

Aus der
Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere
des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

**Intramedulläre Frakturversorgung bei der Katze -
Verriegelungsnagel und Form-Gedächtnis-Implantat
im biomechanischen Vergleich**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Veterinärmedizin
an der
Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Christina Ingendaay, geb. Mayer
Tierärztin aus Heilbronn

Berlin 2009

Journal-Nr.: 3307

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin
der Freien Universität Berlin

Dekan: Univ.- Prof. Dr. Leo Brunnberg
Erster Gutachter: Univ.- Prof. Dr. Leo Brunnberg
Zweiter Gutachter: Univ.- Prof. Dr. Johanna Plendl
Dritter Gutachter: Prof. Dr. Karl-Dietrich Weyrauch

Deskriptoren (nach CAB-Thesaurus):

cats, humerus, femur, tibia, anatomy, bone fractures, fracture fixation, techniques, internal/veterinary (MeSH), bone nails (MeSH), mechanical properties, biomechanics (MeSH), alloys, memory

Tag der Promotion: 9. Juli 2009

Bibliografische Information der *Deutschen Nationalbibliothek*

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

ISBN: 978-3-86664-658-2

Zugl.: Berlin, Freie Univ., Diss., 2009

Dissertation, Freie Universität Berlin

D 188

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

Alle Rechte, auch die der Übersetzung, des Nachdruckes und der Vervielfältigung des Buches, oder Teilen daraus, vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf ohne schriftliche Genehmigung des Verlages in irgendeiner Form reproduziert oder unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet, vervielfältigt oder verbreitet werden.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen, usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürfen.

This document is protected by copyright law.

No part of this document may be reproduced in any form by any means without prior written authorization of the publisher.

Coverbild © Natalia Angel - Fotolia.com

alle Rechte vorbehalten | all rights reserved

© mensch und buch verlag 2009

choriner str. 85 - 10119 berlin

verlag@menschundbuch.de – www.menschundbuch.de

Meiner Familie

Inhalt

	Seite
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	
2.1 Anatomie von Humerus, Os femoris und Tibia	2
2.2 Knochen- und Markhöhlenverhältnisse von Humerus, Os femoris und Tibia	3
2.3 Frakturen langer Röhrenknochen	5
2.3.1 Ursachen	5
2.3.2 Häufigkeit	6
2.3.3 Alter der Patienten	7
2.3.4 Begleitende Verletzungen	8
2.3.5 Frakturen des Humerus	9
2.3.6 Frakturen des Os femoris	10
2.3.7 Frakturen der Tibia	10
2.4 Frakturversorgung	13
2.4.1 Ziel der Frakturversorgung	13
2.4.2 Methodik	13
2.4.3 Vorübergehende Frakturversorgung	14
2.4.4 Konservative Frakturversorgung	14
2.4.5 Chirurgische Frakturversorgung	15
2.4.5.1 Plattenosteosynthese	15
2.4.5.2 Fixateur externe	16
2.4.5.3 Intramedulläre Frakturversorgung	17
2.5 Verriegelungsnagel (ILN)	19
2.5.1 Überblick	19
2.5.2 Tiermedizinische ILN-Modelle	22
2.5.3 ILN Biomechanik	23
2.5.4 ILN Operationstechnik	27
2.5.5 Zugänge zu Humerus, Os femoris und Tibia	29
2.5.6 Behandlungsergebnisse und Komplikationen	30
2.5.6.1 Implantat- und Materialfehler	35
2.5.6.2 Technische Fehler	35
2.5.6.3 Weitere Komplikationen	36
2.5.7 Vom operativen Eingriff bis zur Implantatentfernung	36

	Seite
2.6 Nitinol	38
2.6.1 Einführung	38
2.6.2 Form-Gedächtnis-Effekt	39
2.6.3 Zusammensetzung	40
2.6.4 Biokompatibilität	40
2.6.5 Einsatzgebiete in der Medizin	41
3. Material und Methode	
3.1 Experimenteller Teil 1 – Messung der Knochen- und Markhöhlenverhältnisse	43
3.2 Experimenteller Teil 2 – Biomechanische Messungen	45
3.2.1 Überblick	45
3.2.2 Implantate	45
3.2.3 Knochenproben	48
3.2.4 Röntgen	48
3.2.5 Implantation ILN	52
3.2.6 Implantation FGI	52
3.2.7 Frakturpalterzeugung	52
3.2.8 Verpackung und Transport	52
3.2.9 Biomechanische Messungen	54
3.2.10 Dokumentation und Auswertung	59
4. Ergebnisse	
4.1 Experimenteller Teil 1 – Geometrische Daten der Knochen und ihrer Markhöhlen	60
4.1.1 Knochenlänge und Markhöhlenlänge	60
4.1.2 Der Innendurchmesser des Cavum medullare des Humerus	64
4.1.3 Der Innendurchmesser des Cavum medullare des Os femoris	65
4.1.4 Der Innendurchmesser des Cavum medullare der Tibia	66
4.2 Experimenteller Teil 2 – Biomechanische Messungen	67
4.2.1 Röntgenuntersuchung	67
4.2.1.1 Nativröntgen	67
4.2.1.2 Röntgenaufnahmen nach Implantation des ILN	67
4.2.1.3 Röntgenaufnahmen nach Implantation des FGI	67

	Seite
4.2.2 Torsion	69
4.2.2.1 Torsionssteifigkeit der intakten Katzentibia	69
4.2.2.2 Torsionssteifigkeit der Katzentibia im ILN-Knochen-Frakturmodell	70
4.2.2.3 Torsionssteifigkeit der Katzentibia im FGI-Knochen-Frakturmodell	72
4.2.3 Kompression	73
4.2.3.1 Axiale Steifigkeit der intakten Katzentibia	73
4.2.3.2 Axiale Steifigkeit der Katzentibia im ILN-Knochen-Frakturmodell	75
4.2.3.3 Axiale Steifigkeit der Katzentibia im FGI-Knochen-Frakturmodell	78
4.2.4 Biegung	80
4.2.4.1 Biegesteifigkeit der intakten Katzentibia	80
4.2.4.2 Biegesteifigkeit der Katzentibia im ILN-Knochen-Frakturmodell	82
4.2.4.3 Biegesteifigkeit der Katzentibia im FGI-Knochen-Frakturmodell	85
5. Diskussion	
5.1 Knochen- und Markhöhlenverhältnisse	87
5.1.1 Allgemein	87
5.1.2 Knochenlänge	87
5.1.3 Markhöhlenlänge	87
5.1.4 Compactadicke und Markhöhlendurchmesser	88
5.1.5 Nageldiameter	89
5.2 Biomechanische Messungen	91
5.2.1 Studiendesign und Durchführung	91
5.2.2 Ergebnisse Torsion	93
5.2.3 Ergebnisse Kompression	94
5.2.4 Ergebnisse Biegung	96
5.3 Limitationen der Studie	97
5.4 Klinische Relevanz	98
6. Zusammenfassung	99

	Seite
7. Summary	101
8. Literatur	103
9. Anhang	120
9.1 Abkürzungen	120
9.2 Abbildungen und Tabellen	121
9.2.1 Abbildungen	121
9.2.2 Tabellen	122
9.3 Danksagung	125
9.4 Selbstständigkeitserklärung	126

1. Einleitung

In der Klinik und Poliklinik für Kleine Haustiere der Freien Universität Berlin werden häufig Katzen nach Fenstersturz oder anderen Unfällen vorgestellt. Dabei erleiden die Tiere nicht selten auch Frakturen der langen Röhrenknochen, die nach Stabilisation des Patienten und Behandlung lebensbedrohlicher Verletzungen zu versorgen sind. Das Vorgehen wird vom Alter des Tieres, von der Frakturlokalisation und -form, dem Verständnis des Tierhalters und seinen finanziellen Möglichkeiten mitbestimmt. Sieht man einmal von Grünholzfrakturen und wenigen nicht dislozierten Radius-/Ulnafrakturen sowie derartigen der Tibia in der Diaphyse ab, gewährleistet die Osteosynthese die besten Heilungsergebnisse.

Zur Osteosynthese diaphysärer Frakturen sind sowohl intra- als auch extramedulläre Implantate, wie Platten mit Schrauben oder der Fixateur externe geeignet. Insbesondere diaphysäre Frakturen von Humerus, Os femoris und Tibia bei der Katze sind wegen der relativ gleichförmig langen und über die Länge hinweg gleichweiten Markhöhle bestens für intramedullär verbrachte Implantate wie Rush Pin, Steinmann Pin, Küntscher Nagel, Kirschner Bohrdraht oder Verriegelungsnagel geeignet.

Mit dieser Arbeit soll die intramedulläre Osteosynthese von diaphysären Frakturen des Humerus, Os femoris und der Tibia der Katze in einem völlig neuartigen Konzept mit einem Form-Gedächtnis-Implantat (FGI) aus Nitinol erfolgen. Der Nagel ist zu entwickeln und biomechanisch mit einem Verriegelungsnagel aus Titan im Implantat-Knochen-Frakturmodell zu vergleichen. Vorbereitend sollen die Knochen- und Markhöhlenverhältnisse von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze mittels computertomographischer Ausmessung bestimmt werden.

2.Literaturübersicht

2.1 Anatomie von Humerus, Os femoris und Tibia

Die langen Röhrenknochen der Katze sind durch eine lange Diaphyse gekennzeichnet. Im Vergleich zu denen des Hundes verlaufen sie gerader (MÜLLER 1954; HUDSON und HAMILTON 1993; BEHREND 2007). Entsprechend ist die Markhöhle von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze gleichförmiger als beim Hund (SMITH 1994).

Das nahezu halbkugelförmige Caput humeri, dessen craniocaudale Achse etwas länger ist als die mediolaterale, bildet mit der Schaftachse einen caudal gerichteten Winkel (ROOS 1989). Das Corpus humeri hat bei allen Fleischfressern einen relativ geraden Verlauf; das der Katze ist glatt, schlank und leicht cranial gebogen und geht distal in den Condylus humeri über. Bei der Katze befinden sich dort, in Analogie zum Foramen supratrochleare des Hundes, die Fossa olecrani und die Fossa radialis (SCOTT 2005). Einzigartig am Humerus der Katze ist, distomedial über dem Epicondylus, das Foramen supracondylare, durch das die Arteria brachialis und der Nervus medianus ziehen (HUDSON und HAMILTON 1993).

Das Os femoris ist der kräftigste Knochen des Skeletts (NICKEL et al. 1992). Sein Caput krümmt sich mit seiner halbkugelförmigen Gelenkfläche medial und geht in das Collum ossis femoris und den lateral gelegenen Trochanter major über (KÖNIG und LIEBICH 1999). Das Corpus ossis femoris hat bei der Katze einen auffallend geraden Verlauf, ist allseits von Muskulatur umgeben und besitzt eine große Markhöhle mit reichlich periossärer Gefäßversorgung (HARARI 2002). Es ist zylinderförmig und geht distal in den caudal gebogenen Condylus lateralis resp. medialis über, wobei der laterale Condylus etwas größer ist. Distocranial liegt die Trochlea ossis femoris zur Artikulation mit der Patella (MCCLURE et al. 1973; KÖNIG 1992).

Das Skelett des Unterschenkels setzt sich aus zwei ungleich starken Knochen, der kräftigen Tibia und der schwächeren Fibula, zusammen. Die Fibula erreicht distal die Gelenkknorren des Oberschenkels nicht, so dass die gesamte Körperlast allein von der Tibia getragen wird (KÖNIG und LIEBICH 1999). Sie ist der längste Knochen des Körpers und ihre Markhöhle ist gleichmäßig röhrenförmig (CROUCH und LACKEY 1969; HARARI 2002). Der proximale Anteil des Schaftes hat eine dreieckige Form und weist mediale und laterale Condylen auf. Lateralseitig befindet sich die Artikulationsfläche mit der Fibula (KÖNIG und LIEBICH 1999). Das Corpus tibiae endet gerade und schlank in der Cochlea tibiae (CROUCH und LACKEY 1969).

2.2 Knochen- und Markhöhlenverhältnisse von Humerus, Os femoris und Tibia

Abgesehen von deskriptiver anatomischer Literatur finden sich kaum Daten über exakte Ausmessungen zur Geometrie der langen Röhrenknochen und ihrer Markhöhlen bei der Katze. Diese Kenntnisse sind für die intramedulläre Frakturversorgung jedoch grundlegend.

MÜLLER (1954) vermaß anhand von Röntgenaufnahmen und direkt an Querschnitten langer Röhrenknochen die Weite, Länge und Richtung des Markraums, den Übergang der Spongiosa in die Compacta und deren Dicke bei 83 Hunden und einer Katze. Der Humerus dieser Katze hatte bei schlanker Gestalt einen weiten, oval bis runden Markkanal von 3,2 mm mit einer 1,5 mm breiten Compacta. Seine engste Stelle lag circa zwei Drittel vom proximalen Knochenende entfernt und hatte gleichzeitig die größte Compactadicke. Das Os femoris der Katze hatte ebenfalls eine weite Markhöhle (4 mm) mit einer dünnen Compacta (1,2 mm). Die engste Stelle der Markhöhle lag etwas proximal der Mittellinie zwischen den Knochenenden, ihre Form war bei der Katze rundlich mit größerem Transversal- als Sagittaldurchmesser. Die Tibia der Katze hatte einen verhältnismäßig weiten Markkanal von 3 mm und eine 1,2 mm dünne Compacta. Mittig lag die engste Stelle der Markhöhle, deren Querschnitt proximal dreieckig und distal rundlich war. Bei den drei Knochen der Katze war die Compacta dünner und der Markraum weiter als bei vergleichbar großen Hunderassen.

STAIMER (1980) gibt an, dass die Corticalis des Humerus einer ausgewachsenen Katze mit bis zu 3 mm distal etwa doppelt so dick ist wie proximal. Das Cavum medullare hat die weiteste Stelle im proximalen Drittel auf Höhe der Tuberositas deltoidea und ändert seine Form von proximal viereckig über oval zu distal dreieckig.

