100 (\%)$$

4.3.3.2 Deskriptive Statistik und statistische Tests

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte im lokalen Rechnernetz der Arbeitsgruppe Biomathematik und Datenverarbeitung am Fachbereich Veterinärmedizin der JLU Gießen unter Verwendung des Statistikprogramm Pakets BMDP. Die Auswertung wurde in mehreren Schritten vorgenommen und war bei den Spezies Hund und Katze gleich.

Zur Datenbeschreibung der relativen Rotationsbelastung wurden - zunächst getrennt nach Knochen sowie proximalem und distalem Fragment als Kennwerte - der arithmetische Mittelwert, die Standardabweichung, der Median, das erste und dritte Quartil sowie Minimum und Maximum der Daten berechnet. Die gleichen Berechnungen erfolgten anschließend, für die einzelnen Knochen getrennt, nach der Nagelgröße. Die graphische Darstellung der Daten wurde in Form von Säulendiagrammen ausgeführt.

Da die Zielgrößen sowohl in Bezug auf die Verteilungsform als auch durch die Rechtszensierung nicht normalverteilt waren, wurde für den Vergleich der mittleren Rotationsbelastungen eine nicht-parametrische Auswertung vorgenommen. Die Auswahl der Testverfahren wurde durch den Versuchsplan bestimmt.

Der Vergleich zwischen proximalem und distalem Fragment erfolgte für beide Spezies und alle Knochen, unabhängig von der Nagelgröße, mit dem Wilcoxon-Test für Paardifferenzen (Programm BMDP3D), während die Rotationsstabilität bis zum Zusammenbruch der Osteosynthese zwischen den drei untersuchten Knochen mit dem Friedman-Test (BMDP3S) ermittelt wurde. Bezüglich des Vergleichs der zum Einsatz gebrachten Nagelgrößen wurden wegen der unabhängigen Datenstruktur bei zwei Nagelgrößen der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test (BMDP3D) und bei drei Nagelgrößen der Kruskal-Wallis-Test (BMDP3S) angewendet.

Bei der Bewertung der statistischen Signifikanzen wurde das Signifikanzniveau $p = 0,05$ zugrunde gelegt, d.h. Ergebnisse mit $p < 0,05$ wurden als statistisch signifikant angesehen. Zusätzlich wurde, wenn möglich, der exakte p-Wert angegeben.

5. Untersuchungsergebnisse

5.1 Hund

5.1.1 Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen

5.1.1.1 Humerus

Tier-Nr.	Humerus intakt in Nm	Nagelgröße	Fragment proximal in Nm	Fragment distal in Nm
1	*	*	*	*
2	5.8	4	1.08	2.79
3	8.7	4	0.74	1.21
4	9.9	4	1.42	1.00
5	7.6	4	0.95	0.53
6	12.5	4	0.84	1.25
7	5.6	4	1.10	2.79
8	8.3	4	1.33	1.68
9	6.9	4	0.89	1.65
10	9.0	4	2.01	2.79
11	6.4	4	0.75	2.79
12	4.9	4	0.86	1.20
13	9.7	4	1.30	2.79
14	6.5	4	1.64	1.68
15	6.8	5	1.70	0.67
16	6.8	5	1.58	2.76
17	15.8	5	1.62	1.03
18	8.3	5	1.82	1.26
19	13.7	5	1.85	0.72
20	12.7	5	0.96	1.12
21	13.3	5	1.80	3.64
22	10.8	5	0.92	1.23
23	*	*	*	*
24	7.1	5	1.06	2.11
25	9.4	5	1.89	1.76
26	13.6	5	1.95	3.40
27	12.8	5	1.27	0.91
28	*	*	*	*
29	11.4	5	1.70	1.84
30	8.7	5	1.08	2.01
31	11.2	6	2.70	2.86
32	8.4	6	3.33	4.37
33	12.3	6	3.41	1.19
34	6.6	6	4.37	3.07
35	4.9	6	2.26	2.52
36	9.6	6	2.89	2.41
37	7.5	6	2.61	4.37
38	5.6	6	2.70	3.02
39	11.6	6	3.85	2.93
40	8.1	6	3.75	3.68
41	7.3	6	2.31	2.94
42	*	*	*	*
43	*	*	*	*
44	10.1	6	3.71	3.90
45	9.4	6	3.46	2.93

Tab. 2: Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen in Nm (Newtonmeter)

5.1.1.2 Femur

Tier-Nr.	Femur intakt in Nm	Nagelgröße	Fragment proximal in Nm	Fragment distal in Nm
1	6.2	6	2.64	1.12
2	4.3	4	2.79	1.09
3	3.9	5	1.18	0.67
4	8.6	5	2.23	0.46
5	5.1	5	1.59	0.73
6	5.6	4	1.16	0.87
7	6.4	5	3.64	1.32
8	6.7	4	1.14	0.95
9	9.1	5	2.61	0.98
10	5.9	4	1.19	1.32
11	8.0	4	1.60	0.99
12	8.2	5	1.38	1.01
13	3.9	4	2.79	1.84
14	5.6	5	0.90	1.39
15	7.8	4	1.52	0.96
16	8.1	5	1.98	0.86
17	6.9	6	1.31	0.96
18	6.2	4	0.72	0.74
19	7.4	6	4.37	1.81
20	7.9	5	1.43	0.98
21	6.1	5	0.82	1.33
22	4.4	4	0.96	2.79
23	4.5	5	1.29	0.65
24	6.3	6	0.98	0.92
25	7.6	5	0.95	0.82
26	7.9	6	2.50	2.21
27	*	*	*	*
28	*	*	*	*
29	9.8	4	1.45	1.23
30	3.1	4	1.41	0.92
31	5.8	6	1.50	1.59
32	5.4	6	2.53	1.83
33	*	*	*	*
34	8.2	6	2.18	1.65
35	11.4	6	3.20	2.43
36	7.6	6	1.02	0.85
37	*	*	*	*
38	6.8	6	1.09	1.27
39	*	*	*	*
40	*	*	*	*
41	5.3	6	4.37	0.99
42	*	*	*	*
43	*	*	*	*
44	5.3	5	0.71	1.24
45	6.5	4	0.78	0.84
46	*	*	*	*
47	8.6	6	1.98	1.72

Tab. 3: Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen in Nm (Newtonmeter)

5.1.1.3 Tibia

Tier-Nr.	Tibia intakt	Nagelgröße	Fragment proximal	Fragment distal
1	8.2	4	1.98	1.40
2	5.3	5	1.09	3.64
3	6.8	4	1.03	1.41
4	*	*	*	*
5	7.4	4	1.92	2.79
6	*	*	*	*
7	5.6	4	0.70	0.66
8	*	*	*	*
9	*	*	*	*
10	5.0	5	1.50	1.24
11	*	*	*	*
12	6.1	5	1.83	2.29
13	*	*	*	*
14	6.2	4	1.43	1.87
15	5.8	4	2.79	1.08
16	7.3	4	1.72	2.79
17	6.7	4	1.68	1.08
18	5.2	4	1.09	1.77
19	8.6	4	1.82	0.95
20	6.6	5	2.47	3.42
21	8.9	6	2.60	2.92
22	9.3	4	1.93	1.24
23	7.4	5	1.95	3.64
24	8.0	4	2.42	2.79
25	4.7	6	0.94	4.37
26	5.6	5	2.89	3.64
27	8.2	6	3.42	2.48
28	6.3	5	1.80	3.64
29	*	*	*	*
30	7.2	5	3.64	1.47
31	8.1	5	3.64	1.09
32	6.7	6	4.37	2.67
33	10.2	4	1.66	1.48
34	16.0	4	1.85	1.27
35	5.8	6	2.42	1.85
36	12.6	6	3.05	4.37
37	4.9	5	1.46	3.64
38	3.5	6	0.76	0.84
39	10.0	6	2.99	2.65
40	6.2	6	4.37	2.09
41	*	*	*	*
42	6.8	6	1.81	0.92
43	9.2	6	1.83	4.37
44	7.8	5	1.97	2.01
45	5.2	5	2.08	1.01
46	6.8	6	4.37	1.55
47	7.3	6	1.80	0.95

Tab. 4: Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen in Nm (Newtonmeter)

* Diese Tiere sind nicht in der Untersuchung aufgeführt. Entweder, weil deren Knochen nicht den hier gewählten Nagelgrößen entsprachen oder weil es implantationsbedingt zur Zersprengung des Knochens kam.

5.1.2 Relative Rotationsstabilität der Knochentypen unabhängig von der Nagelgröße

Proximal der Fraktur betrug die mittlere Rotationsstabilität für den Humerus $22,78 \pm 13,41\%$, für den Femur $28,58 \pm 17,78\%$ und für die Tibia $31,10 \pm 14,33\%$. Zwischen den drei Knochentypen bestanden hinsichtlich der Rotationsstabilität keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Distal der Frakturstelle ergab sich am Femur mit $19,71 \pm 10,60\%$ eine statistisch signifikant geringere Rotationsstabilität als für die Tibia mit $(32,25 \pm 19,08\%)$ ($p= 0,016$). Die Rotationsstabilität des Humerus nahm mit $27,12 \pm 15,37\%$ eine Mittelstellung ein, ohne sich statistisch signifikant von den beiden übrigen Knochentypen zu unterscheiden (Abb. 30, Tab. 5).

Bezüglich der minimalen Rotationsbruchkraft ergaben sich keine statistisch signifikanten Differenzen zwischen den drei getesteten Knochen (Tab.6).

proximale Fragment	n	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
Humerus	40	22,78	13,41	19,13	6,72	66,21
Femur	38	28,58	17,78	22,42	11,61	82,45
Tibia	39	31,1	14,33	26,35	11,56	70,48
distales Fragment	n	MW	SD	MED	MIN	MAX
Humerus	40	27,12	15,37	25,18	5,26	85,27
Femur	38	19,71	10,6	17,62	5,35	63,41
Tibia	39	32,25	19,08	30,16	7,94	92,95

Tab. 5: Rotationsstabilität (%) in Abhängigkeit vom Knochentyp, statistisch keine Signifikanz

minimale Rotationsbruchkraft	n	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
Humerus	40	20,15	12,52	15,6	5,26	48,21
Femur	38	17,7	7,82	15,07	5,35	47,18
Tibia	39	23,17	8,84	22,79	7,94	51,61

Tab. 6: Minimale Rotationsbruchkraft (%) in Abhängigkeit vom Knochentyp, statistisch keine Signifikanz

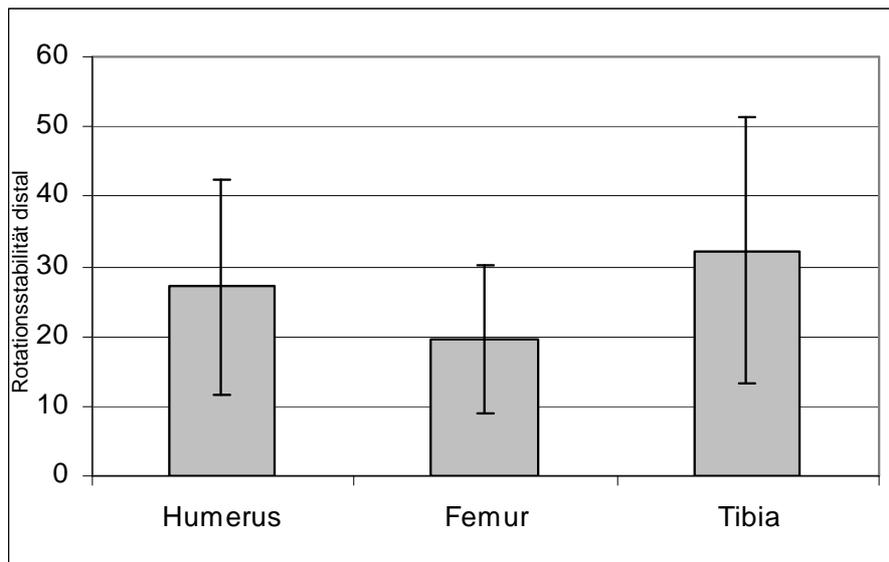


Abb. 28. Rotationsstabilität (%) in Abhängigkeit vom Knochentyp, statistisch keine Signifikanz

5.1.3 Rotationsstabilität in Abhängigkeit von Knochentyp und Nagelgröße

5.1.3.1 Humerus

Bei der Auswertung der Humerus-Osteosynthesen am Hunde zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Nagelgrößen. Sowohl distal als auch proximal der Frakturstelle war die Rotationsstabilität nach Verwendung der Nagelgröße 6 mit $38,58 \pm 11,07$ % bzw. $38,71 \pm 14,44$ % jeweils signifikant größer als bei den Nagelgrößen vier und fünf ($p=0,019$). Die Nagelgröße 4 wies eine Rotationsstabilität im distalen Fragment von $25,90 \pm 14,30$ % und im proximalen Fragment von $15,35 \pm 5,28$ % auf. Bei der Nagelgröße 5 wurde im distalen Fragment eine Rotationsstabilität von $17,48 \pm 10,47$ % und im proximalen Fragment von $15,01 \pm 5,54$ % erzielt (Tab.7). Auch bezüglich der minimalen Rotationsbruchkraft zeigte sich die Nagelgröße 6 stabiler als die beiden kleineren Größen. Die Kraft, die zum Bruch der Osteosynthese führte, betrug 34,19% verglichen mit 14,59% und 12,29% für die Größen 4 und 5 (Abb.31,Tab. 8).