Messungen der Knochenlängen und Markhöhlenverhältnisse von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze wurden in einer Studie von KIENLE und BRUNNBERG an der Freien Universität Berlin 2002 durchgeführt. Es wurden hierzu Röntgenaufnahmen 16 Bariumsulfat-befüllter Knochen in mediolateraler und craniocaudaler Ebene angefertigt und ausgewertet. Die bisher unveröffentlichten Ergebnisse finden sich in Tabelle 2.1 und 2.2 wieder.

LANGLEY-HOBBS und STRAW (2005) untersuchten durch Messungen an 22 Humeri die Zugänge für die Externe Fixation und die Möglichkeit, einen intramedullären Pin in der Trochlea humeri zu verankern. Der mittlere Durchmesser des Cavum medullare im Bereich der Trochlea betrug medial 1,6 mm, der des Cavum medullare unmittelbar oberhalb der Trochlea 2,4 mm. Die Markhöhle auf Höhe der Trochlea humeri ist medial sehr eng, so dass die Verankerung eines intramedullär platzierten Pins dort nur in weniger als der Hälfte der Fälle möglich war.

Im Rahmen der Entwicklung des Form-Gedächtnis-Implantates dieser Studie wurden eigene Messungen an zehn Knochenpaaren von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze vorgenommen, deren Ergebnisse im experimentellen Teil dieser Arbeit aufgeführt sind.

Tabelle 2.1: Knochenlänge, Markhöhlenlänge und -durchmesser sowie Engstellendurchmesser und Compactadicke von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze in mediolateraler Sicht: Mittelwerte von jeweils 16 Knochen nach KIENLE und BRUNNBERG (2002)

	Knochenlänge in mm	Markhöhlenlänge in mm	Markhöhle + proximale Epiphyse in mm	Engste Stelle in mm	Compactadicke in mm
Humerus	104	80	93	5	2
Os femoris	113	91	102	6	1
Tibia	120	98	111	4	2

Tabelle 2.2: Knochenlänge, Markhöhlenlänge und -durchmesser sowie Engstellendurchmesser und Compactadicke von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze in craniocaudaler Sicht: Mittelwerte von jeweils 16 Knochen nach KIENLE und BRUNNBERG (2002)

	Markhöhlenlänge in mm	Markhöhle + proximale Epiphyse in mm	Engste Stelle in mm	Compactadicke in mm
Humerus	77	90	4	2
Os femoris	92	102	5	2
Tibia	96	111	5	2

2.3 Frakturen langer Röhrenknochen

2.3.1 Ursachen

Ursachen von Frakturen langer Röhrenknochen bei Katzen sind: Stürze aus der Höhe (30%), Verkehrsunfälle (22%) und zu 10% Kampf, Schlag, Schuss, Tritt oder Einklemmung. Bei mehr als einem Drittel (38%) bleibt die Ätiologie verborgen (HILL 1977; FUCHS 1978; STAIMER 1980; LAND 1981; EBEL 1990; SIEME 1990; STEIN 1990; RICHARDSON und THATCHER 1993). BRINKER et al. (2006) geben an, dass 75 bis 80% aller Frakturen im Straßenverkehr entstehen.

Die Angaben zur Kausalität variieren je nach Autor, wie in Tabelle 2.3 gelistet ist.

Tabelle 2.3: Ursachen für Frakturen von Humerus, Os femoris und/oder Tibia bei der Katze nach Literaturangaben

Literaturquelle	Knochen	Anzahl	Fenstersturz n(%)	Verkehrsunfall n(%)	Unbekannt n(%)	Anderes n(%)
HILL 1977	Humerus/Os femoris/Tibia	108	2 (2)	45 (42)	48 (44)	13 (12)
FUCHS 1978	Os femoris	252	43(17)	53 (21)	145 (58)	11 (4)
STAIMER 1980	Humerus	137	49 (36)	21 (15)	42 (31)	25 (18)
LAND 1981	Tibia/Fibula	348	158 (45)	23 (7)	146 (42)	21 (6)
EBEL 1990	Humerus	48	16 (33)	12 (25)	15 (31)	5 (11)
SIEME 1990	Tibia/Fibula	99	33 (33)	21 (21)	34 (35)	11 (11)
STEIN 1990	Os femoris	219	42 (19)	86 (39)	76 (35)	15 (7)
RICHARDSON und THATCHER 1993	Tibia	80	45 (56)	2 (3)	22 (27)	11 (14)
Durchschnitt n(%)			48 (30)	33 (22)	66 (38)	14 (10)

2.3.2 Häufigkeit

Nach HARARI (2002) und SCOTT (2005) sind in etwa 50% aller Frakturen der Katze die langen Röhrenknochen betroffen und in der Mehrzahl die der Beckengliedmaßen (HILL 1977). Ist die Ursache ein Fenstersturz, beträgt die Inzidenz 39 bis 46% (WHITNEY und MEHLHAFF 1987; VNUK et al. 2004). Die Häufigkeit von Frakturen des Humerus, Os femoris und der Tibia ist entsprechend den Angaben der Literatur in Tabelle 2.4 zusammengefasst. Detaillierte Angaben zu den einzelnen Knochen werden in den Abschnitten 2.3.5-2.3.7 gemacht.

Tabelle 2.4: Häufigkeit von Frakturen des Humerus, Os femoris und der Tibia nach Angaben in der Literatur

Literaturquelle	Anzahl der Gliedmaßenfrakturen	Humerus n (%)	Os femoris n (%)	Tibia n (%)	andere Frakturen n (%)
HILL* 1977	64	5 (8)	41 (64)	11 (17)	7 (11)
KNECHT* 1978	100	8 (8)	26 (26)	14 (14)	52 (52)
WHITNEY und MEHLHAFF' 1987	81	4 (5)	37 (46)	15 (18)	25 (31)
KNOBLOCH° 1990	787	102 (13)	337 (43)	211 (27)	137 (17)
UNGER et al.° 1990	1038	128 (12)	466 (45)	220 (21)	224 (22)
BAHN* 1995	393	42 (11)	213 (54)	88 (22)	50 (13)
VNUK et al.* 2003	65	3 (5)	14 (22)	22 (34)	26 (40)
Durchschnitt n (%)		41 (9)	162 (43)	83 (22)	

* Katzen, ° Hunde und Katzen, 'Katzen nach Fensterstürzen

2.3.3 Alter der Patienten

Frakturen bei Katzen entstehen in 35 bis 61% der Fälle im ersten Lebensjahr (HILL 1977; FUCHS 1978; STAIMER 1980; LAND 1981; EBEL 1990; SIEME 1990; BRUNNBERG und WAIBL 2002). 71% aller Frakturen betreffen Katzen in einem Alter jünger als zwei Jahre. Eine Auflistung der Altersangaben in der Literatur ist in Tabelle 2.5 gegeben.

Tabelle 2.5: Alter der Katzen mit einer Fraktur des Humerus, Os femoris und/oder der Tibia nach Literaturangaben

Literaturquelle	Knochen	Anzahl	< 1Jahr n (%)	1-2 Jahre n (%)	> 2 Jahre n (%)	unbekannt n (%)
HILL 1977	Humerus/Os femoris/Tibia	89	46 (52)	21 (23)	22 (25)	-
FUCHS 1978	Os femoris	252	155 (61)	32 (13)	30 (12)	35 (14)
STAIMER 1980	Humerus	138	81 (59)	29 (21)	10 (7)	18 (13)
LAND 1981	Tibia/Fibula	348	159 (46)	116 (33)	73 (21)	-
EBEL 1990	Humerus	48	23 (48)	9 (19)	12 (25)	4 (8)
SIEME 1990	Tibia/Fibula	99	35 (35)	20 (20)	37 (38)	7 (7)
Durchschnitt			83 (50)	38 (21)	31 (21)	
n (%)						

2.3.4 Begleitende Verletzungen

Den Unfallursachen folgend, muss bei der Mehrzahl der Patienten mit weiteren bis hin zu lebensgefährlichen Verletzungen gerechnet werden.

Dies vor der Frakturversorgung zu erkennen, ist vorrangig (ROUSH 2005). Entsprechend sind die lebenswichtigen Funktionen zuerst zu prüfen und ggf. durch geeignete Maßnahmen zu erhalten (HILL 1977; FUCHS 1978; LAND 1981; BRUNNBERG und WAIBL 2002; BRINKER et al. 2006).

Katzen mit einer Fraktur von Humerus, Os femoris und/oder Tibia hatten in 32 bis 60% der Fälle zusätzliche Verletzungen wie Thoraxläsionen, Luxationen, Haut- und Muskelwunden, Nervenläsionen und traumatischen Gaumenspalten (FUCHS 1978; STAIMER 1980; LAND 1981; EBEL 1990; SIEME 1990; STEIN 1990; RICHARDSON und THATCHER 1993; BRUNNBERG und WAIBL 2002). Nach Fensterstürzen macht der Anteil an Thoraxtraumata 34 bis 90% aus (WHITNEY und MEHLHAFF 1987; VNUK et al. 2004).

18 bis 50% der Katzen mit einer Humerus-, Os femoris- oder Tibiafraktur erlitten zusätzlich Frakturen weiterer Gliedmaßen, des Beckens, des Kreuzbeins oder Schädelverletzungen (FUCHS 1978; STAIMER 1980; LAND 1981; SIEME 1990; WRUCK 1996; BRUNNBERG und WAIBL 2002).

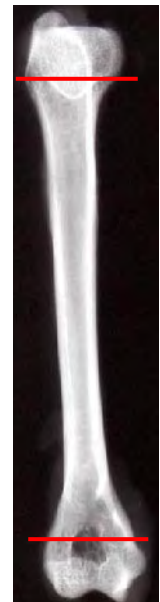
5 bis 14% der Tiere mussten wegen der Schwere der Verletzungen und auf Besitzerwunsch getötet werden (FUCHS 1978; LAND 1981; WHITNEY und MEHLHAFF 1987; VNUK et al. 2004).

2.3.5 Frakturen des Humerus

Unter den Frakturen der langen Röhrenknochen sind die des Humerus nach Becken-, Os femoris-, Tibia- und Radius-Ulna-Frakturen eher selten (BAUMBERGER und LAKATOS 1978). Etwa zwei Drittel aller Humerusfrakturen betreffen das distale Drittel. Prozentual machen sie, wie in Tabelle 2.4 gelistet, zwischen 5 und 11% aller Frakturen bei der Katze (HILL 1977; KNECHT 1978; WHITNEY und MEHLHAFF 1987; BAHN 1995; VNUK et al. 2004) und zwischen 12 und 13% bei Hund und Katze aus (KNOBLOCH 1990; UNGER 1990; UNGER et al. 1990). In 47 bis 75% der Fälle bei der Katze ist die Diaphyse und in 12 bis 50% das distale Segment betroffen (STAIMER 1980; EBEL 1990; UNGER et al. 1990; BAHN 1995; BRUNNBERG und WAIBL 2002) (Tabelle 2.6). 42 bis 55% der Frakturen sind gesplittert (STAIMER 1980; EBEL 1990; BRUNNBERG und WAIBL 2002) und 7 bis 22% offen (EBEL 1990; KNOBLOCH 1990; BAHN 1995).

Tabelle 2.6: Prozentualer Anteil epi- und diaphysärer Humerusfrakturen

Literatur- quelle	STAIMER* 1980	EBEL* 1990	BAHN* 1995	UNGER et al. 1990	BRUNN- BERG, WAIBL* 2002	Durch- schnitt n (%)
Anzahl	143	48	40	128	204	
proximale Epiphyse n (%)	4 (3)	1 (2)	3 (7)	4 (3)	6 (3)	4 (4)
Diaphyse n (%)	73 (52)	36 (75)	25 (63)	60 (47)	107 (52)	60 (58)
distale Epiphyse n (%)	64 (45)	11 (23)	30 (12)	64 (50)	91 (45)	52 (35)



* Katzen, °Hunde und Katzen

2.3.6 Frakturen des Os femoris

Frakturen des Os femoris sind unter denen der langen Röhrenknochen am häufigsten. Bei der Katze machen sie 22 bis 54% der Gesamtzahl aus (HILL 1977; KNECHT 1978; WHITNEY und MEHLHAFF 1987; BAHN 1995; VNUK et al. 2004), für Hund und Katze werden 43 bis 45% angegeben (KNOBLOCH 1990; UNGER et al. 1990). Mit 52 bis 62% bei der Katze (FUCHS 1978; STEIN 1990; BAHN 1995) und 50 bis 56% bei Hund und Katze (UNGER et al. 1990; BRADEN et al. 1995), betreffen über die Hälfte der Frakturen die Diaphyse (Tabelle 2.7). Fast 70% aller Schafffrakturen des Os femoris der Katze sind Splitter- oder Trümmerfrakturen, davon 4 bis 7% offen (FUCHS 1978; STEIN 1990; BAHN 1995).

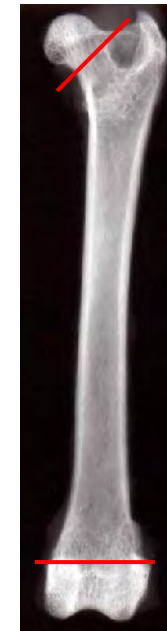
2.3.7 Frakturen der Tibia

Der prozentuale Anteil der Tibiafrakturen bei Katzen beträgt 10 bis 34% (HILL 1977; KNECHT 1978; WHITNEY und MEHLHAFF 1987; BAHN 1995; VNUK et al. 2004) und 21 bis 27% für Hund und Katze (KNOBLOCH 1990; UNGER 1990).

57 bis 78% der Tibiafrakturen der Katze sind diaphysär, wie in Tabelle 2.8 aufgelistet ist (HILL 1977; LAND 1981; SIEME 1990; UNGER et al. 1990; RICHARDSON und THATCHER 1993; BAHN 1995; BRUNNBERG et al. 2003). 70 bis 88% der Fälle sind kombinierte Tibia-Fibula-Frakturen (LAND 1981; SIEME 1990; RICHARDSON und THATCHER 1993; BRUNNBERG et al. 2003). Die Mehrzahl dieser Tibiafrakturen der Katze sind mit 35 bis 45% Schrägfrakturen, 17 bis 49% sind offen (LAND 1981; SIEME 1990; RICHARDSON und THATCHER 1993; BAHN 1995; BRUNNBERG et al. 2003). Vor allem Tibiafrakturen im distalen Bereich sind häufig offen (HARARI 2002).

Tabelle 2.7: Prozentualer Anteil epi- und diaphysärer Os femoris-Frakturen

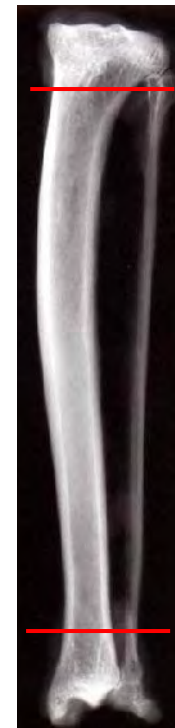
Literatur- quelle	FUCHS* 1978	STEIN* 1990	BAHN* 1995	UNGER et al. ° 1990	BRADEN et al. ° 1995	Durch- schnitt n (%)
Anzahl	472	207	193	466	1000	
proximale Epiphyse n (%)	76 (16)	16 (8)	43 (22)	114 (24)	238 (24)	97 (19)
Diaphyse n (%)	252 (53)	129 (62)	100 (52)	234 (50)	559 (56)	255 (55)
distale Epiphyse n (%)	144 (31)	62 (30)	50 (26)	118 (26)	203 (20)	115 (26)



* Katzen, ° Hunde und Katzen

Tabelle 2.8: Prozentualer Anteil epi- und diaphysärer Tibia- und Tibia-/Fibula-Frakturen

Literatur- quelle	LAND* 1981	SIEME* 1990	UNGER et al. ° 1990	RICHARD- SON* und THATCHER 1993	BAHN* 1995	BRUNN- BERG et al.* 2003	Durch- schnitt n (%)
Anzahl	334	90	220	80	84	479	
proximale Epiphyse + Metaphyse n (%)	26 (8)	8 (9)	16 (7)	3 (4)	10 (12)	19 (4)	14 (7)
Diaphyse n (%)	243 (73)	54 (60)	159 (72)	50 (62)	56 (67)	388 (81)	158 (69)
distale Epiphyse + Metaphyse n (%)	65 (19)	28 (31)	45 (21)	27 (34)	18 (21)	72 (15)	42 (24)



* Katzen, ° Hunde und Katzen

2.4 Frakturversorgung

2.4.1 Ziel der Frakturversorgung

Ziel der Frakturversorgung ist eine stabile Fixation und die anatomische Reposition der Knochenfragmente, um den baldigen und uneingeschränkten Einsatz der Gliedmaße zu ermöglichen (JACKSON und PACCHIANA 2004).

Die Grundsätze heutiger Frakturversorgung wurden von der 1958 in der Schweiz gegründeten AO (Association for the Study of Osteosynthesis) erarbeitet. Die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen ist bekannt unter ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) und setzt weltweite Standards zur Frakturversorgung. 1969 wurde die AOVET gegründet, die die Erkenntnisse der Humanmedizin an die Veterinärmedizin vermittelte und sie für Klein- und Großtiere weiterentwickelte (SCHATZKER 2005).

AO-Richtlinien:

- Reduktion und Fixation der Fraktur, um die anatomischen Gegebenheiten wieder herzustellen

- Stabilisierung entsprechend dem Charakter der Fraktur und der Verletzung durch Fixation oder Schienung

- Bewahrung der Vaskularisation von Weichteilgewebe und Knochen durch sanfte Operationstechnik und vorsichtige Handhabung

2.4.2 Methodik

Die Art der Frakturversorgung ist abhängig von zahlreichen Faktoren, die gegeneinander abgewogen werden müssen: Alter, Gewicht und Temperament des Patienten, Art und Lokalisation der Fraktur und das Ausmaß weiterer Verletzungen. Ferner sind die Mitarbeit des Tieres, die Erwartungshaltung des Tierhalters und die vorhandene Ausrüstung und Erfahrung des Chirurgen ausschlaggebend (HULSE und HYMAN 2003; ROE 2003).

Die Stabilität der jeweiligen Fixationsmethode ist von Bedeutung, da die Bewegung und Belastung der operierten Gliedmaße schwer zu kontrollieren ist (BERNARDE et al. 2001).

2.4.3 Vorübergehende Frakturversorgung

Ist eine zeitnahe endgültige Frakturversorgung nicht möglich, müssen zusätzliche Traumata und Schmerzen verhindert werden. Das Tier ist streng ruhig zu halten. Bei Frakturen distal des Ellbogen- und des Kniegelenkes sollte eine Schienung zumindest durch wattegepolsterte Krepppapierverbände erfolgen. Bei einer Fraktur des Humerus oder des Os femoris ist ein Verband nicht sinnvoll, hier reichen Käfigruhe und Versorgung mit Schmerzmittel bis zur endgültigen Frakturversorgung aus (BRINKER et al. 2006).

2.4.4 Konservative Frakturversorgung

Eine konservative Frakturversorgung ist nur indiziert, wenn es sich um eine stabile Fraktur handelt und strenge Ruhighaltung und Schonung der Gliedmaße gewährleistet werden können. Es können alle unvollständigen Schaft- und Metaphysenfrakturen (Grünholzfrakturen), Schaftfrakturen ohne oder mit reponierbaren Fragmenten, Brüche mit bereits fortgeschrittener Callusbildung und Frakturen des Tibiaschaftes mit intakter Fibula konservativ versorgt werden (LAND 1981). Neben alleiniger Käfigruhe bieten sich bei Frakturen distal des Ellbogen- und Kniegelenkes Stützverbände, Aluminiumschienen oder Light-Cast®-Verbände an.

Nur mit Käfighaltung behandelte EBEL (1990) drei von 37 Humerusfrakturen, zwei davon mit gutem Ergebnis. Bei BRUNNBERG und WAIBL (2002) wurden 30 von 204 (15%) Humerusfrakturen mit Ruhighaltung behandelt, wobei es bei 12 von 23 (52%) kontrollierten Tieren zur Ausheilung kam. Es heilten alle Grünholzfrakturen, jedoch nur 22% der Schräg-, Spiral- oder Trümmerfrakturen.

Bei FUCHS (1978) wurden in den Jahren 1970 bis 1977 30% aller Frakturen des Os femoris mit Käfigruhe therapiert, wobei 1970 noch 67%, 1977 nur noch 3% der Frakturen mit Ruhighaltung behandelt wurden. Das Behandlungsergebnis konservativ versorgter Frakturen war bei sieben von 13 nachkontrollierten Tieren befriedigend, bei sechs unbefriedigend. Von 179 Frakturen des Os femoris ging STEIN (1990) in acht Fällen konservativ vor, fünf heilten gut. In der Studie von LAND (1981) wurden 52% aller Tibiafrakturen konservativ, meistens mit einem Stützverband behandelt. Bei 67 (91%) von 74 kontrollierten Tieren war das Ergebnis gut. Acht von 78 Tibiafrakturen der Katze wurden bei SIEME (1990) konservativ behandelt, davon konnten zwei mit einem guten Behandlungsergebnis kontrolliert werden. BRUNNBERG et al. (2003) behandelten 105 von 467 (22%) der Tibiafrakturen mit Verband und erzielten bei 60 von 61 kontrollierten Tieren ein gutes Ergebnis.

Häufigste Komplikationen waren Pseudarthrose oder Achsenfehlstellung mit konsekutiver Arthropathia deformans benachbarter Gelenke (LAND 1981).

2.4.5 Chirurgische Frakturversorgung

Ziel der operativen Frakturversorgung ist die Wiederherstellung der Funktion, der Länge und Achse der Gliedmaße. Dies kann durch eine exakte Rekonstruktion des Knochens oder aber im Sinne der biologischen Osteosynthese erfolgen.

Bei der anatomischen Rekonstruktion trägt der Knochen gemeinsam mit dem Implantat die Last. Die einzelnen Fragmente werden über Implantate zusammengefügt und fixiert, und es wird eine primäre Knochenheilung angestrebt, sofern die Frakturform dies ermöglicht (ROE 2003). Eine exakte Rekonstruktion und stabile statische Fixation ist bei intraartikulärer Fraktur oberstes Behandlungsziel (BEALE 2004).

Ist eine Rekonstruktion wegen ausgeprägter Trümmerzone nicht möglich, haben Implantate eine Überbrückungs- und Abstützfunktion zu übernehmen (HULSE und HYMAN 2003). Diese Frakturen erfordern eine biologische Osteosynthese mit einem minimalen Zugang, um die Vaskularisation des Frakturgebietes durch den Eingriff nicht zusätzlich zu kompromittieren (BEALE 2004). Mit einem geeigneten Implantat wird die Trümmerzone ohne Rekonstruktion überbrückt, um Länge und Achse der Gliedmaße wieder herzustellen (BERNARDE et al. 2001). Das Implantat sollte so sicher fixiert werden, dass es den Belastungen über die Heilungszeit standhält (ROE 2003).

Nach der Frakturversorgung sollte eine baldige aktive und schmerzfreie Bewegung von Muskulatur und Gelenken möglich sein.

2.4.5.1 Plattenosteosynthese

Die Plattenosteosynthese eignet sich zur Versorgung von Schafffrakturen langer Röhrenknochen bei ausgewachsenen Katzen. Für die Stabilität ausschlaggebend ist, dass auf jeder Seite der Fraktur mindestens zwei Schrauben beide Cortices fassen können (SCHEBITZ und BRASS 1999). Die Platte wird immer dort angebracht, wo der Zugang zum Frakturgebiet einfach ist und sie gut dem Knochen, möglichst an der Zugseite, angepasst werden kann. Plattentyp, Plattenlänge und Plattenstärke werden entsprechend der Frakturform und ihrer Lokalisation ausgewählt. Danach richtet sich auch, in welcher Funktion sie angebracht wird: als Kompressionsplatte, Neutralisationsplatte oder Abstützplatte (BRINKER et al. 2006).

BAUMBERGER und LAKOTS (1978) wählten bei zwei von sieben Humerusfrakturen die Plattenosteosynthese mit einem schlechten Endergebnis, so dass sie die weiteren Frakturen intramedullär mit einem Steinmann Pin versorgten. Der Einsatz einer Platte am Humerus bei 13 Katzen (18%) durch STAIMER (1980) lieferte in zehn Fällen (77%) ein gutes Ergebnis.

EBEL (1990) setzte die Plattenosteosynthese bei sechs (12%) aller Humerusfrakturen ein und erzielte bei fünf (83%) einen guten Behandlungserfolg. Bei 23 (30%) aller Schafffrakturen des Oberarms wandten BRUNNBERG und WAIBL (2003) die

Plattenosteosynthese an und erzielten bei 15 von 20 (75%) Nachkontrollen ein gutes Ergebnis.

FUCHS (1978) versorgte 79 (36%) aller Frakturen des Os femoris mit einer Platte; 39 der 47 (83%) Kontrollen wiesen ein gutes Ergebnis auf. Bei STEIN (1990) wurden 17 (9%) aller Frakturen des Os femoris mit einer Platte versorgt, zehn von 15 (67%) der Kontrollen ergaben ein gutes Ergebnis.

LAND (1981) versorgte 87 (81%) aller Tibiafrakturen mit einer Platte und konnte 83 davon kontrollieren: 77 (92%) waren gut ausgeheilt. Bei SIEME (1990) wurde bei 25 (50%) aller Tibiaschaftfrakturen eine Platte eingesetzt, es erreichten 12 von 20 (60%) der Nachkontrollen einen guten Behandlungserfolg. RICHARDSON und THATCHER (1993) versorgten 18 von 80 (23%) Tibiafrakturen mit einer Platte und erzielten bei elf Nachkontrollen in sieben (64%) Fällen ein gutes Ergebnis. Von 269 operativ versorgten Tibiaschaftfrakturen wandten BRUNNBERG et al. (2003) bei 169 (63%) Katzen die Plattenosteosynthese an; davon erreichten 81% einen guten Behandlungserfolg. Das Behandlungsergebnis für Humerus, Os femoris und Tibia, die mit einer DCP-Platte versorgt wurden, war nach MEYER-LINDENBERG et al. (1996) in 93% (63/67) gut.

2.4.5.2 Fixateur externe

Ein Fixateur externe ist bei stabilen oder instabilen, offenen, insbesondere durch Schuss verursachten Frakturen, Osteotomien oder Frakturen mit verzögerter oder ausbleibender Frakturheilung, Arthrodesen oder zur Immobilisation eines Gelenkes indiziert (BRINKER et al. 2006). In der Tiermedizin wird er bevorzugt zur Osteosynthese von Tibia- und Radiusfrakturen eingesetzt (MARCELLIN-LITTLE 2003; PASSAVANT 2003).

Bei zehn von 77 (13%) Humerusschaftfrakturen setzten BRUNNBERG und WAIBL (2002) einen Fixateur externe ein, in sechs Fällen in Kombination mit einem Marknagel. Sie erzielten bei sechs von acht (75%) Patienten ein gutes Ergebnis, darunter vier mit integriertem Marknagel. PASSAVANT (2003) erreichte bei sechs Humerusfrakturen und bei zwölf Os femoris-Frakturen mit einem Fixateur externe, teils in Kombination mit einem Marknagel, überwiegend gute bis sehr gute Behandlungserfolge.

BRUNNBERG et al. (2003) setzten bei 269 Tibiaschaftfrakturen 58 mal (22%) einen Fixateur externe ein und erreichten bei 41 Frakturen ein gutes Ergebnis, bei PASSAVANT (2003) kam es bei 40 Tibiafrakturen in 83% zur kompletten Heilung.

Den Fixateur externe mit einem Marknagel zu kombinieren erhöht den Anteil positiver Behandlungsergebnisse und eignet sich auch zur Versorgung komplizierter Diaphysenfrakturen (BRUNNBERG et al. 2003; PASSAVANT 2003; REEMS et al. 2003).

2.4.5.3 Intramedulläre Frakturversorgung

Die Stabilität einer intramedullären Fixationsmethode hängt vom festen Sitz des Implantates in der Markhöhle ab. Nach DENNY (1991) gewährleistet dies der gleichförmige Markraumdurchmesser langer Röhrenknochen der Katze.