Humerus	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
proximales Fragment	13	4	15,35	5,28	14,34	6,72	25,23
	14	5	15,01	5,54	13,90	7,56	25,00
	13	6	38,58	11,07	36,37	24,11	66,28
distales Fragment	13	4	25,90	14,30	24,49	6,97	49,82
	14	5	17,48	10,47	15,66	5,26	40,59
	13	6	38,71	14,44	40,27	9,67	58,27

Tab. 7: Rotationsstabilität (%) in Abhängigkeit vom Knochentyp und Nagelgröße, p=0,019

Humerus	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
	13	4	14,59	5,88	13,40	6,72	25,23
	14	5	12,29	5,12	12,97	5,26	23,23
	13	6	34,19	11,30	34,80	9,67	48,21

Tab. 8: Minimale Rotationsbruchkraft in % in Abhängigkeit von der Nagelgröße

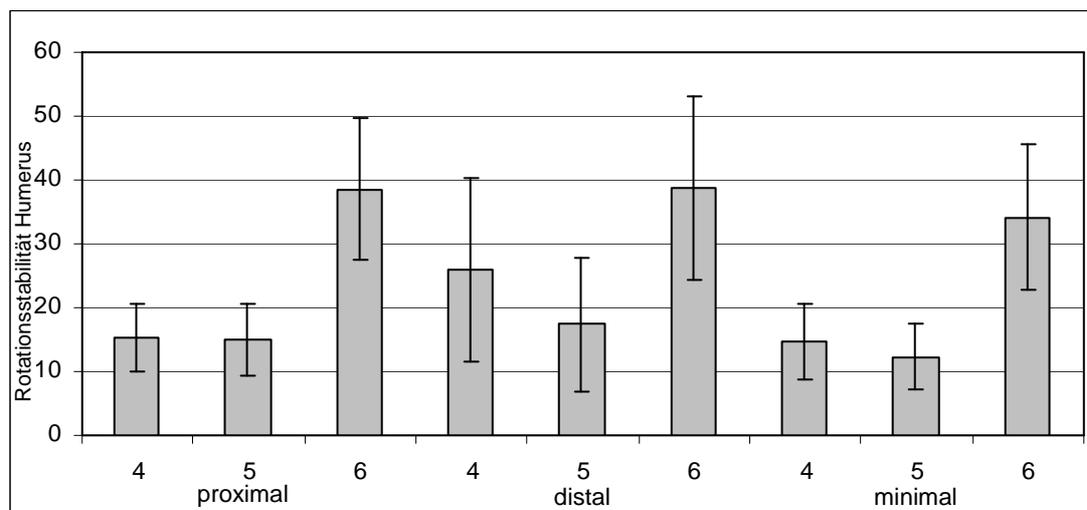


Abb. 29. Rotationsstabilität am Humerus (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße

5.1.3.2 Femur

Am Femur der Hundes ergaben sich bezüglich der Rotationsstabilität proximal und distal der Frakturstelle keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den drei verwendeten Nagelgrößen (Tab.9). Die minimale Rotationsbruchkraft fiel jedoch bei der Nagelgröße 5 im Vergleich mit den beiden übrigen Nagelgrößen statistisch signi-

fikant geringer aus ($p=0,031$). Sie betrug hier 13,20%, während für die Größe 4 19,56% und für die Größe 6 20,47% ermittelt wurden (Tab.10, Abb. 32)

Femur	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
proximales Fragment	13	4	28,29	20,60	20,08	11,61	71,54
	14	5	24,34	11,98	24,44	12,50	65,88
	13	6	33,09	19,99	26,59	13,42	82,45
distales Fragment	13	4	23,32	16,40	14,86	11,94	63,41
	14	5	15,29	5,86	14,31	5,35	24,82
	13	6	20,79	6,29	20,00	11,18	33,89

Tab. 9: Rotationsstabilität des Femur (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

Femur	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
	13	4	19,56	10,54	14,85	11,61	47,18
	14	5	13,21	3,69	13,40	5,35	20,63
	13	6	20,47	6,29	20,00	11,18	33,89

Tab. 10: Minimale Rotationsbruchkraft (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, $p=0,031$

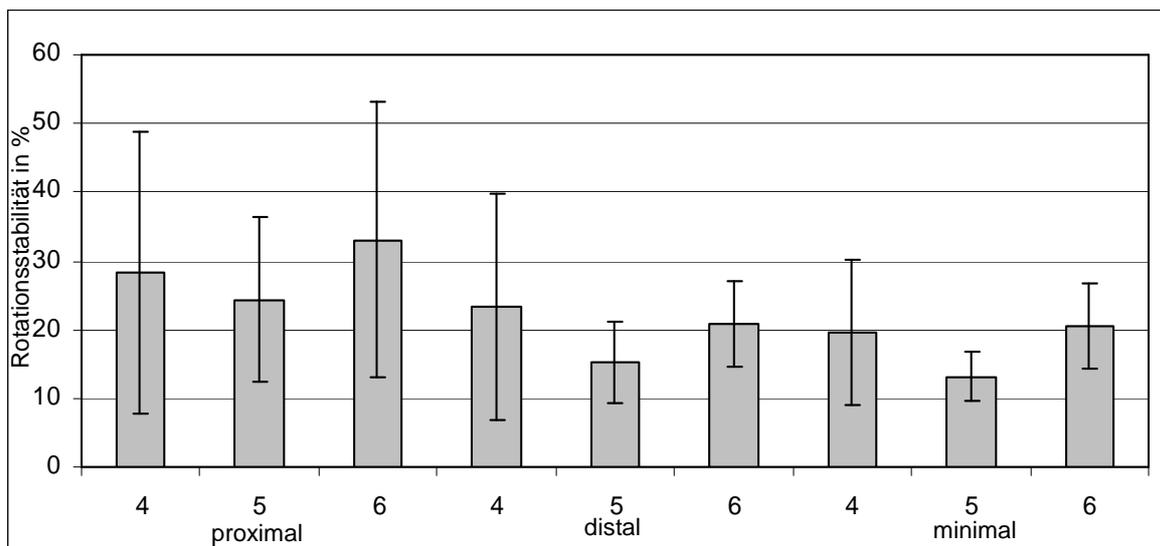


Abb. 30. Rotationsstabilität des Femur (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße

5.1.3.3 Tibia

Bei den 3 Parametern proximale, distale (Tab.11) und minimale Rotationsbruchkraft (Tab.12) zeigten sich jeweils statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Nagelgrößen 4 und 6 ($p=0,032$) beziehungsweise 5 und 6 ($p=0,024$). Die proximale Rotationsbruchkraft der Nagelgröße 6 war im Vergleich mit den Größen 4 und 5 größer. Hinsichtlich der distalen und der minimalen Rotationsbruchkraft war die Nagelgröße 5 den beiden übrigen Nagelgrößen überlegen.

Tibia	n	Nagelgröße	\bar{x}	S	\tilde{x}	MIN	MAX
proximales Fragment	13	4	22,75	9,01	22,11	11,56	48,10
	14	5	34,59	10,19	32,29	20,57	51,61
	13	6	36,89	18,38	29,21	19,89	70,48
distales Fragment	13	4	21,87	10,78	17,85	7,94	38,21
	14	5	42,35	21,42	39,94	13,64	74,29
	13	6	34,12	20,11	31,90	13,01	92,98

Tab. 11: Rotationsstabilität der Tibia (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße

Tibia	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
	13	4	17,81	6,28	16,59	7,94	30,25
	14	5	27,31	9,84	25,80	13,46	51,61
	13	6	25,12	7,82	24,20	13,01	39,85

Tab. 12: Minimale Rotationsbruchkraft (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße

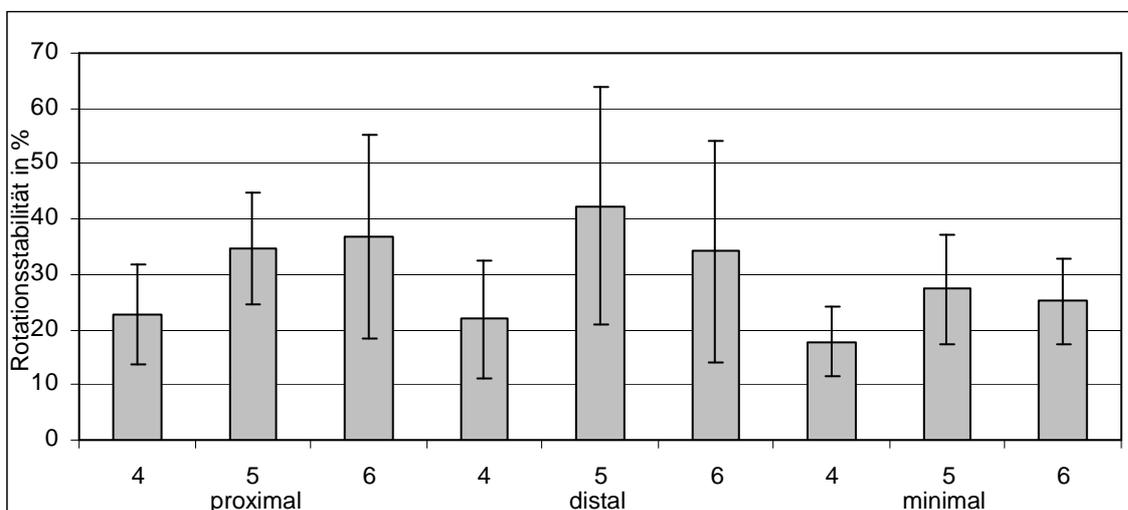


Abb. 31. Rotationsstabilität der Tibia (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße

5.2 Katze

5.2.1 Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen

5.2.1.1 Katze Humerus

	Tiernr.	Humerus intakt in Nm	Nagelgröße	Fragment proximal in Nm	Fragment distal in Nm
1	2	2.4	4	1.46	2.57
2	5	4.3	4	1.82	2.95
3	6	4.7	4	1.11	2.57
4	11	4.3	4	1.03	2.57
5	12	2.6	4	1.02	2.57
6	16	3.0	4	0.88	2.57
7	19	2.5	4	0.94	1.76
8	21	3.9	4	1.65	2.57
9	22	2.8	4	1.81	2.57
10	24	3.4	4	1.27	0.95
11	28	4.5	4	0.82	2.57
12	33	5.0	4	1.23	1.79
13	1	4.3	5	0.62	3.19
14	3	2.0	5	0.74	0.85
15	4	3.5	5	1.87	1.21
16	8	4.4	5	0.73	0.86
17	9	3.9	5	1.05	2.04
18	10	3.5	5	0.90	1.27
19	14	4.2	5	3.19	0.92
20	15	4.7	5	1.02	0.80
21	17	2.6	5	1.32	1.25
22	18	5.9	5	0.95	1.36
23	20	5.5	5	0.89	1.25
24	23	4.2	5	0.96	0.82
25	26	3.9	5	1.01	2.81
26	27	2.6	5	0.66	0.89
27	29	2.0	5	1.02	0.63
28	7	*	*	*	*
29	25	*	*	*	*
30	32	*	*	*	*
31	30	*	*	*	*
32	34	*	*	*	*
33	35	*	*	*	*

Tab.13: Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen in Nm (Newtonmeter)

5.2.1.2 Katze Femur

	Tiernr.	Femur intakt	Nagelgröße	Fragment proximal	Fragment distal
1	2	2.6	5	1.47	0.60
2	5	3.9	5	1.21	0.72
3	6	*	*	*	*
4	11	4.3	5	2.61	0.64
5	12	4.8	5	1.62	0.75
6	16	4.6	5	1.23	0.88
7	19	3.9	5	1.13	3.19
8	21	4.6	5	1.45	0.87
9	22	2.8	5	3.19	1.01
10	24	4.9	5	1.38	1.22
11	28	5.1	5	1.22	0.94
12	33	*	*	*	*
13	1	6.4	6	1.65	0.48
14	3	*	*	*	*
15	4	3.1	5	1.55	0.69
16	8	6.4	6	0.98	0.54
17	9	2.2	6	1.34	0.54
18	10	3.0	6	1.17	1.11
19	14	6.4	6	1.33	0.77
20	15	*	*	*	*
21	17	*	*	*	*
22	18	5.1	6	1.62	1.02
23	20	*		*	*
24	23	5.6	6	1.50	1.35
25	26	*	*	*	*
26	27	3.1	6	0.87	1.24
27	29	2.4	6	0.69	1.11
28	7	2.2	5	1.34	0.67
29	25	2.9	6	1.36	0.95
30	32	5.2	6	1.42	0.96

Tab. 14: Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen in Nm (Newtonmeter)

5.2.1.3 Katze Tibia

Tier-Nr.	Femur intakt	Nagelgröße	Fragment proximal	Fragment distal
1	3.0	4	1.76	1.37
2	*	*	*	*
3	4.4	4	1.27	1.06
4	*	*	*	*
5	4.6	4	1.24	0.85
6	3.2	4	1.50	1.02
7	4.2	4	0.99	1.26
8	6.2	4	1.46	1.51
9	3.4	4	1.38	1.35
10	5.0	4	1.20	1.60
11	*	*	*	*
12	*	*	*	*
13	4.5	5	1.14	3.19
14	1.2	4	0.41	0.55
15	5.0	4	1.66	1.15
16	3.8	5	1.21	1.19
17	7.0	4	1.12	0.47
18	2.7	5	1.06	1.13
19	*	*	*	*
20	*	*	*	*
21	4.2	5	1.00	3.19
22	6.2	5	1.84	1.58
23	*	*	*	*
24	2.5	5	1.26	0.91
25	4.6	4	1.13	0.79
26	3.8	5	0.75	3.19
27	2.7	5	1.42	0.68
28	5.0	4	1.65	0.84
29	3.9	5	1.21	0.98
30	*	*	*	*
31	1.9	5	3.19	0.75
32	4.6	5	0.83	1.25
33	3.3	5	1.37	1.86

Tab. 15: Absolute Ergebnisse der Rotationskraftmessungen in Nm (Newtonmeter)

5.2.2 Relative Rotationsstabilität der Knochentypen unabhängig von der Nagelgröße

Die Unterschiede der proximalen Rotationsstabilität an Humerus, Femur und Tibia waren statistisch nicht signifikant (Tab.16).