Intramedulläre Pins und Nägel haben eine gute Stabilität gegenüber Biegekräften (BEALE 2004). Rotations- und Kompressionskräften hingegen widerstehen sie kaum. Um diese Kräfte zu eliminieren, können zusätzlich Cerclagen, Bohrdrähte, Zugschrauben, Platten oder ein Fixateur externe eingesetzt werden (MCLAUGHLIN 1999; BEALE 2004). Intramedulläre Pins als einzige Osteosynthesemethode sollten nur bei stabilen Frakturen angewendet werden. Nach DENNY (1991) sind bei der Katze selbst Trümmerfrakturen mit Pins und Cerclagen erfolgreich zu behandeln. LAND (1981) setzte intramedulläre Pins, Nägel oder Bohrdrähte nur bei Schafffrakturen ein, die durch interfragmentäre Verzahnung eine gewisse Rotationsstabilität aufweisen.

Der Implantatdurchmesser sollte so gewählt werden, dass genügend Stabilität gewährleistet ist und mindestens 70% der Markhöhle ausgefüllt sind (ROE 2003). Das Implantat sollte dabei noch flexibel genug sein, um leicht eingebracht werden zu können (MCLAUGHLIN 1999). Die Stärke und Steifheit eines Pins oder Nagels hängt von seinem Trägheitsmoment ab, der mit Zunahme seines Durchmessers exponentiell zunimmt, denn die Formel zur Bestimmung des Trägheitsmoments enthält den Radius in vierter Potenz (ROE 2003).

Bevorzugt genutzt werden Rush Pin, Steinmann Pin, Küntscher Nagel und Kirschner Bohrdraht. Pins sind preiswert, einfach anzuwenden und falls erforderlich in einem kurzen Eingriff zu entfernen (MCLAUGHLIN 1999).

BAUMBERGER und LAKTOS (1978) setzten einen Steinmann-Nagel bei fünf von sieben Humerusfrakturen im distalen Schaffbereich erfolgreich ein.

ROBINSON (2000) versorgte neun Frakturen des Os femoris bei Katzen mit einem 2,4 mm starken Rush Pin und erzielte gute klinische Ergebnisse. HACH (2000) entwickelte den Trilam-Nagel und implantierte ihn bei 132 Schafffrakturen (19 Humerus-, 41 Os femoris- und 72 Tibiafrakturen), 101 Frakturen (77%) heilten gut aus. Zwölf Frakturen der Katze (je drei Humerus- und Os femoris-, sieben Tibiafrakturen), die HAAS und UNGER (2001) mit einem intramedullären Steinmann Pin (elf zusätzlich mit einem Fixateur externe) versorgten, heilten gut. Ein identisches Ergebnis erzielte ÖZSOY (2004), der 33 Frakturen (drei Humerus-, 22 Os femoris- und acht Tibiafrakturen) mit einem Steinmann Pin mit durchgehendem Gewinde versorgte.

Die Ergebnisse der Studien sind in Tabelle 2.9 zusammengestellt. Die Prozentangaben unter „gutes Behandlungsergebnis“ sind in Relation zu der Zahl tatsächlich nachkontrollierter Tiere gesetzt. Ein gutes Behandlungsergebnis wurde je nach Studie durch klinische Untersuchung mit oder ohne Röntgenkontrolle oder Besitzerbefragung ermittelt.

Tabelle 2.9: Das Heilungsergebnis intramedullärer Frakturversorgung bei der Katze und beim Hund nach Literaturangaben

Studie	Anzahl und Anteil der intramedullär versorgten Frakturen	Implantat [°]	gutes Ergebnis [*]
BAUMBERGER und LAKTOS 1978	5/7 (71%) der distalen Humerusschaftfrakturen	SP	100%
STAIMER 1980	17/75 (23%) der Humerusschaftfrakturen	KN, RP, KB, BN	59%
EBEL 1990	21/37 (57%) der Humerusschaftfrakturen	KB, BN	88%
BRUNNBERG und WAIBL 2002	44/77 (57%) der Humerusschaftfrakturen	RP, KB, ILN	92%
FUCHS 1978	66/217 (30%) der Os femoris-Frakturen	KN, RP, KB	69%
STEIN 1990	152/179 (85%) der Os femoris-Frakturen	KN, BN, SP	48%
ROBINSON 2000	9/9 (100%) der Os femoris-Frakturen	RP	100%
LAND 1981	15/108 (14%) der Tibiafrakturen	KN, RP, KB	92%
SIEME 1990	25/50 (50%) der Tibiafrakturen	KN, KB	85%
HACH 2000	132/132 (100%) 19 Humerus-, 41 Os femoris-, 72 Tibiafrakturen	Trilam Nagel	77%
HAAS und UNGER 2001	16/16 (100%) 3 Humerus-, 3 Os femoris-, 10 Tibiafrakturen	SP, ggf. mit Fixateur extern	100%
ÖSOY 2004	33/33 (100%) 3 Humerus-, 22 Os femoris-, 8 Tibiafrakturen	SP mit durchgängigem Gewinde	100%

[°] BN= Bündelnagelung, ILN= Verriegelungsnagel, KN= Küntscher Nagel, KB= Kirschner Bohrdraht, RP= Rush Pin, SP= Steinmann Pin

^{*} ein gutes Behandlungsergebnis wurde je nach Studie durch klinische Untersuchung mit oder ohne Röntgenkontrolle oder durch Besitzererfragungen ermittelt

□ Studien zu Humerusfrakturen

■ Studien zu Tibiafrakturen

■ Studien zu Os femoris-Frakturen

■ Studien zu Frakturen mehrerer Knochen

2.5 Verriegelungsnagel (ILN)

2.5.1 Überblick

Der Verriegelungsnagel (Interlocking nail = ILN) wird in der Humanmedizin seit über 50 Jahren routinemäßig zur Frakturversorgung eingesetzt (DIAZ-BERTRANA et al. 2005). 1968 stellte Küntscher erstmals einen ILN mit proximalen und distalen Löchern vor, durch die dieser mit zwei Bolzen in der Corticalis verankert werden konnte. Klemm und Schellmann (1972) modifizierten den Küntscher Nagel und entwickelten die Methode der statischen und dynamischen Fixierung (DURALL et al. 1994). Seither wurde eine Vielzahl human- und tiermedizinischer ILN-Systeme mit entsprechendem Equipment entwickelt.

Mit dem ILN lassen sich Frakturen von Hund und Katze im diaphysären Bereich, insbesondere Quer-, Schräg-, Spiral- und Fragmentfrakturen (DUHAUTOIS 1993) und Grad 1 und 2 offene Diaphysenfrakturen von Humerus, Os femoris und Tibia versorgen (ROE 2003). Auch zur Osteosynthese von Trümmerfrakturen hat sich der ILN bewährt (MOSES et al. 2002; DUHAUTOIS 2003). Nach DUHAUTOIS (1993) sind auch Frakturen mit Substanzverlust, Pseudarthrosen und Verlängerungsosteotomien für den ILN geeignet.

Über den klinischen Einsatz eines ILN beim Hund wurde erstmals von DUHAOUTIS (1993) berichtet. In den so versorgten fünf Fällen war das Heilungsergebnis gut. DURALL et al. (1993) erzielten bei zehn Os femoris-Frakturen mit einem ILN unter Kompression gute Ergebnisse. MUIR et al. (1993) gelang dies bei einer Tibiafraktur und DURALL et al. (1994) bei sieben Humerusfrakturen des Hundes, wobei sechs der Tiere schon drei Wochen nach der Osteosynthese funktionell wieder hergestellt waren.

DUHAUTOIS (1995) setzte den ILN bei 44 Hunden und Katzen und einem Vogel ein. Vierzigmal war das Ergebnis gut bis ausgezeichnet. MUIR und JOHNSON (1996) erweiterten die Indikation der ILN-Osteosynthese auf eine Fraktur des Os femoris mit Osteomyelitis. DURALL und DIAZ (1996) versorgten 15 Schafffrakturen des Os femoris mit einem ILN, zwölf davon mit guter Gliedmaßenfunktion 3 Wochen post operationem. ENDO et al. (1996) setzten ein selbst entwickeltes ILN System bei 15 Os femoris- und Tibiafrakturen erfolgreich ein. DUELAND et al. (1999) erzielten bei über 90% der Hunde mit Humerus-, Os femoris- und Tibiafrakturen ein gutes oder sehr gutes Behandlungsergebnis.

DUHAUTOIS (2001, 2003) setzte ein selbst entwickeltes ILN-System erfolgreich bei 121 Humerus-, Os femoris- und Tibiafrakturen ein. LARIN, EICH et al. (2001) versorgten zwölf Os femoris-Frakturen mit einem ILN mit gutem Ergebnis. Ähnlich erfolgreich wendeten MOSES et al. (2002) den ILN bei 21 Humerusfrakturen an. DIAZ-BERTRANA et al. (2005) erzielten bei allen 33 Humerus-, Os femoris- und Tibiafrakturen ein gutes oder sehr gutes Ergebnis.

Die Ergebnisse genannter Fallberichte und klinischer Studien über den ILN bei Hund und Katze sind in Tabelle 2.10 gelistet.

Tabelle 2.10: Osteosynthese verschiedener Schafffrakturen mit Verriegelungsnägeln verschiedener Typen bei Hund und Katze und das Behandlungsergebnis nach Literaturangaben

Studie	Studiendesign	Patientengut	Durchmesser	Länge	Lochung* Schrauben	klinisches Behandlungsergebnis
DUHAUTOIS 1993	Fallbericht	5 Hunde 5 Os femoris-Frakturen 2 davon mit Reoperation	6,0 mm 8,0 mm	160,0 mm 180,0 mm	1/2 3,5 mm	gut bei allen 5 Hunden 3 Wochen bis 3 Monate post OP
DURALL et al. 1993	prospektiv	10 Hunde 10 Ossa femorum mit Osteotomie	7,0 mm	203,0 mm	multiple 4,0 mm	alle mit normaler Gliedermaßenfunktion 3-16 Wochen post op
MUIR et al. 1993	Fallbericht	1 Hund 1 Tibiafraktur	7,5 mm	165,0 mm	multiple 3,5 mm	gut 8 Wochen post op
DURALL et al. 1994	prospektiv	7 Hunde 7 Humerus-, 43% Trümmer- frakturen, 14 % offen	5,0 mm 6,0 mm 7,0 mm	203,0 mm	multiple 3,0/4,0 mm	6/7 (86%) mit normaler Gliedermaßenfunktion 16 Wochen post op
DUHAUTOUIS 1995	retrospektiv	44 Hunde, Katzen, 1 Vogel 40 Os femoris-, 4 Humerus-, eine Tibiafrakturen	4,0 mm 6,0 mm 8,0 mm	92,0 bis 200,0 mm	1/2 2,5/3,5 mm	40/44 (91%) der Os femoris- Frakturen gut oder sehr gut 6 Wochen post op
DURALL und DIAZ 1996	prospektiv	15 Hunde 15 Os femoris-Frakturen	6,0 mm 7,0 mm	203,0 mm	multiple 3,0/4,0 mm	12/15 (80%) gut 3 Wochen post op
MUIR und JOHNSON 1996	Fallbericht	1 Hund mit Osteomyelitis nach Os femoris-Fraktur 4 Wochen post op, zuvor mit intramedullärem Pin und Cerclagen versorgt	6,0 mm	keine Angabe	multiple 3,5 mm	gut unter Cephalexin (30 mg/kg BID über 6 Wochen)

Studie	Studiendesign	Patientengut	Durchmesser	Länge	Lochung* Schrauben	Klinisches Behandlungsergebnis
ENDO, NAKAMURA et al. 1998	prospektiv	7 Katzen 8 Hunde 10 Os femoris- und 3 Tibia- frakturen	4,0 mm 6,0 mm	60 bis 140 mm	multiple 2,0/2,7/ 3,5 mm	alle mit normaler Gliedermaßenfunktion 4 Wochen post op
DUELAND et al. 1999	prospektiv	134 Hunde 19 Humerus-, 92 Os femoris- 23 Tibiafrakturen 86% Trümmerf., 5% offen	6,0 mm 8,0 mm	140,0 bis 300,0 mm	multiple oder 2/2 3,5/4,5 mm	114/123 (93%) der nachverfolgbaren Patienten gut oder sehr gut
DUHAUTOIS 2001 2003	retrospektiv	78 Hunde 43 Katzen 11 Humerus-, 96 Os femoris- 14 Tibiafrakturen 88% Trümmerf., 5% offen	4,0 mm 6,0 mm 8,0 mm	92,0 bis 199,0 mm	multiple oder 2/2 2,0/3,5 mm	85/112 (76%) der nach- verfolgbaren Patienten ohne Komplikation gut oder sehr gut. (52% zusätzlich stabilisiert mit Cerclagen)
LARIN et al. 2001	retrospektiv	12 Katzen 12 Os femoris-Frakturen 92% Trümmerf., 17% offen	4,0 mm 4,7 mm	79,0 mm 91,0 mm 101,0 mm	2/2 oder 2/1 2,0 mm	10/12 (83%) gut oder sehr gut
MOSES et al. 2002	retrospektiv	1 Katze 19 Hunde 21 Humerus-, 86% Trümmer- frakturen, 19% offen	4,7 mm 6,0 mm 8,0 mm	79,0 bis 230,0 mm	2/2 oder 2/1 2,0/3,5/ 4,5 mm	18/21 (86%) ILN ausgeheilt (57 % zusätzlich stabilisiert mit Cerclagen, Fixateur externe oder Zugschraube)
DIAZ-BERTRANA et al. 2005	retrospektiv	33 Katzen 5 Humerus-, 28 Os femoris- Frakturen 52% Trümmerf.	4,0 mm 5,0 mm	65,0 bis 123,0 mm	multiple oder 2/2 2,0/2,7 mm	alle gut oder sehr gut (63% zusätzlich stabilisiert mit Cerclagen, Fixateur externe oder Zuggurtung)

*Lochung: multiple = 5 oder mehr Löcher; 2/2 = proximale und 2 distale Löcher; 2/1 = 2 proximale und 1 distales Loch

2.5.2 Tiermedizinische ILN-Modelle

Beim Hund werden meist solide, runde ILN aus 316L stainless steel mit einem Durchmesser von 6 oder 8 mm eingesetzt, die vorwiegend mit Corticalisschrauben der Stärke 2,7 mm beim 6 mm ILN und 3,5 mm beim 8 mm ILN verriegelt werden (ROE 2003). Für kleine Hunde und Katzen wurden ILN mit 4,7 und 4 mm Durchmesser entwickelt, die mit 2 mm Schrauben geblockt werden. Je nach Modell besitzt der ILN drei, vier oder multiple Verriegelungslöcher. Die Längen der Nägel betragen 68 bis 230 mm. Das distale Ende weist meist eine Trokarspitze auf und proximal befindet sich ein Verankerungsstück oder Innengewinde, um das Handstück und die Bohrschablone befestigen zu können (ROE 2003).

Das Dueland Interlocking Nail System wird seit 1989 für die Tiermedizin angefertigt (MCLAUGHLIN 1999; ROUSH und MCLAUGHLIN 1999). Der Nagel ist seit 1994 auf dem Markt und mit 4, 6, 7 und 8 mm Durchmesser sowie fünf bis zehn Verriegelungslöchern erhältlich (MOSES et al. 2002). Der 4,7 mm Nagel wird mit 2 mm Schrauben, der 6 mm Nagel mit 2,7 oder 3,5 mm Schrauben, der 8 mm Nagel mit 3,5 oder 4,5 mm Schrauben verriegelt (DUELAND et al. 1996; ROUSH und MCLAUGHLIN 1999).

Der Veterinary Interlocking Nail (VIN) von DUHAUTOIS (1993) wurde erstmals 1993 bei einem Patienten eingesetzt und wird vor allem in Europa angewandt. Er wurde immer wieder optimiert und liegt heute in dritter Generation vor. Grundlage sind Ausmessungen von ca. 200 Röntgenbildern. Dem folgend wurden vier Durchmesser des Nagels (4, 6, 8, und 10 mm) mit einem proximalen und zwei distalen Verriegelungslöchern angefertigt. Am distalen Ende hat der Nagel eine Trokarspitze, proximal ein Negativgewinde, um ein Handstück oder die Bohrschablone anbringen zu können. Der VIN der zweiten Generation hatte dafür nur zwei proximale Einkerbungen. Der ILN der dritten Generation hat spezielle Verriegelungsschrauben mit einem größeren Innendurchmesser bei gleichem Außendurchmesser, die erheblich die Stabilität erhöhen (DUHAUTOIS 1993; DUHAUTOIS 1995; DUHAUTOIS 2001; DUHAUTOIS 2003).

2.5.3 ILN Biomechanik

Ein intramedullärer Pin fungiert bei Frakturen langer Röhrenknochen wie eine interne Schiene und widersteht vorrangig Biegekräften (ROE 2003). Der ILN muss aber auch Zug-, Druck-, Torsions- und Scheerkräften widerstehen (RADASCH 1999). Dies wird mit dem großen Durchmesser und der Verriegelung gewährleistet (DURALL et al. 1993; DUHAUTOIS 1995; RADASCH 1999). Der Widerstand des ILN gegenüber Biegekräften ist vom Durchmesser abhängig. Er ist im Vergleich zu einer Platte größer, da der ILN in der neutralen Achse des Knochens platziert wird (RADASCH 1999). Auch die Torsionsstabilität des ILN ist größer als die einer Platte (DUELAND et al. 1996).

Im Bereich der Schraubenlöcher ist der ILN wenig stabil im Hinblick auf Biege-, Torsions- und Scheerkräfte (DUELAND et al. 1997; ROE 2003), wie DUELAND et al. (1999) nachwies. Es brachen 7% der 6 mm ILN in 3,5 mm Schraubenlöchern, die nahe am Frakturpalt positioniert waren. Entsprechend sollten Schraubenlöcher mindestens das ein- bis zweifache des Knochendurchmessers vom Frakturgebiet entfernt liegen (ROE 2003). DUHAUTOIS (1995, 2003) empfiehlt einen Mindestabstand von 10 mm. Neuere ILN-Modelle besitzen wahlweise ein oder zwei Schraubenlöcher im proximalen bzw. distalen Abschnitt, so dass den Abstand bedenkend Optionen bestehen (REEMS et al. 2003).

Verriegelungsschrauben sind vor allem Biegekräften ausgesetzt. Der Innendurchmesser bestimmt proportional die Stabilität, d.h. je größer desto stabiler. Werden anstatt AO-spezielle Verriegelungsschrauben mit einem größeren Innendurchmesser verwendet, kommt es zu signifikant weniger Schraubenbrüchen oder -deformationen (DUHAUTOIS 2003). Allerdings sollten sie eine ausreichende Gewindetiefe haben, um eine Lockerung der Schrauben zu verhindern (ROE 2003).

Auf Grund biomechanischer Studien wurden der ILN für Hund und Katze und die Anwendungstechnik optimiert.

DUHAOUTIS (1993) verglich im Biege-, Torsions- und Kompressionstest den ILN mit dem Steinmann-Nagel an 16 Oberschenkelknochen des Hundes und publizierte in der gleichen Arbeit fünf Osteosynthesen an Patienten. In Experimenten von DUELAND et al. (1996) wurden vergleichend Biege- und Torsionseigenschaften intakter Ossa femorum mit 3,5 und 4,5 mm starken ILN und als ILN-Knochen-Frakturmodelle geprüft. DUELAND et al. (1997) verglichen die Biegeeigenschaften verschiedener ILN Modelle und BERNARDE et al. (2001) die biomechanischen Eigenschaften bei Biegung und Kompression eines 8 mm ILN mit denen einer 3,5 mm dynamischen Kompressionsplatte im Knochen-Frakturmodell. 2005 ermittelten PFEIL et al. Biege-, Kompressions- und Torsionseigenschaften eines 6 mm ILN und einer DCP-Nagel-Konstruktion an Hundetibiae mit Frakturpalt. REEMS et al. (2006) maßen die Torsionsstabilität eines ILN-Frakturmodells mit einer bzw. zwei distalen Verriegelungsschrauben.

Einen neuartigen sanduhrförmigen Verriegelungsnagel entwickelten DÉAJRDIN et al. (2006) und verglichen dessen Torsionseigenschaften mit denen eines herkömmlichen ILN im Knochen-Frakturmodell.

Material und Methode sowie Ergebnisse der verschiedenen Studien zum ILN und dessen Einsatz beim Hund sind in Tabelle 2.11 aufgelistet.

Tabelle 2.11: Material und Methode sowie Ergebnisse verschiedener Studien zum ILN und dessen Einsatz beim Hund

Studie	Material	Durchmesser	Länge	Lochung* Schrauben	Biomechanische Testungen	Zusammenfassung der Ergebnisse
DUHAUTOIS 1993	8 Os femoris -ILN-FM ¹ 8 Os femoris -Steinmann- Pin-FM ¹	6,0 mm 8,0 mm	160,0 mm 180,0 mm	1/2 3,5 mm	nicht destruktive 3-Punkt-Biegung craniocaudal, Torsion und Kompression	- ILN widersteht den physiologischen Kräften am caninen Os femoris und ist kompressionsstabiler als der Steinmann Pin - ILN ist biegestabil, Steinmann Pin mit Dislokation - der Steinmann Pin ist nicht torsionsstabil, der Durchmesser hat keinen Einfluss auf die Stabilität - der ILN hat eine zufriedenstellende Stabilität gegenüber Torsionskräften
DUELAND et al. 1996	18 ILN 10 intakte Ossa femo- rum 10 Os femoris-ILN- FM ¹	6,0 mm 8,0 mm	170,0 mm	multiple 3,5 mm 4,5 mm	nicht destruktive 4-Punkt-Biegung craniocaudal und mediolateral, Torsion	- ILN 20% stabiler bei Biegung senkrecht zur Lochebene - 8 mm ILN hat 93% der Biegesteifigkeit des intakten Os femoris und ist um 270% biegesteifer als der 6 mm ILN; 8 mm ILN-FM hat 147% der Biegesteifigkeit eines intakten Os femoris - 8 mm ILN hat 79% der Torsionssteifigkeit eines intakten Os femoris; 8 mm ILN-FM hat gleiche Torsionssteifigkeit wie ein intaktes Os femoris - 8 mm ILN ist um 220% torsionssteifer als der 6 mm ILN
DUELAND et al. 1997	40 ILN	6,0 mm 8,0 mm	170,0 mm	multiple oder 2/2 2,7 mm 3,5 mm 4,5 mm	zyklische und destruktive 4-Punkt-Biegung	- Implantatfehler traten immer an einem Schraubenloch auf - ILN Durchmesser und Loch-Durchmesser beeinflussen signifikant die Lebenserwartung des Implantates; je kleiner das Loch im Verhältnis zum ILN desto höher dessen Haltbarkeit - die Anzahl der Löcher sind für dessen Haltbarkeit weniger wichtig

Studie	Material	Durchmesser	Länge	Lochung* Schrauben	Biomechanische Testungen	Zusammenfassung der Ergebnisse
BERNARDE et al. 2001	10 Os femoris-ILN- FM ¹ 10 Ossa femorum- DCP-FM ¹	8,0 mm	185,0 mm	1/2 3,5 mm	nicht destruktive und destruktive Biegung cranio- caudal, exzen- trische axiale Kompression	- Biegung: Steifigkeit und der Punkt des Versagens unter- scheiden sich nicht signifikant zwischen ILN- und DCP-FM - Kompression: axiale Steifigkeit und Punkt des Versagens sind für die ILN-FM signifikant höher als für die DCP-FM - interfragmentäre Bewegung unterscheidet sich nicht signifikant zwischen ILN- und DCP-Modellen
PFEIL et al. 2005	12 Tibia- ILN-FM ¹ 12 Tibia- PRC ² -FM ¹	6,0 mm	160,0 mm	2/2 2,7 mm	nicht destruktive zyklische 4-Punkt- Biegung medio- lateral, Kompression, Torsion	- Biegesteifigkeit: kein signifikanter Unterschied zwischen ILN- und PRC-FM - Torsion und Kompression: signifikanter Unterschied zwischen initialer und terminaler Nachgiebigkeit der ILN-FM; interfragmentäre Bewegung bei ILN-FM größer, jedoch bei beiden unter 2 mm - maximale Winkeldeformation bei ILN-FM signifikant größer
DÉJARDIN et al. 2006	8 synthet. Hundetibiae, ILN und sanduhr- förmiger ILN	8,0 mm	185,0 mm	2/2 3,5 mm	nicht destruktive zyklische Torsion	- ILN ist signifikant weniger nachgiebig als der sanduhrförmige ILN im Modell - die durchschnittliche maximale Winkeldeformation des ILN im Modell ist signifikant größer als die des sanduhrförmigen ILN
REEMS et al. 2006	16 Os femoris-ILN- FM ¹ ,	8,0 mm	185,0 mm	2/2 oder 2/1 3,5 mm	destruktive zyklische Torsion	- ILN-Fraktur-Modell mit 2/2-Verriegelung ist stabiler gegenüber Torsionskräften und ermüdet weniger schnell als ILN-Fraktur- Modell mit 2/1-Verriegelung

*Lochung: multiple = 5 oder mehr Löcher; 2/2 = 2 proximale, 2 distale Löcher; 1/2 = ein proximales, 2 distale Löcher ; 2/1 = 2 proximale, ein distales Loch

¹FM= Frakturmodell ²PRC= Plate-Rod Combination ³IM= Intramedullary Rod

2.5.4 ILN Operationstechnik

Der Auswahl des zu wählenden ILN liegen Röntgenaufnahmen zugrunde. Vor allem um seine Länge zu bestimmen, ist das Röntgenbild des contralateralen Gliedmaßenschnitts wichtig. Der Durchmesser lässt sich aber an der Aufnahme des frakturierten Knochens messen (LARIN et al. 2001).

Abgesehen von den Knochenmaßen ist auch die Lokalisation der Fraktur mitentscheidend, um die Lage der Schraubenlöcher im ILN zu wählen (LARIN et al. 2001). Sie sollten mindestens 10 mm (DUHAUTOIS 1995; DUHAUTOIS 2003) beziehungsweise das ein- bis zweifache des Knochendurchmessers (ROE 2003) vom Frakturspalt entfernt platziert werden können. Ist dies nicht möglich, sollte die Osteosynthese nicht mit einem ILN vorgenommen werden (DUHAUTOIS 1995). Der Nagel sollte den größtmöglichen Durchmesser aufweisen (DUELAND et al. 1999) und mindestens 50-75% (CHANDLER und BEALE 2002; ROE 2003; BRINKER et al. 2006), oder nach ROUSH und MCLAUGHLIN (1999) sogar 70-90% der Markhöhle ausfüllen.

Seine Enden sollten die Metaphyse des Knochens erreichen (DURALL et al. 1993), ohne dass sie vor allem distal in ein Gelenk ragen (MCLAUGHLIN 1999). Orientierungshilfe während der Operation kann ein Nagel gleicher Länge sein (ROE 2003). Das proximale Endstück des ILN sollte so gut versenkt werden, dass Muskel und Nerven nicht irritiert werden und eine Serombildung verhindert wird (LARIN et al. 2001).

Der ILN sollte wie jeder andere Marknagel, über das Frakturgebiet hinweg in das distale Segment implantiert werden (MCLAUGHLIN 1999). Nur bei Humerusfrakturen kann nach ROE (2003) sowohl normo- also auch retrograd vorgegangen werden. Das Frakturhämatom sollte möglichst immer belassen werden (MCLAUGHLIN 1999).

Die Osteosynthese mit einem ILN wird beim Menschen meist gedeckt, ohne dass die Fraktur anatomisch korrekt rekonstruiert wird, vorgenommen, weil dies im Sinne der biologischen Osteosynthese verglichen mit einer Plattenosteosynthese weniger traumatisierend ist (MUIR et al. 1993; LARIN et al. 2001). Das gedeckte Vorgehen beim Tier verkürzt die Heilungszeit signifikant, ohne dass der Eingriff länger dauert oder mehr Komplikationen aufweist als andere Osteosyntheseverfahren (HORSTMAN et al. 2004). Um gedeckt vorgehen zu können muss der Eingriff unter Durchleuchtungskontrolle mit dem Bildverstärker vorgenommen werden (MCLAUGHLIN 1999). Beachtet werden sollte, dass der Weichteilmantel durch den Eingriff nicht zusätzlich verletzt und das Frakturhämatom möglichst belassen wird (ROE 2003).