Die distale Rotationsstabilität bei der Katze war an den drei Knochen statistisch signifikant unterschiedlich, im post-hoc-Test ließen sich allerdings keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen jeweils zwei Knochen identifizieren (Tab.16).

Unterschiede in der Rotationsstabilität bis zum Zusammenbruch der Fraktur waren statistisch nicht signifikant nachweisbar. Für den Humerus wurden durchschnittlich $30,05 \pm 13,10\%$, für das Femur $22,29 \pm 7,98\%$ und für die Tibia $27,17 \pm 9,36\%$ ermittelt (Tab.17)

proximales Fragment	n	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
Humerus	27	34,22	16,39	16,92	14,41	75,95
Femur	23	39,02	21,22	39,02	15,31	113,92
Tibia	25	37,81	29,27	31,02	16,00	167,89
distales Fragment	N	MW	SD	MED	MIN	MAX
Humerus	27	50,85	26,21	48,08	17,02	107,09
Femur	23	25,87	15,69	22,25	7,50	81,79
Tibia	25	35,79	18,96	31,32	6,71	38,95

Tab. 16: Rotationsstabilität (%) in Abhängigkeit vom Knochentyp, statistisch keine Signifikanz

minimale Rotationsbruchkraft	n	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
Humerus	27	30,05	13,10	25,89	14,41	64,64
Femur	23	22,29	7,98	22,25	7,50	37,00
Tibia	25	27,17	9,36	25,13	6,71	45,67

Tab. 17: Minimale Rotationsbruchkraft in Abhängigkeit vom Knochentyp, statistisch keine Signifikanz

5.2.3 Rotationsstabilität in Abhängigkeit von Knochentyp und Nagelgröße

5.2.3.1 Humerus

Am Humerus der Katze wurden die Nagelgrößen 4 und 5 verwendet. Proximal der Bruchstelle zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Nagelgrößen. Sowohl die distale als auch die minimale Rotationsbruchkraft waren bei der Nagelgröße 4 jeweils höher als bei der Nagelgröße 5. Distal wurde für die Nagelgröße 4 ein Wert von $68,63 \pm 24,06\%$ ermittelt, während es für die Nagelgröße 5 lediglich $36,63 \pm 18,27\%$ waren (Tab.18, Abb.34).

Die mittlere Kraft, die zum Zusammenbruch der Osteosynthese führte, betrug für die Nagelgröße 4 $36,22 \pm 14,71\%$, für die Nagelgröße 5 $25,12 \pm 9,48\%$ (Tab.19, Abb.34).

Humerus	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
proximales Fragment	12	4	37,00	14,48	37,48	18,22	64,64
	15	5	31,99	17,96	25,71	14,41	75,95
distales Fragment	12	4	68,63	24,06	67,25	27,94	107,08
	15	5	36,63	18,27	34,20	17,02	74,18

Tab. 18: Rotationsstabilität des Humerus (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

Humerus	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
	12	4	36,22	14,71	33,47	18,22	64,64
	15	5	25,12	9,48	25,38	14,41	48,07

Tab. 19: Minimale Rotationsbruchkraft (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

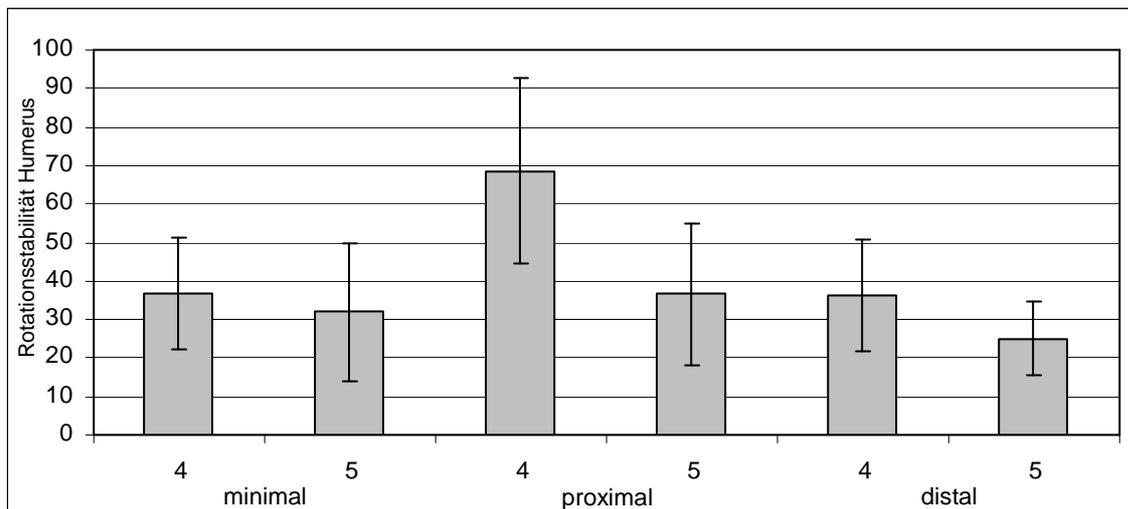


Abb. 32. Rotationsstabilität am Humerus (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

5.2.3.2 Femur

Am Femur ließen sich weder am proximalen noch am distalen Fragment statistisch signifikante Unterschiede feststellen (Tab. 20, $p > 0,005$). Auch bei der minimalen Rotationsstabilität konnten keine statistisch signifikante Unterschiede zwischen den hier verwendeten Nagelgrößen 5 und 6 nachgewiesen werden (Tab. 20, $p > 0,005$).

Femur	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
proximales Fragment	12	5	45,51	25,63	32,63	23,92	113,93
	11	6	31,94	17,74	28,06	15,31	60,90
distales Fragment	12	5	26,99	18,31	20,69	14,88	81,79
	11	6	24,64	13,02	24,10	7,50	46,25

Tab. 20: Rotationsstabilität des Femur (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

Femur	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
	12	5	22,59	6,45	20,69	14,88	36,07
	11	6	21,69	9,71	24,10	7,50	37,00

Tab. 21: Minimale Rotationsbruchkraft (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

5.2.3.3 Tibia

Die distale Rotationsstabilität war bei Nagelgröße 5 signifikant höher als bei Nagelgröße 4 ($p = 0,026$). Sie betrug für die Nagelgröße 5 $44,93 \pm 21,45\%$, für die Nagelgröße 4 $27,36 \pm 11,67\%$ (Tab.22, Abb.35).

Im proximalen Fragment sowie bei der Bestimmung der minimalen Rotationsbruchkraft wurde zwischen den Nagelgrößen 4 und 5 keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt (Tab.22 u. 23, Abb.35).

Tibia	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
proximales Fragment	13	4	31,84	11,42	28,86	16,00	58,67
	12	5	44,26	40,49	31,43	18,04	167,89
distales Fragment	13	4	27,36	11,67	24,35	6,71	45,83
	12	5	44,93	21,45	37,93	25,13	83,95

Tab. 22 :Rotationsstabilität der Tibia (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

Tibia	n	Nagelgröße	\bar{x}	s	\tilde{x}	MIN	MAX
	13	4	25,29	10,36	23,57	6,71	45,67
	12	5	29,22	8,08	25,40	18,04	41,51

Tab. 23: Minimale Rotationsbruchkraft (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

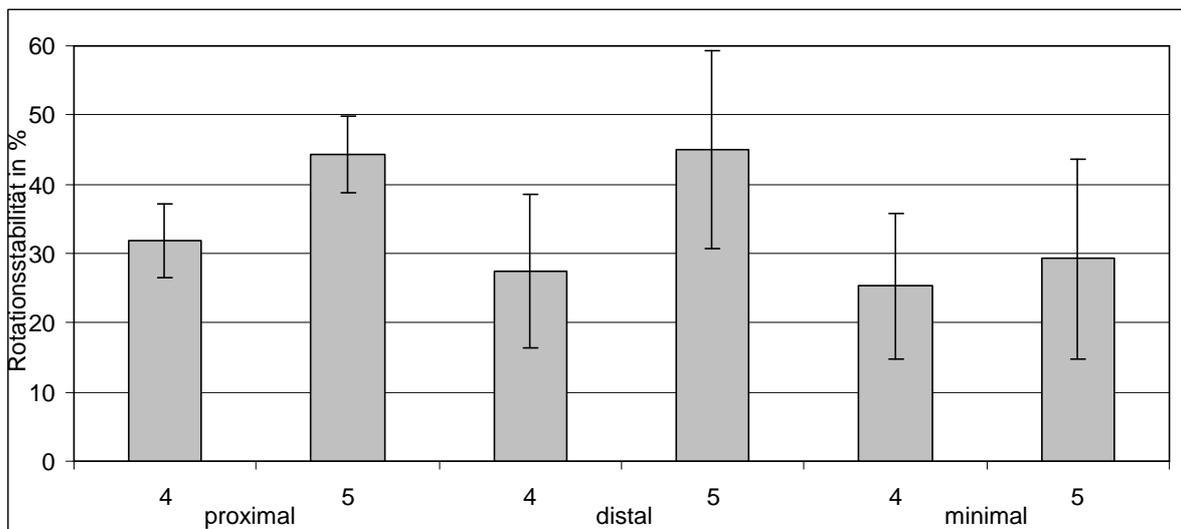


Abb. 33: Rotationsstabilität der Tibia (%) in Abhängigkeit von der Nagelgröße, statistisch keine Signifikanz

6. Diskussion der Methodik

6.1 Methode

6.1.1 Tiermodell

Für die vorliegenden Untersuchungen wurden ausschließlich adulte, auch sehr alte Individuen ausgewählt und keine Unterteilung in männlich oder weiblich vorgenommen. Wir gingen davon aus, dass aufgrund von Alterserscheinungen entstandene Steifigkeitseinbußen alle Röhrenknochen desselben Tieres gleichermaßen betreffen. Die prozentuale Berechnung der Rotationsstabilitäten ermöglicht ihren Vergleich bei verschiedenen Tieren.

Als Bezugspunkt für die Messungen der Rotationsstabilität wurde der jeweils kontralaterale Röhrenknochen des selben Tieres gewählt. Diese Methodik hat sich in zahlreichen Studien als geeignet erwiesen (MALONEY ET AL. 1989; MILLER ET AL. 1993; MAHOMED ET AL. 1994; MARTIN ET AL. 1996; SEDLACEK ET AL. 1997).

6.1.2 Operationsmodell

Der von mir angewendete Versuchsaufbau richtete sich weitgehend nach der Anleitung des Entwicklers dieser Technik (HACH 1999a; HACH 1999b; HACH 2000a; HACH 2000b). Die Knochen wurden unter aseptischen Bedingungen entnommen und außerhalb des Tierkörpers mit dem Trilam-Nagel versorgt. Alle Nägel waren steril, um mögliche bakterielle Ausbreitungen während der Lagerung zu vermeiden. Die Röntgenkontrollen dienten zum Beweis der ordentlich durchgeführten Operation.

6.1.3 Lagerung des Untersuchungsguts

Augrund der räumlichen Trennung von Probenentnahme und biomechanischer Versuchsdurchführung musste eine Zwischenlagerung der entnommenen Knochen erfolgen. Aus der Literatur ergaben sich dazu folgende Feststellungen:

Die maximale Rotationsbelastung war bei eingefrorenen und wieder aufgetauten Röhrenknochen des Hundes mit durchschnittlich 4% bis 6% geringer als die frischer Knochen (STROMBERG AND DALEN 1976).

Die biomechanischen Eigenschaften von zu Versuchszwecken gelagerten Knochen wurden durch das Verfahren des Tiefgefrierens bei -20°C mit Ausnahme minimaler Abweichungen kaum verändert (PELKER ET AL. 1984).

Das Tiefgefrieren von Rattenknochen bei -20°C , -70°C und -196°C beeinträchtigte die Torsionsfestigkeit der langen Röhrenknochen nicht nennenswert. Die Gefrier-trocknung mit flüssigem Stickstoff führte dagegen aufgrund der Entstehung von Haarrissen zur Beeinträchtigung der Torsionsstabilität (PELKER ET AL. 1984).

Autoklavierte Röhrenknochen von Hasen zeigten in Abhängigkeit von der Höhe und Dauer der Temperatur erhebliche Verluste ihrer Torsionsfestigkeit. Die geringste Festigkeit zeigten die Knochen bei der Autoklavierung mit 110°C für 255 Minuten. Sie hatten eine um 25% verminderte Rotationsfestigkeit. Dagegen zeigten die bei 131°C für 2 Minuten autoklavierten Knochen nur eine neunprozentige Abnahme (KOHLENER ET AL. 1986).

Signifikante strukturelle Unterschiede zwischen aseptisch gesammelten kortikalen Hundeknochen mit einer Lagerzeit von 16 und 32 Wochen und einer Lagerungstemperatur von minus 20°C konnten im Gegensatz zu frischen Knochen nicht festgestellt werden (ROE AND PIJANOWSKI 1988).