Beim Menschen wird die Markhöhle für die Osteosynthese mit einem Verriegelungsnagel meist aufgebohrt, um den Implantat-Knochen-Kontakt zu optimieren. Beim Tier wird die Markhöhle mit einem Steinmann Pin oder einem Bohrer geöffnet und der ILN mit Jakobsfutter oder Handstück meist ohne Vorbohrung eingebracht (DEJARDIN et al. 2006).

Lediglich bei Os femoris-Frakturen kann es zweckmäßig sein, distal die Markhöhle mit dem Steinmann Pin zu erweitern, um so Fissuren und Frakturen beim Einbringen des ILN zu verhindern (DUHAUTOIS 2003). Sollte doch vorgebohrt werden müssen, so muss die dünne Kortikalis beachtet werden, die leicht traumatisiert werden kann. Zudem werden Endost und medulläre Gefäße zerstört. Das kann die Frakturheilung beeinträchtigen (ROE 2003).

KLEIN et al. (1990) konnten an Hundetibiae experimentell nachweisen, dass durch Vorbohren die Operationszeit signifikant verkürzt werden kann, aber die Durchblutung des Cortex mehr kompromittiert wird als ohne.

Ist der Nagel platziert, wird eine Bohrschablone proximal am Verlängerungsstück des ILN befestigt, so dass die Löcher zum Verriegeln exakt gesetzt und die Verriegelungsschrauben korrekt eingedreht werden können. Dazu kann der Bereich präpariert oder nur eine Stichinzision in die Haut gesetzt werden (MCLAUGHLIN 1999). Der Nagel sollte zunächst distal verriegelt werden. Damit ist eine gute mechanische Stabilität während der weiteren Manipulationen gewährleistet (DUHAUTOIS 2003). Sind distal ein oder zwei Schrauben platziert, werden die Fragmente erneut korrekt ausgerichtet und kontrolliert (MCLAUGHLIN 1999). Nach DUHAUTOIS (1995) sollte distal möglichst mit zwei Schrauben verriegelt werden.

Überprüft werden sollte das Ergebnis anhand von Röntgenbildern im Grundbildpaar vergleichend mit der kontralateralen Seite. Besonders zu beachten sind die korrekte Gliedmaßenachse und -länge (ROE 2003). Der ILN lässt sich im Funktionsprinzip statisch (proximal und distal verriegelt) oder dynamisch (nur proximal oder distal verriegelt) anwenden, je nach dem ob Rotations- und Kompressionskräfte vollständig oder nur partiell neutralisiert werden sollen. Bei instabilen Frakturen sollte nicht dynamisch verriegelt werden (DUHAUTOIS 1995). Eine Dynamisierung kann nachträglich durch die Entfernung der proximalen oder distalen Verriegelung vier bis sechs Wochen nach der Osteosynthese erfolgen (DUHAUTOIS 2003).

Ist es bei metaphysennahen Frakturen nicht möglich, zwei Schrauben in eines der Segmente zu platzieren, sollte kein unbesetztes Loch dem Frakturspalt nahe liegen. Es wäre ein ILN mit nur drei Verriegelungslöchern oder ein anderes Osteosyntheseverfahren zu wählen. Ein freies Loch weit entfernt vom Frakturspalt erhöht dagegen nicht das Risiko eines Implantatfehlers (ROE 2003).

Eine Fissur ist mit Cerclage(n) zu sichern, eine lange Schrägfraktur kann so zusätzlich stabilisiert werden (MOSES et al. 2002; DUHAUTOIS 2003; DIAZ-BERTRANA et al. 2005). Bei noch instabiler Fraktur nach ILN-Osteosynthese kann zusätzliche Stabilität auch mit einem Fixateur externe Typ I oder II gewonnen werden (BASINGER und SUBER 2004). Um die Heilung zu beschleunigen sollten Knochenmark oder zermörserte kleine Knochenfragmente aus dem Frakturgebiet nicht verworfen, sondern dem Defekt angelagert

werden (MCLAUGHLIN 1999). Synthetisch erzeugte bioaktive Substanzen sind dazu ebenfalls geeignet (LARIN et al. 2001). HORSTMAN et al. (2004) konnten allerdings mit Knochenmark und ILN-Osteosynthese keine signifikante Beeinflussung der Heilungszeit feststellen.

2.5.5 Zugänge zu Humerus, Os femoris und Tibia

Zur Osteosynthese von Humerusfrakturen mit einem ILN wird sowohl normograd als auch retrograd vorgegangen (MCLAUGHLIN 1999). Normograd wird der Nagel cranio-lateral vom Tuberculum majus aus distomedial vorgetrieben (LANGLEY-HOBBS und STRAW 2005). Beim retrograden Vorgehen sollte die Gliedmaße im Schultergelenk geringgradig gebeugt gehalten werden, um das Gelenk nicht zu verletzen (HACH 2000). Dazu sind Humerus und Frakturgebiet von lateral darzustellen (ROE 2003). Da es bei der Katze im Gegensatz zum Hund oft nicht möglich ist, den ILN distal im Bereich des medialen Epicondylus zu platzieren, sollte er auf Höhe des Foramen supracondylare enden (LANGLEY-HOBBS und STRAW 2005). Beim Einbringen der distalen Schrauben muss der Nervus radialis beachtet werden (ROE 2003).

Frakturen des Os femoris und der Tibia sollten normograd von proximal mit einem ILN versorgt werden (MCLAUGHLIN 1999; ROE 2003). Normograd am Os femoris wird der Nagel über die Fossa trochanterica eingebracht. Wichtig ist dabei, die Gliedmaße im Hüftgelenk gestreckt und adduziert zu halten, um eine Verletzung des Nervus ischiadicus zu verhindern (MCLAUGHLIN 1999). DUHAUTOIS (2003) empfiehlt, distal den ILN nicht weiter als auf Höhe des proximalen Randes der Patella in die Markhöhle vorzutreiben. Wird retrograd vorgegangen, kann die Reduktion der Fraktur und ggf. auch das Einbringen von Cerclagen erleichtert sein (MCLAUGHLIN 1999).

Tibiafrakturen können sowohl offen als auch geschlossen versorgt werden, da der Knochen einfach zu palpieren ist und Fragmente sich auch gedeckt korrekt ausrichten lassen (ROE 2003). Für das normograde Vorgehen wird der ILN medial und parapatellar, cranio-medial des Ligamentum cruciatum craniale und direkt cranial des Ligamentum tibiale craniale menisci medialis und des Ligamentum transversum genus eingebracht. Die Verriegelung erfolgt medial (MUIR et al. 1993).

2.5.6 Behandlungsergebnisse und Komplikationen

DUHAUTOIS (1993) erzielte bei fünf Hunden mit einer Oberschenkelfraktur mit dem ILN ein gutes Ergebnis. In einer prospektiven experimentellen Studie mit zehn Hunden nahmen DURALL et al. (1993) die ILN-Osteosynthese unter axialer Kompression vor. Nach 20 Wochen waren die Tiere lahmheitsfrei, obwohl der Nagel bei zweien intra operationem durch die Condylen gebohrt wurde. MUIR et al. (1993) erzielten mit dem ILN bei einer Tibiafraktur eines Hundes ein optimales Frakturheilungsergebnis. Der ILN wurde nach 14 Wochen entfernt, weil er 5 mm ins Kniegelenk ragte und Irritationen verursachte. DURALL et al. (1994) verfehlten bei zwei von sieben Humerusfrakturen die Verriegelung am distalen Nagelloch. Vier Wochen post operationem war bei einem Tier die distale Schraube gelockert und bei einem war distal des ILN eine weitere Fraktur entstanden. Letztendlich heilten sechs der sieben Frakturen aber aus. DUHAUTOIS (1995) wertete 44 Frakturen, vorwiegend des Os femoris, retrospektiv aus. Als Komplikationen stellte er Schraubenbruch (n=3), Nagelwanderung (n=1) und Frakturkollaps (n=4) fest. Das Endergebnis war bei 90% der Os femoris-Frakturen letztlich gut bis sehr gut. Trotz schwerwiegender Komplikationen in drei Fällen (Irritation durch Schrauben, Sequesterbildung, ausbleibende Frakturheilung) heilten alle 15 Frakturen des Os femoris in einer klinischen Studie von DURALL und DIAZ (1996) aus. MUIR und JOHNSON (1996) setzten den ILN bei einer Os femoris-Fraktur mit Osteomyelitis ein. Damit und unter Langzeitantibiose heilte die Fraktur klinisch und radiologisch aus. Der Nagel wurde 17 Monate später wegen einer geringgradigen Lahmheit entfernt, das Tier war danach lahmheitsfrei. ENDO et al. (1998) versorgten insgesamt 15 Patienten mit einem ILN, ohne dass es zu Komplikationen kam. DUELAND et al. (1999) berichteten dagegen von Komplikationen intra und post operationem in 17% der Fälle: Abbruch des Bohrers, Verfehlen des distalen Nagellochs, Biegung oder Bruch des ILN, verzögerte oder ausbleibende Frakturheilung, Nervenirritation, Weichteilentzündung und Kontraktur des Musculus quadriceps femoris. Insgesamt heilten die Frakturen aber bei 93% der Tiere. LARIN et al. (2001) hatten bei 12 Os femoris-Frakturen intra operationem keine Komplikationen. Während der Heilungsphase kam es zum Schraubenbruch mit ausbleibender Frakturheilung und zu einem Bruch des ILN distal durch ein zweites Trauma. MOSES et al. (2002) berichten von drei Komplikationen intra operationem, die jedoch keine Folgen hatten. Im weiteren Verlauf kam es bei zwei Tieren zur Irritation des Nervus radialis, und in drei weiteren Fällen je einmal zu Schraubenlockerung mit Kollaps der Fraktur, Schraubenbruch oder Osteomyelitis, die einen Zweiteingriff erforderten. DUHAUTOIS (2003) behandelte mit dem ILN 121 Frakturen. In 14% der Fälle kam es zu minderen Komplikationen und bei 9% war ein Zweiteingriff erforderlich, um die Fraktur zur Heilung zu bringen. Letztendlich heilten 96% der Frakturen aus. 14% aller Frakturen, die mit einem ILN versorgt wurden, wiesen bei BASINGER und SUBER (2004) eine unzureichende

Stabilität auf. Es wurden zusätzlich Pins oder ein Fixateur externe eingesetzt, oder der ILN wurde gewechselt. In einer Studie von DIAZ-BERTRANA et al. (2005) kam es bei zwei von 33 Frakturen zu Komplikationen. Je einmal splitterte der Knochen intra operationem oder es brach eine Verriegelungsschraube. Das klinische Endergebnis war allerdings bei den 33 Katzen sehr gut.

Die Daten der Komplikationen der klinischen Studien sind in Tabelle 2.12 zusammengestellt. Dabei wurde in solche intra operationem, gering- (konservativ resp. einfach chirurgisch zu beheben) und hochgradige Komplikationen (lebensbedrohliche oder nur chirurgisch zu behandeln) unterteilt.

Tabelle 2.12: Komplikationen der klinischen Studien nach Osteosynthese mit einem ILN

Studie	Studien- design	Patientengut	klinisches Behandlungsergebnis	Komplikation intra op	geringgradige Komplikation post op	hochgradige Komplikation post op
DUHAUTOIS 1993	Fallbericht	5 Hunde 5 Os femoris- Frakturen	gut bei allen 5 Hunden 3 Wochen bis 3 Monate post op	keine Angabe	keine Angabe	keine Angabe
DURALL et al. 1993	prospektiv	10 Hunde 10 Ossa femorum mit Osteotomie	alle mit normaler Gliedermaßenfunktion 3-16 Wochen post op	Penetration der Condylen (n=2) Schraube proximal zu kurz (n=1) Verriegelungs- fehler (n=1)	Sklerose um das distale Nagelende (n=2) Osteolyse zwischen den distalen Schrauben (n=1)	keine
MUIR et al. 1993	Fallbericht	1 Hund 1 Tibiafraktur	gut 8 Wochen post op	keine	ILN ragt proximal ggr. hervor, daher Implantatentfernung nach Ausheilung	keine
DURALL et al. 1994	prospektiv	7 Hunde 7 Humerusfrakturen 43% Trümmer- frakturen, 14% offen	6/7 (86%) mit normaler Gliedermaßenfunktion 16 Wochen post op	Verriegelungs- fehler (n=2)	Schraubenlockerung (n=1)	Refraktur distal 4 Wochen post OP (n=1)
DUHAUTOUIS 1995	retrospektiv	44 Hunde und Katzen, 1 Vogel 40 Os femoris-, 4 Humerus-, 1 Tibiafraktur	40/44 (90%) der Os-femoris- Frakturen mit gutem oder sehr gutem Ergebnis 6 Wochen post op	keine	Bruch der proximalen Schraube (n=3) ILN-Migration bei dyna- mischer Verriegelung (n=1)	Kollaps der Fraktur (n=4) durch Fraktur des ILN, Fraktur des ILN+Schraube, Pseudarthrose, ILN- Migration

Studie	Studien- design	Patientengut	klinisches Behandlungsergebnis	Komplikation intra op	geringgradige Komplikation post op	hochgradige Komplikation post op
DURALL und DIAZ 1996	prospektiv	15 Hunde mit 15 Os femoris- Frakturen	12/15 (80%) gut 3 Wochen post op, alle 16 Wochen post op mit normaler Gliedermaßenfunktion	keine	Lahmheit durch Entzündungsreaktion an zu langen Schrauben (n=1)	Sequesterbildung (n=1) ausbleibende Frakturheilung (n=1) Schraubenlockerung mit Achsenknickung (n=1)
MUIR und JOHNSON 1996	Fallbericht	1 Hund nach Os femoris-Fraktur mit Osteomyelitis	gut unter Cephalexin (30 mg/kg BID über 6 Wochen)	keine	ggr. Lahmheit 14 Monate post op	keine
ENDO et al. 1998	prospektiv	7 Katzen 8 Hunde 10 Os femoris-, 3 Tibiafrakturen	alle mit normaler Gliedermaßenfunktion 4 Wochen post op	keine	keine	keine
DUELAND et al. 1999	prospektiv	134 Hunde 19 Humerus-, 92 Os femoris-, 23 Tibiafrakturen 86% Trümmer- frakturen, 5% offen	114/123 (93%) der nachverfolgbaren Patienten gut oder sehr gut	Verriegelungs- fehler (n=19) Abbruch des Bohrers (n=1)	verzögerte Frakturheilung (n=5) reversible Neuropathie des N. ischiadicus (n=4) Schraubenlockerung (n=3) Schraubenbruch (n=2) Biegung des ILN (n=2) Weichteilinfektion (n=2) Entwicklung einer Arthrose des Hüftgelenks (n=2)	ILN-Bruch (n=9) Quadricepskontraktur (n=2) ausbleibende Frakturheilung (n=1) Neuropathie des N. ischiadicus (n=1) Entwicklung eines Osteosarcoms 31 Monate post op nach Bohrer- abbruch (n=1)

Studie	Studien- design	Patientengut	klinisches Behandlungsergebnis	Komplikation intra op	geringgradige Komplikation post op	hochgradige Komplikation post op
LARIN et al. 2001	retrospektiv	12 Katzen, 12 Os femoris-Frakturen 92% Trümmer- frakturen, 17% offen	10/12 (83%) gut oder sehr gut	keine	Lockerung der distalen Schraube (n=1)	ausbleibende Fraktur- heilung (n=1) erneute Fraktur distal des ILN nach Autounfall (n=1)
MOSES et al. 2002	retrospektiv	1 Katze 19 Hunde 21 Humerusfrakturen 86% Trümmer- frakturen, 19% offen	18/21 (86%) mit ILN ausgeheilt 57 % zusätzlich stabilisiert mit Cerclagen, Fixateur externe oder Zugschraube	Abbruch des Bohrers (n=1) Penetration der Fossa olecrani (n=1) Ausweitung von Fissuren (n=1)	reversible Neuropathie des N. radialis (n=2)	Kollaps der Fraktur durch Bruch oder Aus- reißen der Schrauben (n=3) Osteomyelitis (n=2) ausbleibende Fraktur- heilung (n=1)
DUHAUTOIS 2003	retrospektiv	78 Hunde 43 Katzen 11 Humerus-, 96 Os femoris-, 14 Tibiafrakturen 88% Trümmer- frakturen, 5% offen	112/121 (95%) der nachverfolgbaren Patienten gut oder sehr gut 52% zusätzlich stabilisiert mit Cerclagen	Verriegelungs- fehler (n=8)	ggr. Lahmheit (n=6) ggr. Lahmheit nach Verriegelungsfehler (n=5) verzögerte Frakturheilung (n=4) Schraubenbruch (n=3) Kollaps der Fraktur (n=1) Weichteilinfektion (n=1)	ausbleibende oder verzö- gerte Frakturheilung (n=4) ILN Bruch (n=3) Kollaps der Fraktur (n=2) Neuropathie des N. ischiadicus (n=1) Quadricepskontraktur (n=1)
DIAZ- BERTRANA et al. 2005	retrospektiv	33 Katzen 5 Humerus-, 28 Os femoris-Frakturen 52% Trümmer- frakturen	alle gut oder sehr gut 63 % zusätzlich stabilisiert mit Cerclagen, Fixateur externe oder Zuggurtung	Splittern des Knochens (n=2) Schraubenbruch (n=1)	verzögerte Frakturheilung (n=1) Schraubenlockerung (n=1)	keine

2.5.6.1 Implantat- und Materialfehler

Der Nagel bricht am häufigsten im proximalen Schraubenloch des distalen Endstücks, weil meist ein Nagel mit einem zu kleinen Nageldiameter gewählt wird oder aber die Verriegelung zu nahe am Frakturspalt vorgenommen wird (DUELAND et al. 1997; MCLAUGHLIN 1999; REEMS et al. 2006). Das Schraubenloch am oder nahe des Frakturspaltes erhöht seine Anfälligkeit im Hinblick auf Biege-, Scheer- und Rotationskräfte (DUELAND et al. 1997). DUHAUTOIS (2003) beschreibt bei 121 Patienten viermal einen Nagelbruch im Bereich des Verriegelungsloches nächst zum Frakturspalt. In zwei Fällen betrug der Abstand zwischen Frakturspalt und Verriegelungsloch nur 4 bis 6 mm und in drei Fällen war der Nagel zu dünn. Bei DUELAND et al. (1999) brachen 7% der 6 mm ILN mit 3,5 mm Schraubenlöchern im Bereich nahe des Frakturspaltes. MOSES et al. (2002) stellten einmal unter 21 Frakturen einen Bruch der distalen Schraube mit Kollaps der Fraktur fest. Neben den vier Nagelbrüchen verbogen sich bei DUHAUTOIS (2003) weitere fünf (n=121), oder es brach eine Verriegelungsschraube, ohne dass die Frakturheilung beeinträchtigt wurde.

2.5.6.2 Technische Fehler

„Die Häufigkeit technischer Fehler ist umgekehrt proportional zu der Erfahrung, die der Operateur mit dem Instrumentarium hat“ (DUHAUTOIS 2003). Obwohl Verletzungen des Nervus radialis bei Humerusfrakturen selten sind, sollte der Patient immer vor und nach der Operation sorgfältig neurologisch geprüft werden (HARARI 2002). Um Nervenirritationen zu vermeiden, ist das Nagelende ausreichend zu kürzen (ROE 2003).

Verbleibt eine Instabilität, sind meist Rotations- und Biegekräfte unzureichend neutralisiert, weil die Verriegelung nicht exakt vorgenommen wurde (JACKSON und PACCHIANA 2004). Dies wird meist durch Fehlbohrungen verursacht, die bei Einsatz einer Bohrschablone vermieden werden können (DURALL et al. 1993). Auch das Verfehlen der Verriegelungslöcher kann zu einer Instabilität führen, wobei meist die Schraubenlöcher im distalen Endstück verfehlt werden (MCLAUGHLIN 1999). Dies passierte DUHAUTOIS (2003) in 4% der Fälle. MOSES et al. (2002) setzten eine Verriegelungsschraube distal durch die Fossa olecrani, ohne dass die Gelenkfunktion dadurch beeinträchtigt wurde.

Auch unbesetzte Verriegelungslöcher führen zu Komplikationen, wie in drei Fällen bei MOSES et al. (2002), bei denen der Nagel nicht in allen vier Schraubenlöchern verriegelt war. Zweimal kam es zur Lockerung einzelner proximaler Schrauben und einmal zum Bruch einer einzelnen distalen Schraube, was in allen drei Fällen eine erneute Operation erforderte. Bei DUHAUTOIS (2003) war die Frakturheilung in sechs von 121 Fällen verzögert. In einem Zweiteingriff wurde die statische Verriegelung dynamisiert bzw. die dynamische in statische geändert. Dies und strenge Ruhighaltung führten zur Ausheilung.

MOSES et al. (2002) berichteten vom Bohrerbruch im Ciscortex beim Anlegen des Verriegelungsloches. Das Bruchstück wurde nicht entfernt.

Die meisten Komplikationen (92%) sind nach DUHAUTOIS (2003) auf technische Fehler zurückzuführen, weil ein zu dünner ILN gewählt wurde oder die Verriegelungslöcher nicht mindestens 10 mm Distanz zum Frakturspalt haben.

2.5.6.3 Weitere Komplikationen

Als weitere Komplikation kann eine Infektion gelten, die bis hin zur Osteomyelitis führen kann. Der Infekt kann mit dem Nagel über den Markraum verschleppt werden (JACKSON und PACCHIANA 2004). MUIR und JOHNSON (1996) halten den ILN aber auch bei einer offenen Fraktur für ein geeignetes Osteosyntheseverfahren. Sie versorgten so eine Fraktur mit Osteomyelitis erfolgreich.

Auch die akute Fettembolie, die SCHWARZ et al. (2001) in Zusammenhang mit einer intramedullären Osteosynthese sahen, muss wie beim Menschen als eine lebensbedrohliche Komplikation mitbedacht werden.

2.5.7 Vom operativen Eingriff bis zur Implantatentfernung

Im Hinblick auf eine schnelle ungestörte Frakturheilung sollte dem perioperativen Management der „Katzenpatienten“ besondere Aufmerksamkeit gewidmet werden. So sollten sie möglichst wenig von Fremden manipuliert werden. Laute Umgebung und die Begegnung mit Hunden ist zu vermeiden (HARARI 2002). Stress verursacht nicht selten Anorexie und damit eine verzögerte Regeneration (CHANDLER und BEALE 2002). Die Katze als Patient sollte in ruhigen, von anderen Tierarten – insbesondere Hunden – abgetrennten Bereichen oder besser zu Hause gehalten werden (HARARI 2002). Der stationäre Aufenthalt sollte möglichst auf ein Minimum von ein bis drei Tagen begrenzt sein (LARIN et al. 2001).

Eine angemessene perioperative Analgesie mit nichtsteroidalen Antiphlogistika und Opiaten (Oxymorphin, Buprenorphin, Fentanyl®-Pflaster) wird empfohlen (LARIN et al. 2001).

Die Patienten, insbesondere ältere Tiere, sollten verlust- und bedarfsgerecht perioperativ und bis zu einem Tag post operationem infundiert werden, um die Nierendurchblutung aufrecht zu halten und die Herz-Kreislauffunktion zu stabilisieren (ENDO et al. 1998; CHANDLER und BEALE 2002). Die Körpertemperatur zu erhalten, zumindest nicht unter 37,5°C absinken zu lassen und/oder wieder zu erhöhen, ist insbesondere während der Narkose zu gewährleisten (CHANDLER und BEALE 2002).

Eine Antibiotikagabe bei Narkoseeinleitung und gegebenenfalls wiederholt während der Operation wird empfohlen, um das Infektionsrisiko zu limitieren. Bei offenen Frakturen sollte dem wirksamen Antibiotikum ein Antibiotogramm zu Grunde liegen (LARIN et al. 2001; HARARI 2002; HORSTMAN et al. 2004). Eine länger dauernde post operative

Antibiotikagabe für fünf bis zehn Tage und darüber hinaus kann bei einer offenen Fraktur oder bei einer mehr als zweistündigen Osteosynthese indiziert sein (DURALL et al. 1994; ENDO et al. 1998; CHANDLER und BEALE 2002).

Die Gliedmaßenabschnitte distal von Knie oder Ellbogen sollten nach der Osteosynthese mit einem wattegepolsterten Verband versehen werden, um die Wunde zu schützen, den Lymphabfluss zu fördern und so Wundschwellungen und Stauungsödeme zu verhindern (CHANDLER und BEALE 2002). Somit eignet sich diese Maßnahme bei einer Tibiafraktur, nicht aber bei Frakturen des Humerus bzw. Os femoris (HACH 2000). Bedacht werden sollte, dass insbesondere Katzen den Verband häufig nicht tolerieren und er daher eher nachteilig sein kann.

Eine frühe postoperative Futteraufnahme ist zur Regeneration wichtig. Anorexie kann zur verzögerten Wundheilung und hepatischer Lipidose führen. Um das zu vermeiden, sollten ggf. Appetitstimulantien appliziert oder eine Zwangsfütterung bzw. parenterale Ernährung vorgenommen werden (CHANDLER und BEALE 2002).

Um die Frakturheilung günstig zu begleiten wird eine vier- bis achtwöchige Ruhighaltung im Käfig mit anschließender schrittweiser Wiedergabe der Bewegungsfreiheit empfohlen (CHANDLER und BEALE 2002). Physiotherapeutische Maßnahmen wie passive Bewegungen der Gliedmaße und Massage können die Heilung fördern und Komplikationen wie Muskelkontraktur und Ankylose verhindern (CHANDLER und BEALE 2002). Die uneingeschränkte Bewegungsfreiheit sollte erst nach klinisch und röntgenologisch belegter Heilung erlaubt werden (HARARI 2002).

Die Frakturheilung wird vom Alter des Patienten, dem Frakturtyp und der Osteosynthese mitbestimmt (HARARI 2002). Röntgenologisch frühe Zeichen wie Verengung mit Überbrückung des Frakturspaltes und periostale Callusbildung sind in klinischen Studien meist zwischen der 8. und 16. Woche zu beobachten (DURALL und DIAZ 1996), nach MOSES et al. (1999) sind sie im Mittel nach 8,8 Wochen Beleg der Heilung. Entsprechend sollten Katzen jünger als ein Jahr alle zwei bis vier Wochen, mittelalte Tiere alle vier bis sechs Wochen und ältere Katzen alle sechs bis acht Wochen auch radiologisch kontrolliert werden (HARARI 2002).

Der Verriegelungsnagel kann belassen werden (LARIN et al. 2001). Die Implantate sind nach Heilung der Fraktur lediglich bei fortbestehender und/oder nagelinduzierter Lahmheit, Schmerzen und Weichteilirritation, Implantatlockerung, Wanderung, stagnierender Frakturheilung oder infiziertem Implantat zu entfernen (HARARI 2002).

2.6 Nitinol

2.6.1 Einführung

Nitinol ist eine intermetallische Verbindung aus nahezu äquivalenten atomaren Prozentanteilen von Nickel- und Titanionen.

Synonyme für diesen oder vergleichbare Werkstoffe sind Nickel-Titanium, Titanium-Nickel, Tee-Nee, Memorite™, Tinel™ und Flexon™ (DUERIG und PELTON 1994).

Der Name Nitinol setzt sich zusammen aus **Ni** für Nickel und **Ti** für Titan. **NoI** steht für Naval Ordnance Laboratory - das Labor, in dem 1962 Buehler und Mitarbeiter die besonderen Eigenschaften dieser intermetallischen Verbindung entdeckten: Superelastizität und Form-Gedächtnis-Effekt. Bereits 1938 wurden diese Eigenschaften bei Verbindungen von Kupfer mit Zink oder Zinn von Greninger und Mooradian entdeckt (MACHADO und SAVI 2003). Wird Nitinol bei niedriger Temperatur verformt, so „erinnert“ sich das Material bei Erwärmung über eine kritische Temperatur hinaus an seine ursprüngliche Form und nimmt sie wieder an. Der Begriff Pseudo- bzw. Superelastizität beschreibt die Fähigkeit des Materials, sich reversibel zu verformen.