Röhrenknochen von Katzen zeigten durch Einfrieren bei -20°C und Lagerung von 21 Tagen keine Veränderungen bezüglich ihrer Torsions- und Biegeeigenschaften. Lagerung in 10%igem Formalin über den gleichen Zeitraum führte dagegen zu einem 50%igem Verlust der Energieabsorption des Knochens und erhöhte seine Sprödigkeit (GOH ET AL. 1989).

Ein 10%iger Abfall der Steifigkeit innerhalb der ersten 24 Stunden post mortem war bei trabekelhaltigen, menschlichen Knochen festzustellen. Lagerung in Ethanol oder Einfrieren änderte die Steifigkeit nicht, ebenso mehrmaliges Auftauen und Einfrieren mit dazwischen stattfindenden Steifigkeitsüberprüfungen (LINDE AND SORENSEN 1993).

In Plastiktüten verpackte und bei -20°C eingefroren e Röhrenknochen des Hundes zeigten im Gegensatz zu in Kochsalzlösung bei -20°C eingefrorenen Röhrenknochen eine geringgradig vermehrte Zerbrechlichkeit und Sprödigkeit (GRIFFON 1995).

Die Kraft, die zum Ausziehen eines Osteosynthesenagels aus Hundefemura erforderlich ist, wurde durch die Dauer und die Temperatur des Einfrierens der Knochen nicht bemerkenswert beeinflusst (HUSS ET AL. 1995).

Die Lagerung von weichteilfreien Hundefemora in flüssigem Stickstoff bei -70°C zeigte keine signifikanten Auswirkungen auf die Torsionseigenschaften des Knochens. Die Lagerung bei -150°C führte beim Auftauen ab einer Temperatur von etwa -42°C zu Haarrissen. Dadurch entstand bezüglich der Rotation ein Steifigkeitsverlust von 48 %. Dies könnte durch Rekristallisation von Flüssigkeit oder Wasserkristallen innerhalb des Markraumes hervorgerufen worden sein. Wurde die Markhöhle druckentlastet oder ausgewaschen, kam es nicht zur Ausbildung von Haarrissen (PEREIRA ET AL. 1999).

Gemäß der Literatur ist demnach nicht anzunehmen, dass die in der vorliegenden Studie gewählte Lagerung die Knochenstabilität beeinträchtigt hat. Da sowohl die linken als auch die rechten Knochen tiefgefroren wurden, konnten Veränderungen gleichzeitig an beiden Knochen beurteilt bzw. ausgeschlossen werden. Die Befunde zeigen, dass potentielle beidseitige Abweichungen zu vernachlässigen sind.

6.1.4 Rotationsrichtung

Die Frage nach der Drehrichtung des fixierten Knochens zur Feststellung seines Torsionswiderstandes und seiner Steifigkeit haben NETZ und Mitarbeiter (1978) beantwortet. Demnach beeinflusst die Drehrichtung eines Knochens nicht signifikant seine auf Torsionsbelastung und Steifigkeit getesteten Eigenschaften.

6.1.5 Biomechanische Untersuchungsmethode

Der Versuchsaufbau entspricht weitgehend den in der Literatur für Materialprüfung angegebenen Richtlinien (GOODSHIP ET AL. 1985; HEITEMEYER ET AL. 1990; SEDLACEK ET AL. 1997), sowie den Richtlinien und Standards der Firmen Rotec-Medizintechnik und Peter Brehm Chirurgie Mechanik in Weisendorf bei Nürnberg.

6.1.6 Untersuchungstechnik

Es wurde die maximale Rotationsbelastung von Humerus, Femur und Tibia mit einem elektronischen Drehmoment- Schraubendreher bestimmt. Dabei erfolgten die Messungen jeweils an den gesunden Knochen der rechten Körperseite des verstorbenen oder euthanasierten Tieres sowie des frakturierten und mit dem Trilam-Nagel stabilisierten Knochens der kontralateralen Körperseite. Am intakten Knochen war von vornherein eine höhere Rotations-Belastbarkeit zu erwarten, deshalb wurde ein Messbereich von 2,9 bis 250 Nm gewählt. Für den genagelten Knochen reichte der Messbereich von 0, 35 bis 17 Nm aus. Auf diese Weise gelang es, die Bedingungen des genagelten Knochens mit denen des gesunden zu vergleichen. Am nativen Knochen erfolgte die Drehung an nur einem Knochenende, am operierten mussten beide Fragmente gegeneinander gedreht werden. Deshalb ergaben sich hier zwei Messwerte. Das Drehmoment wurde solange gesteigert, bis der intakte Knochen zerbrach bzw. die Osteosynthese des frakturierten Knochens ihren Halt verlor. Die Messwerte dieser Belastungsstufen wurden jeweils im Display des elektronischen Drehmoment-Schraubendrehers angezeigt. Sie sind in Tabelle 2-23 sowohl für die einzelnen Tierarten als auch für die verschiedenen Knochen mit den verwendeten Nagelgrößen zusammengestellt.

7. Diskussion der Ergebnisse

7.1 Biologische Osteosynthese

Bei Wildtieren findet ohne chirurgische Intervention keine zusätzliche Verletzung der eine Fraktur umgebenden Gewebe und Gefäße statt (HULSE AND HYMAN 1993). Der Weichteilmantel in der Umgebung des Bruches bleibt erhalten, und die Frakturfragmente sind nicht rigide stabilisiert. Auch bei der biologischen Osteosynthese besteht das Prinzip darin, die Durchblutung der Fragmente in ihrem ursprünglichen Zustand zu erhalten (BAUMGAERTEL ET AL. 1994). Die Schonung der Gefäße des intramedullären Raums ist ebenso wichtig, wie die des Weichteilmantels (ARON ET AL. 1995; JOHNSON ET AL. 1998; DURALL ET AL. 2004).

Die herkömmliche Osteosynthese strebt eine anatomische Reposition und rigide Fixierung der Fragmente an. Dazu ist in der Regel eine erhebliche Traumatisierung des Markinnenraums und der Weichteile erforderlich. Die Operationszeit wird verlängert, und die Infektionsgefährdung nimmt zu. Durch die Beeinträchtigung der Durchblutung infolge der chirurgischen Präparationen verzögert sich der Heilungsprozess (BAUMGAERTEL ET AL. 1994; JOHNSON 1998).

Die Hauptforderungen an die biologische Osteosynthese sind zum einen die weitestgehende Schonung der Gewebe im Frakturbereich. Durch den Eingriff dürfen keine zusätzlichen Weichteilschäden entstehen (ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; MATIS AND FORTERRE 1998; MEUTSTEGE 1998). Zum anderen sollte das Implantat eine sofortige Mobilisation des Patienten erlauben (JOHNSON ET AL. 1998). Für die biologische Osteosynthese hat demnach das „closed alignment“, also die Belassung des geschlossenen Weichteilmantels bei der Reposition und Stabilisierung der Fraktur größte Bedeutung (ARON ET AL. 1995; HARARI ET AL. 1996; JOHNSON ET AL. 1998). Dazu sind der intramedulläre Nagel, die externe Fixation und der Verriegelungsnagel geeignet (ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; JOHNSON ET AL. 1998).

Die Drahtcerclage und die Verplattung erfordern einen offenen Zugang zum Frakturbereich (ARON ET AL. 1995; HULSE ET AL. 1997; JOHNSON ET AL. 1998;

MEUTSTEGE 1998). Für die Fälle, in denen eine adäquate Fixierung der Fraktur bei geschlossenem Weichteilmantel nicht möglich ist, steht dem Chirurgen das Prinzip „open but do not touch“ (*OBDNT*) zur Verfügung (ARON ET AL. 1995; PALMER AND ARON 1996; ARON 1998). „OBDNT“ kann bei den meisten Fixationssystemen angewendet werden. Ausnahmen sind lediglich interfragmentär eingebrachte Schrauben oder Cerclagedrähte (ARON ET AL. 1995; HARARI ET AL. 1996; JOHNSON ET AL. 1996; ARON 1998). Das Ziel der „OBDNT“- Methode ist die Freilegung des Frakturspalts bei minimaler Traumatisierung der Weichteile (PALMER AND ARON 1996; ARON 1998). Der Chirurg berührt und entnimmt keine Knochenfragmente, es sei denn, sie hätten den Kontakt zum umliegenden Gewebe und damit zur Gefäßversorgung verloren (PERREN AND CORDEY 1980; PERREN 1991; ARON ET AL. 1995; JOHNSON ET AL. 1998).

7.2 Marknagelung

Bei der Marknagelung wird durch die innere Schienung der Bruchstücke eine belastungsstabile Osteosynthese erreicht. Anschließend ist der Patient sofort in der Lage zu gehen. Auf diese Weise wird sekundären Schäden des Unfalls vorgebeugt. Die Voraussetzungen für den Erfolg sind

1. Stabilität der inneren Schiene
2. Feste Vereinigung von Schiene und Knochen

Zu 1: Um die Mechanik des frakturierten Knochens zu ersetzen, muss der Marknagel mindestens die gleiche Festigkeit haben wie der Knochen (VASSEUR ET AL. 1984). Auch ein ausreichender Querschnitt des Nagels ist obligatorisch (KENWRIGHT ET AL. 1986).

Dazu führen VASSEUR und Mitarbeiter (1984) das folgende Beispiel an: Bezogen auf seine Biegestabilität hat der Oberarm eines 50jährigen Mannes eine Festigkeit von 1500 kg/cm. Ein im Querschnitt 5 mm messender Nagel hat ein maximales Biegemoment von 130 kg/cm, ein 10 mm dicker Nagel von 450 kg/cm. Erst ein Nagel mit 14 cm Durchmesser würde das maximale Biegemoment des Humerus erreichen. Ein doppelt so dicker Nagel hat demnach nicht die doppelte Festigkeit.

Zu 2: Die Verbindung von Knochen und Nagel muss so stabil sein, dass eine Rotation der Bruchstücke gegeneinander verhindert wird (GERBER ET AL. 1990). KÜNTSCHER entwickelte dafür 1968 das Prinzip der elastischen Verklebung, bei dem

der Marknagel eine Art Ringfeder darstellt. Beim Einschlagen in den aufgebohrten Markkanal wird der Querschnitt des Nagels verringert, dehnt sich aber später wieder aus und passt sich der Innenwand des Knochens elastisch an. Dieses Verfahren findet in der Humanmedizin routinemäßige Anwendung. In der Veterinärmedizin hat sich für eine entsprechende Indikation der runde STEINMANN-Nagel durchgesetzt (BAUMGAERTEL ET AL. 1994). Er erfordert im Gegensatz zum KÜNTSCHER-Nagel keine Aufbohrung der Markhöhle (BOONE ET AL. 1986). Ein Rundnagel widersteht den Biegungen in alle Richtungen, zeigt jedoch wenig Widerstand gegenüber Verkürzung oder Rotation im Frakturbereich (BRINKER ET AL. 1985). Immerhin muss der Druck auf die innere Kortikalis derart fest sein, dass mit Durchblutungsstörungen auf längeren Strecken zu rechnen ist.

Die Stabilität und der Rotationswiderstand des Rundnagels können durch verschiedene Maßnahmen verbessert werden. Dazu gehören die Anbringung von Fixateur externe oder Drahtcerclagen (BRINKER ET AL. 1984).

Der Trilam-Nagel erhebt den Anspruch, die Rotationsstabilität eines Rundnagels ohne Verriegelung zu garantieren. Es handelt sich um einen elastischen Stahlnagel mit drei in Längsrichtung verlaufende Lamellen. Die beiden Enden sind scharf angespitzt. Beim Einsatz kerben sich die Lamellen in die innere Kortikalis des Knochens ein. Dabei ist anzunehmen, dass der Druck auf die innere Kortikalis weitaus geringer ist als beim Rundnagel. Inwieweit die Rotation des Implantats tatsächlich verhindert wird, geht aus meinen Untersuchungen wie folgt hervor.

7.3 Interpretation der Untersuchungsergebnisse

7.3.1 Erste Untersuchungsserie: Rotationsstabilität unabhängig von der Nagelgröße

In der ersten Untersuchungsserie wurde die Rotationsstabilität in Abhängigkeit vom Knochentyp und unabhängig von der Größe des Trilam-Nagels ermittelt. Die mittlere Rotationsstabilität für den Humerus des Hundes betrug proximal der Fraktur 22,78%, für das Femur 28,58% und für die Tibia 31,10%. Distal der Frakturstelle wurde eine Rotationsstabilität von 27,12%, 19,71% bzw. 32,58% ermittelt. Hier ergab sich eine

statistische Signifikanz zwischen den distalen Fragmenten von Femur und Tibia von $p=0,016$ (Tab. 5, Abb. 30).

Eine Begründung dafür ergibt sich unter Einbeziehung der nachfolgenden Daten nicht. Vielleicht lässt sich die Operationstechnik für eine Erklärung heranziehen. Das Lumen der Tibia verjüngt sich im Gegensatz zum Lumen des Femur nach distal. Dies könnte die Ursache für die signifikant bessere Verklemmung des Trilam-Nagels im distalen Tibiafragment sein. Beim Einschlagen des Trilam-Nagels in das distale Tibiafragment fiel auf, dass es bei einigen Präparaten bereits frühzeitig zu einer Verklemmung des Nagels in der inneren Kortikalis kam, ohne dass er das distale Lumen vollständig ausfüllte. Beim Femur konnte der Nagel mit kräftigen Hammerschlägen durch das distale Fragment hindurch in das Kniegelenk geschlagen werden. Bei der Tibia hingegen führte das Einschlagen des Nagels in das distale Fragment auch unter erheblichem Kraftaufwand nicht zu einer Durchschlagung in das Sprunggelenk, sondern zu einer Sprengung der Tibia. Als Erklärung für die signifikant bessere Rotationsstabilität des Trilam-Nagels im distalen Tibia-Fragment kann die Lumenverjüngung herangezogen werden, die eine tiefe Einkerbung der Trilam-Nagellamellen ermöglicht. Die Kortikalis der distalen Tibia ist im Vergleich zu der des Femur deutlich dicker, so dass beim Einschlagen des Nagels ohne ein erhöhtes Risiko des Durchschlagens in das distal gelegene Gelenk mehr Kraft aufgewendet werden kann. Auch eine Zersprengung des Knochens ist nicht zu befürchten. Die individuelle Auswahl des Trilam-Nagels erfolgt entweder aufgrund des Vergleiches mit dem Röntgenbild oder, wenn sich der Nagel zu leicht oder zu schwer einschlagen lässt, nach dem Gefühl des Operateurs.

Bei der Katze lagen die entsprechenden Werte deutlich höher. Die mittlere Rotationsstabilität proximal der Frakturstelle betrug für den Humerus 34,22%, für den Femur 39,02% und für die Tibia 37,81%. Die Messungen an den distalen Fragmenten ergaben, im Gegensatz zum Hund, keine statistisch signifikanten Abweichungen (Tab. 16).

7.3.2 Zweite Untersuchungsserie: Bestimmung der minimalen Rotationsstabilität

Für den Chirurgen hat der Begriff der *minimalen Rotationsstabilität* eine grundsätzliche Bedeutung. Er bezeichnet den Wert, bei dem das stabile System zusammenbricht. Der Trilam-Nagel verliert den Halt in der inneren Kortikalis und der Knochen lässt sich um ihn drehen.

Die Werte beziehen sich zunächst auf das Femur des Hundes. Die minimale Rotationsstabilität erreichte bei den Nagelgrößen 4 und 6 Werte von 19,56% bzw. 20,47%. Bei der Nagelgröße 5 war der Messwert mit 13,21% geringer (Tabelle 10). Trotzdem lagen die Rotationsstabilitäten der verschiedenen Nagelgrößen nahe beieinander (Abb. 32), was den Vorstellungen über die Wirkungsweise der Trilam-Nagelung am ehesten entspricht.

DALLMANN und Mitarbeiter (1990) untersuchten die Rotationsstabilitäten verschiedener Osteosynthesemethoden am Femur des Hundes. Die gemessenen Werte wurden in der Originalarbeit in Nm angegeben und in Prozent der physiologischen Torsionssteifigkeit des intakten Femurs der gegenüberliegenden Seite umgerechnet. Damit war ein direkter Vergleich der Messwerte mit den eigenen Daten möglich.

Bei der Osteosynthese mit Neutralisationsplatten wurde ein Mittelwert von 33,8% der ursprünglichen Knochensteifigkeit erreicht. Unsere Werte liegen bei den Trilamnagelgrößen 4 bis 6 zwischen 13,21 und 20,47%. Demnach erreicht die Neutralisationsplatte eine höhere Torsionsstabilität als der Trilamnagel, jedoch ohne Berücksichtigung der Prinzipien der biologischen Osteosynthese (Tab.24).

Der solitäre Rundnagel erzielte eine mittlere Torsionsstabilität von 2,7%. Der Doppelnagel wurde in 3 verschiedenen Variationen angewandt, und zwar als Rundnagel, mit Zugang jeweils von proximal und von distal, bei retrograder Einbringung sowie als Rush-Pin, wobei Rotationsstabilitäten zwischen 1,6% und 2,2% des intakten Knochens gemessen wurden (Tab.24).

Die Bündelnagelung (3-7 Nägel) erzielte bei den Untersuchungen von DALLMANN und Mitarbeitern (1990) eine Rotationsstabilität von 3,9% (Tab.24).

Methoden	Rotationsstabilität (%)	Autoren
Neutralisationsplatte	33,8	Dallmann ET AL. (1990)
Einzelnagelung (Rundnagel)	2,7	
Doppelnagelung (retrograd proximal, Rundnägel)	1,6	
Doppelnagelung (retrograd distal, Rundnägel)	1,8	
Doppelnagelung (Rush pin, Rundnägel)	2,2	
Bündelnagelung (Rundnägel)	3,9	
Trilam Nagel 4 x 130 mm	19,56	Eigene Untersuchungen
Trilam Nagel 5 x 140 mm	13,21	
Trilam Nagel 6 x 150 mm	20,47	

Tab. 24: Vergleich der Rotationsstabilität verschiedener Methoden der Osteosynthese am Femur des Hundes

In der Literatur finden sich zur Torsionsstabilität nach Osteosynthese bei Hund und Katze keine Angaben über Untersuchungen an anderen Röhrenknochen. Wir haben in unser Programm außerdem das Femur und die Tibia der beiden Tierarten aufgenommen, um Daten für vergleichende Folgestudien vorzulegen.

Unsere Untersuchungen ergaben, dass beim Hund die größeren Knochen bei Verwendung größerer Trilam-Nägel bessere Ergebnisse zeigten, als kleinere Nägel am kleinen Knochen. Nur das Femur der Katze machte eine Ausnahme. Die Unterschiede waren aber manchmal nur gering ausgeprägt und statistisch nicht signifikant.

7.3.3 Dritte Untersuchungsserie: Bestimmung der Rotationsstabilität in den beiden Bruchfragmenten

In der dritten Untersuchungsserie wurde die relative Rotationsstabilität im proximalen und im distalen Bruchfragment unter Berücksichtigung verschiedener Nagelgrößen getrennt gemessen.

Die physiologische Form eines Röhrenknochens variiert von Tierart zu Tierart und auch von Individuum zu Individuum. Der Kontakt des in den Knochen eingebrachten Trilam-Nagels zur inneren Kortikalis variiert ebenfalls je nach Knochenstruktur und Knochenmorphologie. Es stellte sich die Frage, ob der Trilam-Nagel aufgrund dieser

Unterschiede im proximalen oder distalen Frakturfragment eine signifikant unterschiedliche Verklemmung bei den einzelnen Nagelgrößen erreicht.

Da der Trilam-Nagel nach Einbringung in den Humerus, das Femur und die Tibia die Kompakta des proximalen Knochenfragmentes durchbohrt, stellte sich auch hier die Frage, ob durch den zusätzlichen Kontakt eine höhere Rotationsstabilität im proximalen Fragment bestand.

Aus den vorliegenden Untersuchungen ergab sich, dass die Torsionsstabilität im proximalen und im distalen Bruchfragment keine tendentiellen Unterschiede aufweist.

8. Schlussbetrachtung und Ausblick

Die biomechanische Betrachtung des Heilungsverlaufs einer Fraktur stellt an die Osteosynthese besondere Anforderungen. Ziel muss die sofortige Mobilisierung des Patienten und die Schonung des Weichteilmantels der Fraktur für die Erhaltung optimaler Durchblutungsbedingungen sein. Bei den großen Röhrenknochen werden diese Bedingungen am besten durch die Marknagelung erfüllt. Als wesentliches Problem dieses Verfahrens gilt die Rotationsinstabilität. Die bisher in der Tiermedizin verwendeten Rundnägel boten dafür keine ausreichende Sicherheit. Bei der Bündelnagelung nach Hackethal gab es in vielen Fällen Komplikationen aufgrund ungenügender Stabilität. Beim Küntscher-Nagel muss für den Hund, wegen der großen Unterschiede in den Knochenlängen und Markraumdurchmessern auch innerhalb eines Knochens, eine große Auswahl an Nägeln bereitgehalten werden. In der Humanmedizin begegnet man dem Problem durch großräumiges Aufbohren des Markraumes. Dies ist in der Kleintiermedizin wegen der dünnen Kortikalis nicht möglich. Die Indikationen für eine stabile Küntscher-Nagelung sind damit sehr begrenzt. Literaturangaben über die Rotationsstabilität von Rundnägeln der verschiedenen Art ergaben lediglich Werte unter 4% der ursprünglichen Steifigkeit des intakten Knochens. Der Trilam-Nagel erzielt in dieser Hinsicht mit durchschnittlich 20% wesentlich bessere Ergebnisse. Die Leistungsfähigkeit der Neutralisationsplatte mit durchschnittlich 33,8% wird nicht erreicht, dafür bleibt aber das Prinzip der biologischen Osteosynthese gewahrt.

Unsere Messungen der Rotationsstabilitäten an den großen Röhrenknochen von Hund und Katze konnten die Überlegenheit des Trilam-Nagels gegenüber den herkömmlichen Techniken der Marknagelung zumindest am Femur belegen, erlauben aber auch entsprechende Rückschlüsse auf andere Knochen.

Mit einer Rotationsstabilität von durchschnittlich 20% ist der Trilam-Nagel gegenüber dem intakten Knochen vom Idealwert noch weit entfernt, er zeigt jedoch eine deutliche Verbesserung hinsichtlich seiner Rotationsstabilität zu den herkömmlichen Rundnägeln. In Messungen an insgesamt 47 Hunden und 33 Katzen wurden sehr konstante Ergebnisse erzielt, die die Eignung dieses Osteosyntheseverfahrens erkennen lassen.

Der einfache Umgang mit dem Instrumentarium, die leichte Erlernbarkeit des Verfahrens und die überschaubare Operationstechnik gelten dafür als Voraussetzungen. Dennoch bleibt die Methode Tierärzten vorbehalten, die in der Osteosynthese erfahren sind.

Die Indikationen für die Verwendung des Trilam-Nagels entsprechen denen der herkömmlichen Marknagelung. Am besten eignen sich Querfrakturen im mittleren Drittel der Diaphyse. Im gelenknahen Bereich der Metaphyse kann mit dem Trilam-Nagel keine ausreichende Rotationsstabilität erreicht werden.

Unter den Komplikationen der Marknagelung steht die Lockerung des Implantats an erster Stelle. Untersuchungen mit dem Trilam-Nagel liegen dazu nicht vor.

Die biomechanische Untersuchung neuer Osteosyntheseverfahren und Implantate ist von hohem klinischen Interesse. Die vorliegenden Untersuchungen belegen, dass der Trilam-Nagel als wichtige Bereicherung auf dem Wege zur biologischen Osteosynthese zu sehen ist.

9. Zusammenfassung

Das Ziel der operativen Frakturbehandlung ist die Fixierung der korrekt reponierten Fragmente. Dafür stehen die Platte, der Fixateur externe und die intramedullären Kraftträger zur Verfügung. Im Rahmen der „biologischen Osteosynthese“ sind außer der Stabilisierung der Bruchfragmente auch die natürlichen Gesetzmäßigkeiten der Knochenheilung zu berücksichtigen. Dazu müssen die Durchblutung der Fragmente in ihrem ursprünglichen Zustand erhalten und die Gefäße des intramedullären Raums weitgehend geschont werden. Diese Bedingungen wurden bisher weder durch den Verriegelungsnagel mit ausgedehnter Freilegung der Bruchstelle noch durch den Rundnagel mit Verklemmung im Markraum optimal erfüllt.

Der zweite wichtige Aspekt der Osteosynthese ist die Garantie der Rotationsstabilität. Sie wird bisher am besten durch den Verriegelungsnagel erreicht, bleibt aber bei den Rundnägeln problematisch.

Der Trilam-Nagel hat eine runde Grundform und drei in Längsrichtung verlaufende Lamellen, die sich beim Einschlagen in die Innenkortikalis des frakturierten Knochens einkerben. Um Rotationsstabilität zu erreichen, ist damit ein viel geringerer Druck auf die innere Kortikalis erforderlich als beim Rundnagel. Das wirkt sich hinsichtlich der Erhaltung einer optimalen Durchblutung der Kompakta vom Endost her günstig aus. Im Frakturbereich gewährleistet der Trilam-Nagel bei der Reposition und Stabilisierung der Fraktur den Erhalt des geschlossenen Weichteilmantels. Damit werden zusätzliche, operativ bedingte Gefäßverletzungen des Weichteilmantels um die Bruchstelle vermieden.

Das Ziel dieser Arbeit bestand in der Überprüfung der biomechanischen Eigenschaften des Trilam-Nagels bezüglich seiner Rotationsstabilität. Die Messungen wurden an separierten Leichenknochen von Hund und Katze vorgenommen. Humerus, Femur und Tibia jeweils der linken Körperhälfte wurden durchsägt, genagelt und dann den Rotationskräften einer speziellen Rotationsmaschine ausgesetzt, bis es zum Zusammenbruch der Osteosynthese kam. Die Messergebnisse ließen sich mittels der Gerätschaften der Firma Hauser aus Remscheid in der Maßeinheit *Nm* dokumentie-

ren. Die entsprechenden kontralateralen intakten Röhrenknochen des selben Tieres dienten zum Vergleich. Insgesamt wurden 47 Hunde und 33 Katzen untersucht.

Von der Entnahme des Knochens bis zur Durchführung des Versuches vergingen im Durchschnitt 4 Wochen. Die Aufbewahrung des Untersuchungsguts erfolgte nach den Empfehlungen der Literatur bei -25° Celsius.

Die *maximale* Belastungsstabilität entspricht der physiologischen Steifigkeit des intakten Knochens der rechten Körperseite des Tieres und wurde mit 100% definiert. Damit ließ sich die Belastungsstabilität vergleichen, bei der die Osteosynthese des genagelten Knochens zusammenbricht.

Als Orientierung dienten die von Dallmann und Mitarbeitern (1990) vorgegebenen minimalen Rotationsstabilitäten am Femur des Hundes, und zwar bei der Neutralisationsplatte von 33,8%, bei der Einzelnagelung mit Rundnagel von 2,7%, bei der Doppelnagelung in 3 verschiedenen Varianten zwischen 1,6 und 2,2% und bei der Bündelnagelung von 3,9%. Im Vergleich hierzu ergaben sich beim Trilam-Nagel der Größe 4 eine Rotationsstabilität von 19,56%, der Größe 5 von 13,21% und beim Nagel der Größe 6 von durchschnittlich 20,47%. Verglichen mit der Neutralisationsplatte erreicht der Trilam-Nagel demnach eine geringere, im Vergleich zu den anderen Verfahren aber eine signifikant höhere Rotationsstabilität. Die Neutralisationsplatte entspricht jedoch nicht dem Prinzip der biologischen Osteosynthese. Ferner werden über die Dallmann'sche Versuchsanordnung hinaus auch entsprechende Werte in *Abhängigkeit von der Größe* des Trilam-Nagels für den Humerus und die Tibia des Hundes sowie für Humerus, Femur, und Tibia der Katze vorgelegt.

Die vorliegenden Untersuchungen zur Rotationsstabilität des Trilam-Nagels wurden auch *unabhängig* von der Nagelgröße durchgeführt, und zwar jeweils getrennt, auf das proximale und auf das distale Fragment bezogen. Beim Femur des Hundes trat die Rotationsinstabilität im distalen Fragment mit 19,71% früher auf als im proximalen Fragment mit 28,58% ($p=0,016$). Für die anderen Knochen von Hund und Katze ergaben sich keine tendenziellen Unterschiede.

Aus den Untersuchungen geht hervor, dass der Trilam-Nagel mit einer minimalen Rotationsstabilität von durchschnittlich 20% die Werte anderer Markraumimplantate bei weitem übertrifft. Ihm ist der Vorzug zu geben, da er den Prinzipien der biologischen Osteosynthese durch eine Schonung des Weichteilmantels und vor allem auch des Markraumes in besonderer Weise gerecht wird. Zudem sind der Umgang mit dem Instrumentarium und die Operationstechnik leicht zu erlernen.

10. Summary

The aim of fracture treatment is the fixation of the correctly placed fragments. Therefore the plate, fixateur externe and intramedullary pins can be used.

Within the scope of “biological osteosynthesis” and in addition to the stability of the fragments, the physiological components of fracture healing have to be kept in mind. The blood supply of the fragments has to be left in its physiological condition and the intramedullary blood vessels have to be treated with care. So far these conditions have not been reached neither by the interlocking nail with its traumatic approach to the fracture site nor by intramedullary nails with round diameter.

An other important aspect of osteosynthesis is to obtain rotational stability. Up to now this is best achieved by using interlocking nails, but is still problematic by using nails with round diameter.

The Trilam-nail has a round diameter and three in longitudinal direction placed lamellae, which notch into the inner cortex of the fractured bone. To achieve rotational stability, the Trilam-nail puts less pressure to the inner cortex than nails with round diameter. In the fractured area the Trilam-nail ensures the preservation of the soft tissue surrounding the bone. Thus, additional injuries, caused by the surgeon, can be avoided.

The aim of this study was to test the biomechanical characteristics of the Trilam-nail referring to its rotational stability. The measurements took place on separated bones of corpses of dogs and cats. Humerus, femur and tibia of the left body site were sawed and the a Trilam-nail was placed inside. A machine, simulating rotational forces, was fixed on the bones. Forces were brought to the bone until it fractured. The results were seen on a display of the machines built by Hauser Company from Remscheid. The forces were measured in *Nm*. The intact bones from the other body site were needed for comparison to the fractures bones of the left site. In total 47 dogs and 33 cats were examined.

From taking the bone samples until the beginning of the tests an average time of 4 weeks was needed. The storage of the samples was performed like recommended in literature by -25°C .

The maximum strength put to the intact bones of the right site via the rotational machine is equate with the physiological stiffness and was defined 100 %.

As a guidance, the study from Dallmann et al. (1990) was used to compare our own results. Dallmann et al. found a rotational stability at the femur of the dog of 33,8% with the neutralisation plate, with the single pinning technique 2,7%, with double pinning technique between 1,6 and 2,2% and with more than three intramedullary placed nails they achieved a rotational stability of 3,9%. In comparison to the Trilam-nail, the size 4 achieved a rotational stability of 19,56%, size 5 achieved 13,21% and the Trilam-nail of size 6 achieved 20,47% in average. The rotational stability of the neutralisation plate was not reached by the Trilam-nail, but this technique does not ensure the conditions of the "biological osteosynthesis". In addition to the results of Dallmann et al. this study presents data for the humerus and the femur and data for humerus, femur and tibia in the cat.

This study also presents data for the stability in the proximal and the distal fragment. At the femur of the dog the rotational stability of the distal fragment was less (19,71%) than in the proximal fragment with 28,58% ($p=0,016$). For the other bones in dogs and cats no differences have been measured.

This study shows, that the Trilam-nail with its rotational stability of 20% in average, is much better than other intramedullary implants. Preference has to be given to the Trilam-nail, because it guarantees the conditions of the biological osteosynthesis. In addition the technique is easy to learn.

11. Abkürzungen, Maßeinheiten und Symbole

MIN Minimalwert

MAX Maximalwert

\tilde{x} Median

\bar{x} Mittelwert

n Anzahl der Tiere

Nm Newtonmeter; Ein Newtonmeter ist eine Einheit aus dem Internationalen Einheitensystem für das Drehmoment (Torsion). Als Drehmoment bezeichnet man die physikalische Größe, die bei der Beeinflussung einer Drehbewegung wirkt.

s Standardabweichung

Post-Hoc Test

Bei Abweichungen zwischen den Mittelwerten kann mittels Post-Hoc-Spannweitentests und paarweisen multiplen Vergleichen untersucht werden, welche Mittelwerte sich unterscheiden.

12. Literaturverzeichnis

ARON D. N.

Surgical techniques for external skeletal fixation application to the humerus and femur. In: Proceedings of the Seventh Annual Complete Course in external Skeletal Fixation, West Lafayette, IN, 102, 1998

ARON D. N., PALMER R. H., JOHNSON A. L.

Biologic strategies and a balanced concept for repair of highly comminuted long bone fractures.

Compend Contin Educ Pract Vet 17: 35, 1995

ASHURST D. E.

The influence of mechanical conditions on the healing of experimental fractures in rabbit: A microscopic study.

Trans Royal Soc London 313: 271, 1986

DE ANGELIS M. P.

Causes of delayed union and nonunion of fractures.

Vet Clin North Am Small Anim Pract 5: 251, 1975

BARON R.

Molecular mechanisms of bone resorption by the osteoclast.

Anat Res 224: 317, 1989

BASINGER R. R., SUBER J. T.

Two techniques for supplementing interlocking nail repair of fractures of the humerus, femur, and tibia: results in 12 dogs and cats.

Vet Surg 33: 673-680, 2004

BASSET C. A. L.

Current concepts of bone formation.

J Bone Joint Surg Am 44: 1217, 1962

BASSET C. A. L.

Biophysical principles affecting bone structure. In BARON, R. (1989):
Molecular mechanisms of bone resorption by the osteoclast.
Anat Res 224: 317, 1971

BAUMGAERTEL F., PERREN S. M., RAHN B.

Animal experiment studies of « biological » plate osteosynthesis of multi-
fragment fractures of the femur.
Unfallchirurg 97: 19, 1994

BEALE B.

Orthopedic clinical techniques femur fracture repair.
Clin Tech Small Anim Pract 19: 134-150, 2004

BERNARDE A., DIOP A., MAUREL N., VIGUIER E.

An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking
nail in a canine diaphyseal femoral fracture model.
Vet Surg 30: 397-408, 2001

BLOOM W., FAWCETT D. W.

A Textbook of Histology, 10th Ed.
W.B. Saunders Co 1975

BÖRNER M., SOLDNER E.

Vorwort. In M. BÖRNER, u. E. SOLDNER (Hrsg). 20 Jahre
Verriegelungsnagelung – Eine Standortbestimmung.
Springer, 1992

BOLANDER K.

Regulation of repair by growth factors.
Exp Biol Med 200: 165, 1992

- BONATH K. H., PRIEUR W. D.
Orthopädische Chirurgie und Traumatologie.
UTB Ulmer, Stuttgart, 1998
- BOONE E. G., JOHNSON A. L., MONTAVON P., HOHN R. B.
Fractures of the tibial diaphysis in dogs and cats.
J Am Vet Med Assoc 188: 41, 1986
- BROOKES M.
The blood supply of bone.
Butterworths, London, 1971
- BRADEN T. D., BRINKER W. O., Little R. W, JENKINS R. B, BUTLER D.
Comparative biomechanical evaluation of bone healing in the dog.
J Am Vet Med Assoc 163: 65, 1973
- BRANEMARK R., OHRNELL L. O., SKALAK R., CARLSSON L.,
BRANEMARK P. I.
Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo
investigation in the beagle dog.
J Orthop Res 16: 61-69, 1998
- BRAUND K. G., SHIRES P. K., MIKEAL R. L.
Type I fiber atrophy in the vastus lateralis muscle in dogs with femoral frac-
tures treated by hyperextension.
Vet Pathol 17: 164, 1980
- BRINKER W. O.
Removal of implants.
In: W. O. BRINKER, R. B. HOHN u. W. D. PRIEUR (Hrsg.): Manual of internal
fixation in small animals.
Springer, Berlin, 1984

BRINKER W. O., PIERMATTEI D. L. , FLO G. L.

Handbook of small animal orthopedics and fracture treatment.

Verlag Saunders, Philadelphia, 1983

BRINKER W. O., HOHN R. B. , PRIEUR W. D. (Hrsg)

Manual of Internal Fixation in Small Animals.

Springer, Berlin, 1984

BRINKER W. O., JENKINS R. B.

Stiffness studies on various configurations and types of external fixators.

J Am Anim Hosp Assoc 21: 801, 1985

BROD J. J.

The concepts and terms of mechanics.

Clin Orthop 146: 9-17, 1980

BROOKES M.

The blood supply of bone.

Butterworths, London, 1971

BRUG E., PFENNIG D.

Indikation zur Verriegelungsnagelung.

Unfallchirurg 93: 492-497, 1990

CARTER D. R., SPENGLER D. M.

Biomechanics of fracture.

In: G. SUMNER-SMITH (ed): Bone in Clinical Orthopedics.

W. B. Saunders, Philadelphia, USA, 1982

CHURCH. E. M., SCHRADER S. C.

Use of flexible intramedullary rods for fixation of femoral fractures in eight dogs.

J Am Vet Med Assoc 196: 71-76, 1990

CLAUDI B. F., OEDEKOVEN G.

Biologische Osteosynthesen.

Chirurg 62: 367, 1991

CORNELL C. N., LANE J. M.

Newest factors in fracture healing.

Clin Orthop 277: 297, 1992

CREUS R. L., DUMONT J.

Fracture healing.

Can J Surg 14: 403, 1975

DALLMANN M. J., MARTIN R. A., SELF B. P., GRANT J. W.

Rotational strength of double-pinning techniques in repair
of transverse fractures in femurs of dogs.

Am J Vet Res 51: 123-127, 1990

DAMBE T. L.

Revaskularisation der Diaphyse langer Röhrenknochen
nach Fraktur und Osteosynthese.

Diss med, Homburg/Saar, 1971

DANCKWARDT-LILIESTRÖM G., LORENZI L., OLERUD S.

Reaming of the medullary cavity and its effects on diaphysal bone.

Acta Orthop Scand Suppl 134, 1970

DOMINQUEZ J., MUNDY G. R.

Monocytes mediate bone resorption by prostaglandin production.

Calcif Tissue Int 31: 29, 1980

DRAPER M. H., CHALMERS J.

Chaper 17: Supporting Tissues. In: R. PASSMORE und J.S. ROBSON
(Hrsg.): A Companion to Medical Studies, Vol. 1, 2nd Ed.

Blackwell Scientific Publ, 1976

DUELAND R. T., JOHNSON, K. A.

Interlocking nail fixation of diaphyseal fractures in the dog. A multicenter study of 1991-1992 cases.

J Vet Surg 22: 377-381, 1993

DUELAND R. T., BERGLUND L., VANDERBY R.

Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur-interlocking nail constructs.

J Vet Surg 25: 386-396, 1996

DUELAND R. T., JOHNSON K. A., ROE S. C., ENGEN M. H., LESSER A. S.

Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs.

J Am Vet Med Assoc 214: 59-66, 1999

DUELAND R. T., VANDERBY R., MCCABE R. P.

Fatigue study of six and eight mm diameter interlocking nails with screws holes of variable size and number.

Vet Comp Orthop Trauma 10: 194-199, 1997

DUHAUTOIS B.

Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases.

J Vet Surg 32: 8-20, 2003

DURALL I., DIAZ M. C.

Early experience with the use of an interlocking nail for repair of canine femoral shaft fractures.

J Vet Surg 25: 397-406, 1996

DURALL I., FALCON C., DIAZ-BERTRANA M. C., FRANCH J.

Effects of static fixation and dynamization after interlocking femoral nailing locked with an external fixator: an experimental study in dogs.

J Vet Surg 33: 323-332, 2004

EISENMENGER A. B.

Die Bündelnagelung nach Hackethal bei Kleintieren. 20. Jahrestag
Fachgr Kleintierkrankh DVG, Mannheim
Arch Tierärztl Fortbild 1, 270, 1974

EURELL J. C., VAN SICKLE D. C.

Connective and support tissue. In H.D DELLMANN, J. C. EURELL
(eds): Extbook of Veterinary Histology, 5th Ed.
Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 1998

FORTERRE, F.

“L’ostéosynthèse biologique” – Étude rétrospective de 126 fractures
traitées par une ostéosynthèse biologique.
Theses, Ecole Nationale Veterinaire Toulouse, 1993

FROST H. M.

Bone remodelling dynamics.
Thomas, Springfield III, 1963

FROST H. M.

Dynamics of bone remodeling.
in: FROST, H.M. (Hrsg.): Bone dynamics.
Little Brown, Boston, 313, 1964

FROST H. M.

Bone dynamics in osteoporosis and osteomalacia.
Thomas, Springfield III, 1966

FROST H. M.

Tetracycline-based histological analysis of bone remodelling.
Calcif Tissue Int 3: 211-237, 1969

FROST H. M.

The physiology of cartilaginous, fibrous and bony tissue.

Thomas, Springfield Ill, 1972

FROST H. M.

The biology of fracture healing.

Clin Orthop Rel Res 248: 283-293, 1989

FRY P. D., JUKES H. F.

Fracture associated sarcoma in the cat.

J Small Anim Pract 36: 124-126, 1995

GAUTIER E., SOMMER C.

Biological internal fixation -- guidelines for the rehabilitation.

Ther Umsch 60: 729-735, 2003

GERBER C., MAST J. W., GANZ R.

Biological internal fixation of fractures.

Arch Orthop Trauma Surg 109: 295, 1990

GODSHIP A. E., KENWRIGHT J.

The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures.

J Bone Joint Surg 67: 650, 1985

GOH J. C., ANG E. J., BOSE K.

Effect of preservation medium on the mechanical properties of cat bones.

Acta Orthop Scand 60: 465-467, 1989

GRIFFON D. J., WALLACE L. J., BECHTHOLD J. E.

Biomechanical properties of canine corticocancellous bone frozen in normal saline solution.

Am J Vet Res 56: 822-825, 1995

GROLLMANN S.

The Human Body, 3rd Ed.
Publishing Company, USA, 1974

GRUNDNESS O., REIKERAS O.

The importance of the hematoma for fracture healing in rats.
Acta Orthop Scand 64: 340-342, 1993

GRUNDNESS O., REIKERAS O.

Nailing and occlusion of the medullary cavity. Flow and mechanical changes in rat femora.
Acta Orthop Scand 65: 175-178, 1994

GUNST M. A.

Die Knochendurchblutung nach der Plattenosteosynthese.
Helv Chir Acta 46: 171, 1979

HACH V.

Der Trilam-Nagel – eine neue Operationstechnik zur Markraumstabilisierung beim Kleintier.
Fachpraxis 36: 7-8, 1999a

HACH V.

Neue Operationsverfahren zur Behandlung von Frakturen beim älteren Tier.
in: HACH, V. (Hrsg.): Die Krankheiten des alternden Tieres.
Enke Verlag, Stuttgart, 1999b

HACH V.

Der Trilam-Nagel: eine neue Operationstechnik zur Osteosynthese beim Kleintier.
Kleintierpraxis 45: 257-326, 2000a

HACH V.

Initial experience with a newly developed medullary stabilization nail (Trilam nail).

Vet Comp Orthop Traumatol 13: 109-114, 2000b

HARARI J., SEQUIN B., BEBCHUK T.

Closed repair of tibial and radial fractures with external skeletal fixation.

Compend Contin Educ Pract Vet 18: 651, 1996

HAUSCHILD G., FEHR M.

Biologische Osteosynthese durch Verriegelungsnagel beim Hund.

Tierärztl Praxis 27: 356-363, 1999

HEITEMEYER U., CLAES L., HIERHOLZER G.

Die Bedeutung der postoperativen Stabilität für die ossäre Reparation einer Mehrfragmentfraktur.

Unfallchirurg 93: 49-55, 1990

HEPPENSTALL R. B.

Delayed union, non-union, and pseudoarthrosis

In Fracture Treatment and Healing.

W. B. Saunders, Philadelphia, USA, 1980

HOLDEN U.

The role of blood supply to soft tissue in the healing of diaphyseal fractures.

J Bone Joint Surg 54: 993, 1986

HOROWITZ M. C., EINHORN T. A., PHILBRICK W.

Functional and molecular changes in colony stimulating factor secretion by osteoblasts.

Connect Tissue Res 20: 159, 1989

HORSTMAN C. L., BEALE B. S., CONZEMIUS M. G., EVANS R. R.

Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994-2001.

J Vet Surg 33: 232-237, 2004

HULSE D., HYMAN B.

Fracture biology and biomechanics.

In: D. SLATTER. (ed): Textbook of Small Animal Surgery, 2nd Ed.

W. B. Saunders, Philadelphia, USA, 1993

HULSE D., HYMAN W., NORI M.

Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin.

Vet Surg 26: 451, 1997

HUNT J. M., AITKEN M. L., BENNY H. R.

The complications of diaphyseal fractures in dogs: a review of 100 cases.

J Small Anim Pract 21: 103-119, 1980

HUPEL T. M., WEINBERG J. A., AKSENOV S. A., SCHEMITSCH E. H.

Effect of unreamed, limited reamed, and standard reamed intramedullary nailing on cortical bone porosity and new bone formation.

J Orthop Trauma 15: 18-27, 2001

HUSS B.T., ANDERSON M. A., WAGNER-MANN C. C., PAYNE J. T.

Effects of temperature and storage time on pin pull-out testing in harvested canine femurs.

Am J Vet Res 56: 715-719, 1995

JAWORSKI Z. F., LOK E.

The rate of osteoclastic bone erosion in haversian remodeling sites of adult dog rib.

Calcif Tissue Int 10: 103, 1972

JENNY J. Y., JENNY G., KEMPF G.

Infection after reamed intramedullary nailing of lower limb fractures.

A review of 1464 cases over 15 years.

Acta Orthop Scand 65: 94-96, 1994

JOHNER R.

Zur Knochenheilung in Abhängigkeit von der Defektgröße.

Helv Chir Acta 79: 409-411, 1972

JOHNSON K. D., HUCKSTEP R. L.

Bone remodelling in canine femora after internal fixation with the "Huckstep nail".

Vet Radiol Ultrasound 27: 20, 1985

JOHNSON K. D., TENCER A.

Mechanics of intramedullary nails for femoral fractures.

Unfallchirurg 93: 506-511, 1990

JOHNSON J. M., JOHNSON A. L., EURELL J. A.

Histological appearance of naturally occurring canine physeal fractures.

Vet Surg 23: 185, 1994

JOHNSON A. L., SMITH C. W., SCHAEFFER D. J.

Fragment reconstruction and bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs: 35 cases (1987-1997).

JAVMA 213: 1157, 1998

JOHNSON A. L., SEITZ S. E., SMITH C. W.

Closed reduction and type-II external fixation of comminuted fractures of the radius and tibia in dogs: 23 cases (1990-1994).

JAVMA 209: 1445, 1996

JUNQUEIRA L. C., CARNEIRO J.

Histologie. Lehrbuch der Cytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen.

Springer, Berlin, 1984

KEMPF I.

Vorzüge des Verriegelungsnagels. in: WOLTER, D., W. ZIMMER (Hrsg.):

Die Plattenosteosynthese und ihre Konkurrenzverfahren.

Springer, Berlin, 1991

KENWRIGHT J., RICHARDSON J. B., GOODSHIP A. E., EVANS M., KELLY D. J., SPRIGGINS A. J., NEWMAN J. H., BURROUGH S. J., HARRIS J. D., ROWLEY D. I.

Effect of controlled axial micromovement on healing of tibia fractures

Lancet 2: 1185, 1986

KESSLER S. B., HALLFELDT K., PERREN S. M., SCHWEIBERER L.

The effects of reaming and intramedullary nailing on fracture healing.

Klinische Orthopädie 212: 18-25, 1986

KLEMM K.

Die Verriegelungsnagelung bei infizierten Pseudarthrosen.

Hefte Unfallheilkd 161: 180-186, 1983

KNOBLOCH S. S. R.

Komplikationen nach Osteosynthese von Schafffrakturen

langer Röhrenknochen bei Hund und Katze; Ursachen,

Therapie und Ergebnisse in den Jahren 1980-1987.

Diss med vet München, 1990

KRAMERS P.

Knochenheilung unter stabilen und instabilen Bedingungen.

In: K. H. BONATH, W. D. PRIEUR: Orthopädische Chirurgie und Traumatologie, 46-53, UTB Ulmer, Stuttgart, 1998

KÜNTSCHER G.

Arch wiss prakt Tierheilk 75: 262, 1940

KÜNTSCHER G.

Die Marknagelung des Trümmerbruches.

Langenbecks Arch Chir 322: 1063-1069, 1968

LARIN A., EICH C. S., PARKER R. B., STUBBS W. P.

Repair of diaphyseal femoral fractures in cats using interlocking intramedullary nails: 12 cases (1996-2000).

J Am Vet Med Assoc 15; 219: 1098-1104, 2001

LINDE F., SORENSEN H. C.

The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone.

J Biomech 26: 1249-1252, 1993

MAHOMED N., HARRINGTON I., KELLAM J. F.

Biomechanical analyses of the gamma nail and sliding hip screw.

Clin Orthop 204: 280-285, 1994

MALONEY W. J., JASTY M., BURKE D. W.

Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties: A study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling.

Clin Orthop 249: 21-28, 1989

MARTIN R., LEIGHTON R. K., PETRY D., IKEJIANI C., SMYTH B.

Effect of proximal and distal venting during intramedullary nailing.

Clin Orthop 332: 80-89, 1996

MATIS U.

Biologische Osteosynthese.

In: K. H. BONATH, W. D. PRIEUR: Orthopädische Chirurgie und Traumatologie, 230-238, UTB Ulmer, Stuttgart, 1998

MATIS, U., FORTERRE F.

Biological fracture repair in dogs and cats.

Vet Comp Orthop Traumatol, 1998

MELCHER G. A., METZDORF A., SCHLEGEL U., ZIEGLER W. J.,
PERREN S. M.

Influence of reaming versus non reaming in intramedullary nailing on
local infection rate: experimental investigation in rabbits.

J Trauma 39: 1123-1128, 1995

MEUTSTEGE F. J.

Unpublished Results, 1974

MEUTSTEGE F. J.

Position of the Working Group for Osteosynthesis –
Questions in the modern small domestic animal practice.

Tijdschr Diergeneeskd 123: 598-599, 1998

MEUTSTEGE F. J.

Marknagelung

In: K. H. BONATH, W. D. PRIEUR: Orthopädische Chirurgie und Traumatolo-
gie, 241-247, UTB Ulmer, Stuttgart, 1998

MILLER D. S., BURKART B., DAMSON E.

The effect of the entry hole for an intramedullary nail
on the strength of the proximal femur.

J Bone Joint Surg 75: 202-207, 1993

MISCHKOWSKY T., MAYER W.

Stabilitätsverhalten des Oberschenkelverriegelungsnagels der AO.

Unfallchirurg 229: 46-50, 1993

MIYASAKA Y., SAKURAI M., YOKOBORI A. T. (jr.),
KURODA S., OHYAMA M.

Bending and torsion fractures in long bones (a mechanical
and radiologic assessment of clinical cases).

Biomed Mater Eng 1: 3-10, 1991

MOOR R., TEPIC S., PERREN S. M.

Hochgeschwindigkeits- Film - Analyse des Knochenbruchs.

Z Unfallchir 82: 128-132, 1989

MOSES P. A., LEWIS D. D., LANZ O. I., STUBBS W. P., CROSS A. R., SMITH K. R.

Intramedullary interlocking nail stabilisation of 21 humeral
fractures in 19 dogs and one cat.

Aust Vet J 80: 336-343, 2002

MÜLLER H.

Anatomische Grundlagen und Klinik der stabilen Osteosynthesen (Marknagelung nach KÜNTSCHER) bei Hund und Katze.

Zbl Vet Med 2: 105, 1954

NEUDECK F., WOZASEK G. E., OBERTAKE U., THURNHER M.,
SCHLAG G.

Nailing versus plating in thoracic trauma.

An experimental study in sheep.

J Trauma 40: 980-984, 1996

NETZ P., ERIKSSON K., STROMBERG L.

Torsional strength and geometry of diaphyseal bone.

An experimental study on dogs.

Acta Orthop Scand 49: 430-434, 1978

NICKEL R., SCHUMMER A., SEIFERLE E.

Lehrbuch der Anatomie der Haustiere.

5. Aufl. Bd. 1, Bewegungsapparat

Parey, Berlin, 1984

NORDIN M., FRANKEL V. H.

Biomechanics of whole bones and bone tissue.

In: Basic Biomechanics of the Skeletal System.

Philadelphia, Lea & Febiger, 1980

PALMER R. H., ARON D. N.

Biology versus biomechanics. In: Proceedings of the Sixth
Annual American College of Veterinary Surgeons Symposium.

San Francisco, 171, 1996

PELKER R. R., FRIEDLAENDER G. E., MARKHAM T. C., PANJABI M. M.,
MOEN C. J.

Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical
properties of rat bone.

J Orthop Res 1: 405-411, 1984

PEREIRA B. P., KHONG K. S., NG R. T.

The effect of storage at -70 degrees Celsius and + 150 degrees
Celsius on the torsion properties of the canine femur.

Ann Acad Med Singapore 28: 37-43, 1999

PERREN S. M.

Physical and biological aspects of fracture healing with special
reference to internal fixation.

Clin Orthop 138: 175, 1979

PERREN S. M.

The concept of biological plating using the limited contact dynamic compression plate (LC-DCP).

Injury AO / ASIF Scientific Suppl 22: 1, 1991

PERREN S. M.

Primary bone healing.

In: M. BOJRAB et al.: Disease mechanics in small animal surgery.

Philadelphia, Lea & Febiger, 1993

PERREN S. M.

Evolution of the internal fixation of long bone fractures.

The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology.

J Bone Joint Surg Br 84: 1093-1110, 2002

PERREN S. M., CORDEY J.

The concept of interfragmentary strain. In: H. K. UHTHOO (ed.):

Current Concepts of Internal Fixation of Fractures.

Springer, Berlin, 1980

PERREN S. M., KLAUKE K.

Von der Schienung zur Kompression. In: D. WOLTER, W. ZIMMER (Hrsg.):

Die Plattenosteosynthese und ihre Konkurrenzverfahren.

Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 9-21, 1991

PERREN S. M., PERRREN T., SCHNEIDER E.

Are the terms "biology" and "osteosynthesis" contradictory?.

Ther Umsch 60: 713-721, 2003

PFISTERER U., RAHN B., WELLER S., PERREN S. M.

Remodelling des Knochens nach Marknagelung im Tierversuch.

Hefte Unfallheilkd 165: 59-61, 1983

PRIEUR W. D., SUMNER-SMITH G.

Fundamental principles of the AO/ASIF method

In: W.O. BRINER, R.B. HOHN u. W.D. PRIEUR (Hrsg.):

Manual of internal fixation in small animals.

Springer, Berlin, 1984

RASMUSSEN H., BORDIER P.

The physiological und cellular basis of metabolic bone disease.

Williams and Wilkins, Baltimore, 1974

REGOORT M., RAAJMAKERS E. L. F. B., KLOPPER P. J.

Mechanical Aspects of Interlocked Nailing.

Unfallchirurg 229: 41-46, 1993

RHINELANDER F. W., BARAGRY R. A.

Microangiography in bone healing: Undisplaced closed fractures.

J Bone Joint Surg 44: 1273, 1962

RHINELANDER F. W.

The normal microcirculation of diaphyseal cortex and its response to fracture.

J Bone Joint Surg 50: 784, 1968

RHINELANDER F. W.

Circulation of bone. In: G. H. BOURNE (ed.): The Biochemistry and Physiology of Bone.

New York, Academic Press, 1, 1972

RHINELANDER F. W.

Tibial blood supply in relation to fracture healing.

Clin Orthop 105, 34, 1974

RHINELANDER F. W., WILSON J. W.

Blood supply to developing, mature, and healing bone.

In: G. SUMNER-SMITH (ed.): Bone in clinical orthopaedics
A study in comparative osteology.

W. B. Saunders, Philadelphia, USA, 1982

RHINELANDER F. W.

Normal vascular anatomy. In: C. D. NEWTON, D. M. NUNAMAKER (eds.):
Textbook of Small Animal Orthopaedics.

W. B. Saunders, Philadelphia, USA, 1982

ROE S. C., PIJANOWSKI G. J., JOHNSON A. L.

Biomechanical properties of canine cortical bone allografts:
effects of preparation and storage.

Am J Vet Res 49: 873-877, 1988

ROUSCH J. K., MCLAUGHLIN R. M.

Using interlocking nail fixation to repair fractures in small animals.

Vet Med 46-52, 1999

SATO J., URIS M. R.

Induced regeneration of calvaria by bone morphogenetic
protein (BMP) in dogs.

J Bone Joint Surg 197: 301, 1985

SCHENK R. K.

Die Histologie der primären Knochenheilung im Lichte
neuer Konzeptionen über den Knochenbau.

Unfallheilkunde 81: 219, 1978

SCHENK R. K., WILLENEGGER H.

Morphological findings in primary fracture healing.

Symp Biol Hung 7: 75, 1967

SCHENK, R. K., WILLENEGGER H. R.

Zur Histologie der primären Knochenheilung. Modifikationen und Grenzen der Spalthheilung in Abhängigkeit von der Defektgröße.
Unfallheilkunde 80: 155, 1977

SCHRADER S. C.

Complications associated with the use of Steinmann intramedullary pins and cerclage wires for fixation of long-bone fractures.
Vet Clin North Am Small Anim Pract 21: 687-703, 1991

SCHWARZ P. D.

Biomechanics of fractures and fracture fixation.
Semin Vet Med Surg 6: 1, 1991a

SCHWARZ P. D.

Fracture biomechanics of the appendicular skeleton: Fracture etiology and assessment. In: M. J. BOJRAB (ed.): Mechanisms of Surgical Disease in Small Animals.
Philadelphia, Lea & Febiger, 1009-1026, 1991b

SCHWEIBERER L. A., VAN DEN BERG A., DAMBKE L.

Das Verhalten der intraossären GefäÙe nach Osteosynthese der frakturierten Tibia des Hundes.
Therapiewoche 20: 1330-1332, 1970

SCHWEIBERER L., DAMBE L. T., EITEL F., KLAPP F.

Revaskularisierung der Tibia nach konservativer und Operativer Frakturbehandlung.
Unfallheilk 119: 18, 1974

SEDLACEK R. C., O'CONNOR D. O., LOZYNSKY A. J., HARRIS W. H.

Assessment of the symmetry of bone strains in the proximal femoral medial cortex under load in bilateral pairs of cadaver femurs.
J Arthroplasty 12: 689-694, 1997

SMITH G. K.

Biomechanics pertinent to fracture etiology, reduction and fixation. In: C. D. NEWTON, D. M. NUNAMAKER (eds.): Textbook of Small Animal Orthopedics. Philadelphia, Lippincott, 195-230, 1985

SOMOGYVÁRI K., BERENTEY G. Y., KÖKÉNY G., FECZKÓ J., SÁRVÁRY A.

Interlocking medullary nailing, its effect on healing of the osteotomized bone. Acta Vet Scient Hung 29: 233-247, 1981

STIFFLER K. S.

Internal fracture fixation. Clin Tech Small Anim Pract 19: 105-113, 2004

STOFFEL K., DIETER U., STACHOWIAK G., GACHTER A., KUSTER M. S.

Biomechanical testing of the LCP - How can stability in locked internal fixators be controlled? Injury Nov; 34 Suppl 2: 11-19, 2003

STROMBERG L., DALEN N.

The influence of freezing on the maximum torque capacity of long bones. An experimental study on dogs. Acta Orthop Scand 47: 254-256, 1976

STÜRMER K. M., SCHUCHARDT W.

Neue Aspekte der gedeckten Marknagelung und des Aufbohrens der Markhöhle im Tierexperiment. Teil 3 Unfallheilkd 161: 53-61, 1980

TOTHILL P., HOOPER G., MCCARTHY I. D., HUGHES S. P.

The pattern of distribution of blood flow in dog limb bones measured using microspheres. Clin Phys Physiol Meas 8: 239, 1987

TRIAS A., FERY A.

Cortical circulation of long bones.

J Bone Joint Surg Am 61: 1052, 1979

VASSEUR P. B., PAUL H. A., CRUMLEY L.

Evaluation of fixation devices for prevention of rotation in transverse fractures of the canine femoral shaft: an in vitro study.

Am J Vet Res 45: 1504-1507, 1984

VÉCSEI V., HEINZ T.

Die Verriegelungsnagelung langstreckiger Trümmer- und Zweietagenfrakturen an Femur und Tibia. Technik und Ergebnisse.

Unfallchirurg 93: 512-518, 1990

WELLER S.

Vorzüge des Marknagels. In: D. WOLER, W. ZIMMER (Hrsg.):

Die Platenosteosynthese und ihre Konkurrenzverfahren.

Springer, Berlin, 1991

WILLENEGGER H., PERREN S. M., SCHENK R. K.

Primäre und sekundäre Knochenbruchheilung.

Chirurg 42: 24-52, 1971

WILSON J. W.

Vascular supply to normal bone and healing fractures.

Semin Vet Med Surg Small Anim 6: 26, 1991

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Klaus H. Bonath danke ich für die Unterstützung bei dem von mir gewählten Thema, sowie seine anregende Kritik. Einen besseren Doktorvater hätte ich mir nicht wünschen können.

Herrn Dr. Volker Hach möchte ich für den Beistand während aller auftretenden Probleme danken. Ebenso für die Bereitstellung der Räumlichkeiten für die Präparation, die Lagerung der Präparate und die Übernahme eines großen Teiles sämtlicher Kosten. Ohne seine Unterstützung wäre mir diese Ausarbeitung nicht möglich gewesen.

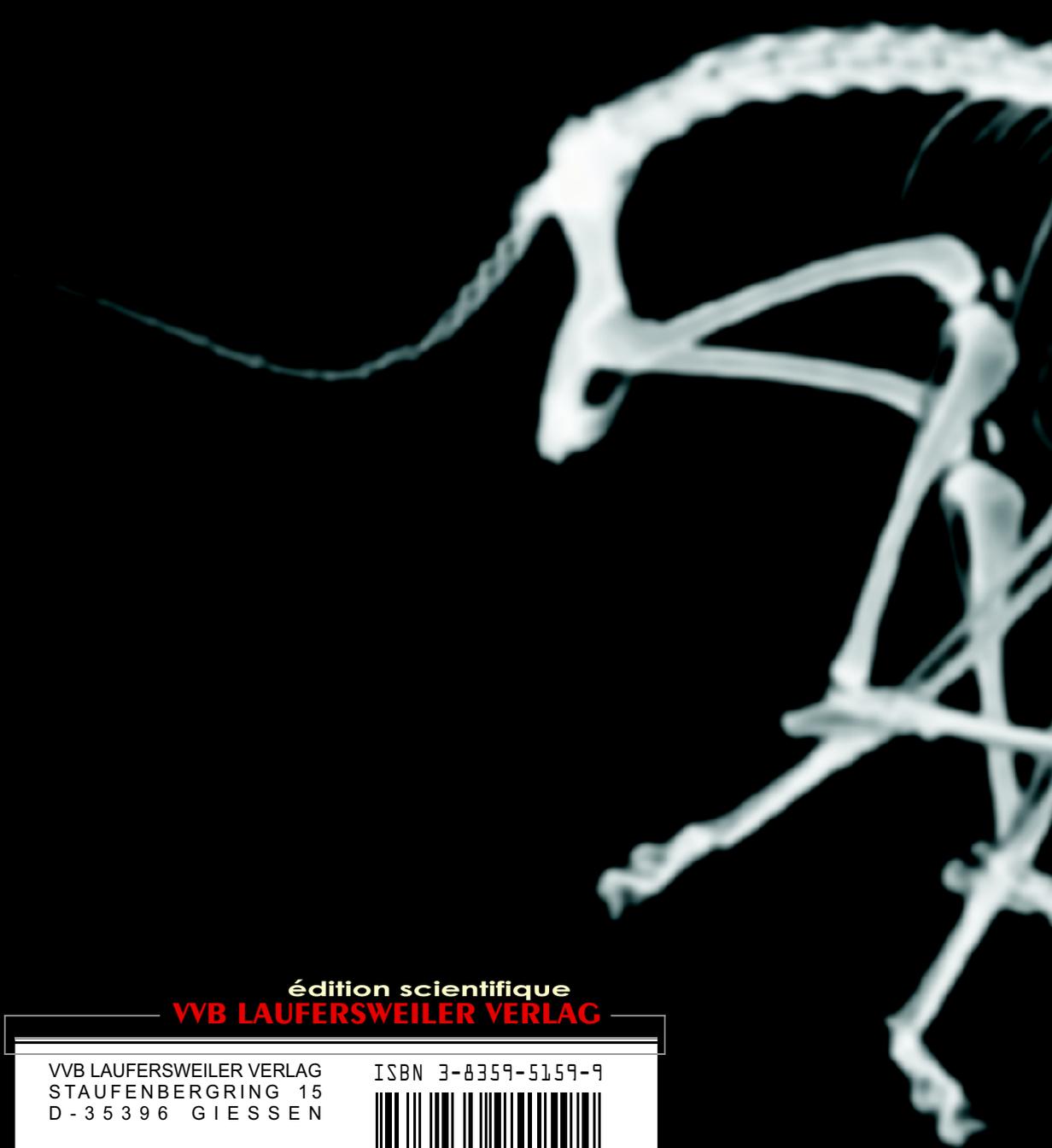
Der Firma Rotec-Medizintechnik in Weisendorf danke ich für die Kostenübernahme der Implantate, insbesondere Herrn Dr.-Ing. Ulrich Holzwarth möchte ich für die sehr gute Betreuung und das immer gewährte offene Ohr bei allen meinen Fragen meinen besonderen Dank aussprechen.

Der Firma Peter Brehm Chirurgie Mechanik in Weisendorf danke ich für die Bereitstellung ihres biomechnischen Labors. Herrn Dipl.-Ing. Siegfried Lorenz möchte ich für die Betreuung der Versuche danken, sowie für seine Geduld bei der Beantwortung meiner Fragen.

Herrn Dr. Failing und Herrn Heiter aus der AG Biomathematik der Justus-Liebig-Universität Gießen danke ich für die sehr „signifikante“ Betreuung bei der statistischen Auswertung dieser Arbeit. Ebenso Dank an ihre Mitarbeiterin Frau Antonia Hubbe.

Herrn Marlon Schreiber und Frau Nora Widmann möchte ich für die computertechnische Betreuung dieser Überarbeitung und spätabendliche Verpflegung danken.

Meiner Freundin Katharina Scholz und ihrer Familie danke ich für die aufmunternde Unterstützung in der Endphase dieser Dissertation.



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D - 3 5 3 9 6 G I E S S E N

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN 3-8359-5159-9



9 783835 951594