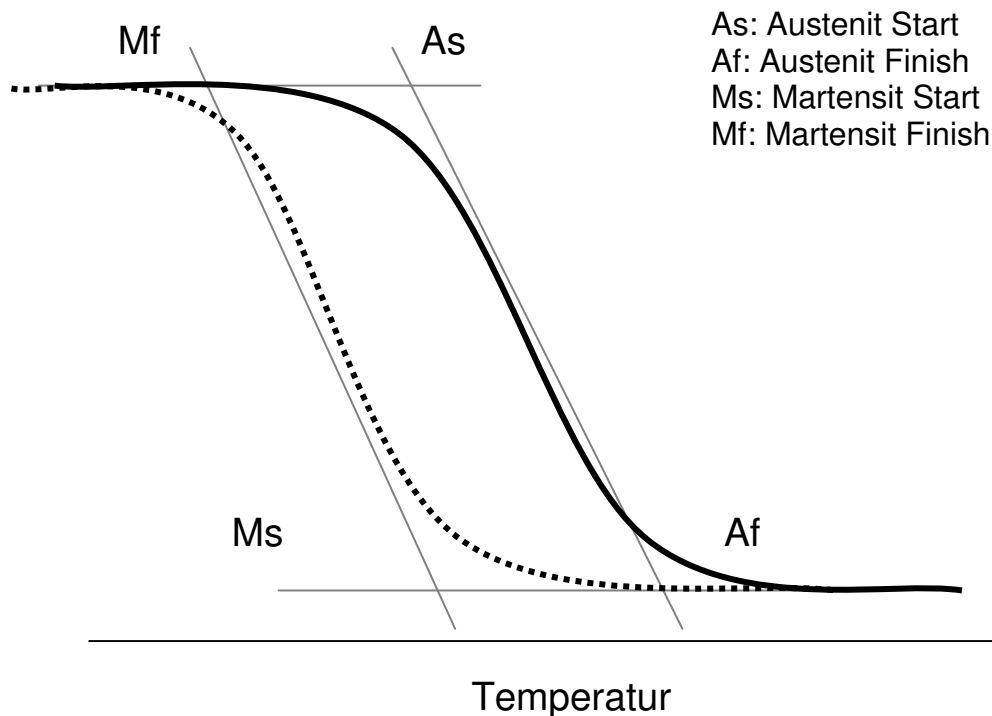


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Phasenumwandlung

2.6.2 Form-Gedächtnis-Effekt

Die Eigenschaft des Nitinols, sich nach Verformung an seine Ausgangsform „zu erinnern“ führte zur Bezeichnung Form-Gedächtnis-Legierung (shape-memory-alloy) oder intelligentes Implantat (smart material). Es kann in zwei Formen vorliegen: als Martensit (Tieftemperaturphase) oder Austenit (Hochtemperaturphase). Umwandlung und Rückumwandlung laufen bei unterschiedlichen Temperaturen ab, es wird somit beim Phasenübergang eine Hysterese durchlaufen (STOECKEL 1993). Die Temperaturen, die beim Umwandlungsprozess von Bedeutung sind, werden bei Erwärmung als Austenit-Start- (As) und Austenit-Finish-Temperatur (Af), bei Abkühlung als Martensit-Start- (Ms) und Martensit-Finish-Temperatur (Mf) bezeichnet (siehe Abbildung 2.1). Diese Umwandlung von einer in die andere Phase erfolgt diffusionslos durch Scherbewegungen, ohne dass es zu einem Platzwechsel der Atome kommt (STOECKEL 2001).

In der Martensitphase kann das Material um bis zu 8% reversibel verformt werden (DUERIG und MELTON 1986). Nitinol behält diese Form bei, bis es über die As-Temperatur hinaus erwärmt wird. Beim Übergang in die Austenitphase nimmt es seine ursprüngliche Form an, die auch bei erneuter Abkühlung beibehalten wird. Dies wird als reversible martensitische Umwandlung bzw. Einwegeffekt bezeichnet (TAUTZENBERGER und STOECKEL 1983). Wird der Werkstoff in der Martensitphase stark (> 8%) verformt, so kommt es zusätzlich zu einer irreversiblen, plastischen Verformung. Dann nimmt der Draht bei Erwärmung seine Ausgangsform ein, verbiegt sich aber wieder bei erneuter Abkühlung. Er „erinnert“ sich somit an seine Form in der Hoch- und Niedertemperaturphase. Das wird als Zweiwegeffekt bezeichnet (TAUTZENBERGER und STOECKEL 1983). Die Fähigkeit zu dieser thermoelastischen, martensitischen Transformation besitzen neben Nitinol auch einige Legierungen auf Kupferbasis (STOECKEL 1992). In einem bestimmten Temperaturbereich kann die Umwandlung von Austenit zu Martensit auch mechanisch induziert werden (STOECKEL 2001). Das Material liegt dafür als spannungsinduziertes Martensit vor, obwohl es austenitisch sein sollte (STOECKEL 1990). Dieser Temperaturbereich liegt zwischen der Af- und der Md-Temperatur, wobei die Md- höher als die Af-Temperatur ist. Md gibt den Punkt an, ab dem kein Martensit mehr spannungsinduziert werden kann (STOECKEL 1993). In diesem Bereich ist eine Verformung um bis zu 8% möglich, jedoch kehrt bei Entlastung das Material in seine thermodynamisch stabile Phase - das Austenit - zurück (STOECKEL 2001). Dieser Effekt wird als Superelastizität (wissenschaftlich: Pseudoelastizität) bezeichnet (STOECKEL 1990).

2.6.3 Zusammensetzung

Der Nickel- bzw. Titananteil variiert je nach Anforderung an den Werkstoff. Meist beträgt der Titangehalt 49 bis 50,7%; bei superelastischer Verwendung liegt er zwischen 49 und 49,4%, bei Werkstoffen mit Form-Gedächtnis-Effekt zwischen 49,7 und 50,7%. Die Dehnbarkeit nimmt mit steigendem Nickelgehalt ab (DUERIG und PELTON 1994).

Eine Änderung der Legierungszusammensetzung um 0,1% kann zu einer Verschiebung der As-Temperatur um 10 K führen (STOECKEL 1987). Je nach Zusammensetzung kann die As-Temperatur zwischen -150 und +150°C liegen (TAUTZENBERGER und STOECKEL 1983). Die Martensit- und Austenitphasen zeigen charakteristische Unterschiede im Festigkeitsverhalten. Das Spannungs-Dehnungs-Diagramm von Austenit entspricht im Bereich über der Grenztemperatur M_d dem konventioneller Legierungen. In der Martensitphase unterhalb der M_f -Temperatur besitzt der Werkstoff eine geringe Festigkeit (STOECKEL 1990).

2.6.4 Biokompatibilität

In den 90er Jahren wurden in vitro Untersuchungen zur Zytotoxizität von Nitinol an humanen Fibroblasten- und Osteoblasten-Zellkulturen durchgeführt (PUTTERS et al. 1992; RYHÄNEN et al. 1997). Im Vergleich mit medizinischem Stahl und Titan ergab sich eine vergleichbar gute Biokompatibilität ohne zytotoxische Effekte. WEVER et al. (1997) bestimmten die kurzfristige biologische Sicherheit und konnten keine zytotoxischen, allergischen oder genotoxischen Aktivitäten von Nitinol feststellen. Bei einer in vivo Untersuchung zur intramuskulären und perineuralen Verträglichkeit von Nitinol an 75 Ratten über 26 Wochen gab es keine Nekrose, Granulombildung oder Dystrophie der Muskulatur. Histologisch waren geringgradige entzündliche Reaktionen und Immunzell-Antwort zu finden, vergleichbar mit den Reaktionen nach Implantation medizinischen Stahls (RYHÄNEN et al. 1998). Auch nach Implantation von Nitinol an intaktem Knochen konnten keine toxischen oder irritierenden Weichteilreaktionen festgestellt werden. Die Bildung neuen Knochengewebes, induziert durch den periostalen Kontakt, wurde nicht gestört.

1999 untersuchte RYHÄNEN die Korrosion von Nitinol und dessen Effekt auf die Knochenheilung, Mineralisation und Knochenumbau im Frakturmodell an Ossa femorum bei Ratten. Die intramedullär eingebrachten Nägel aus Nitinol wiesen verglichen mit medizinischem Stahl im Hinblick auf Callusbildung, Knochendichte und Mineralisation vergleichbare Ergebnisse auf. Signifikante Unterschiede zwischen Nitinol und medizinischem Stahl bezüglich einer Anreicherung von Nickel in Organen ließ sich nicht aufzeigen. Die Korrosion war bei medizinischem Stahl stärker ausgeprägt.

2.6.5 Einsatzgebiete in der Medizin

In der Humanmedizin werden verschiedene intermetallische Verbindungen mit Form-Gedächtnis-Effekt eingesetzt. Produkte aus Nickel und Titan werden aber am häufigsten verwendet. In Amerika stellte Andreasen 1975 erstmals ein zahnmedizinisches Implantat aus Nitinol vor (MACHADO und SAVI 2003). Im medizinischen Bereich wird seit 1971 in Russland und seit 1978 in China mit diesen Materialien geforscht (BRAILOVSKI und TROUCHU 1996; DAI und CHU 1996).

Medizinprodukte aus Nitinol finden unter anderem Einsatz als selbst-expandierende Gefäß-, Tracheal-, Bronchial-, Gallengangs- oder Urethralstents, in der Thromboseprophylaxe, zum Verschluss von Herzscheidewanddefekten, als Klammern bei intestinalen Anastomosen, als intervertebrale Implantate, in der Skoliosebehandlung, bei Osteosynthesen und medizinischen Instrumenten (HUMBEECK 2001; MACHADO und SAVI 2003; SZOLD 2006). In der Osteosynthese werden Klammern und Splints aus Nitinol unter anderem in der Hand- und Fußchirurgie (TAKAMI et al. 1992; TANG et al. 1996; WINKEL et al. 1999), in der Kieferchirurgie (DRUGACZ et al. 1995) und zur Versorgung von intraartikulären Frakturen eingesetzt (DAI et al. 1993).

In tierexperimentellen Studien wird der Einsatz zur Korrektur von Längen- und Achsenfehlstellungen der Gliedmaßen und des Unterkiefers geprüft (KUJALA et al. 2002; KUJALA et al. 2002; FIROOZBAKHSI et al. 2004; ZHOU et al. 2004; ZHOU et al. 2006).

Im Bereich der Wirbelsäulenchirurgie werden Spiralen und Klammern aus Nitinol zur Stabilisation der Wirbelsäule bei Patienten mit Bandscheibenerkrankungen oder Skoliose eingesetzt (ESENWEIN et al. 2004; GUILLE et al. 2007; KIM et al. 2007).

Eines der ersten und heute noch häufigen Einsatzgebiete für Nitinol in Form von Draht, Federn und Zahnbögen zur Regulierung von Fehlstellungen ist die Kieferorthopädie (PELTON et al. 1999; HUMBEECK 2001).

In der Gastroenterologie liegen experimentelle Studien zum Einsatz von Nitinol-Clips zur Anastomosen-Bildung (SONG et al. 2005; KOPELMAN et al. 2007) und zur klinischen Anwendung bei der Unterbindung gastrointestinaler Blutungen vor (KIRSCHNIAK et al. 2007).

Die Anwendung von Stents aus Nitinol ist der sich am stärksten entwickelnde und forschungsintensivste Bereich (HUMBEECK 2001). Sie werden zur Behandlung von Trachealkollaps, tracheobronchialen Obstruktionen oder Strikturen (VINOGRAD et al. 1994; TSUNGAWA et al. 1997; HUMBEECK 2001) und bei Stenosen, Strikturen oder Obstruktionen der Urethra eingesetzt (MORI et al. 1995; MARKS et al. 1999). Stents aus Nitinol finden auch bei obstruierenden Gefäßerkrankungen ihre Anwendung (PHATOUIROS et al. 2000; STOECKEL et al. 2004).

In Form von selbst-expandierenden Filtern werden Implantate aus Nitinol zur Thromboseprophylaxe genutzt (HAWKINS und AL-KUTOUBI 1992; ZOLLIKHOFFER et al. 1992). Ein weiteres Anwendungsgebiet sind schirmchenförmige Implantate zum Verschluss von Herzscheidewanddefekten (SZOLD 2006).

Zum klinischen Einsatz in der Tiermedizin kommen Nitinol Stents zur Behandlung von Trachelakollaps beim Hund (GELLASCH et al. 2002; WOO et al. 2007; KIM et al. 2008; SURA und KRAHWINKEL 2008). Des Weiteren können sie zur palliativen Behandlung tumoröser Lumenverengungen, zum Beispiel der Urethra, eingesetzt werden (WEISSE et al. 2006).

3. Material und Methode

3.1 Experimenteller Teil 1 – Messung der Knochen- und Markhöhlenverhältnisse

Um die Knochen- und Markhöhlengeometrie von Humerus, Os femoris und Tibia zu bestimmen, wurden diese Knochen von zehn adulten Katzen (Tabelle 3.1) post mortem computertomographisch (Highspeed QXi, GE Healthcare, München, Deutschland) gescannt, und die Aufnahmen mit der Advantage Workstation ADW 4.2 (GE Healthcare, München, Deutschland) auf einen zehntel Millimeter genau vermessen. Jede Messung wurde zweimal vorgenommen, und die Einzelwerte arithmetisches gemittelt. Die Zahlen sind mit zwei Dezimalen hinter dem Komma angegeben. Zur Berechnung des Gesamtwertes wurde ebenfalls das arithmetische Mittel genutzt, diese Werte sind mit einer Dezimalen hinter dem Komma angegeben. Jede Markhöhle wurde von distal nach proximal im horizontalen Querschnitt des Knochens vermessen. Die Messpunkte zur Bestimmung der Weite der Markhöhle distal und proximal lagen je 15 mm vom Markhöhlenende entfernt. Die Synopse aller Querschnitte von distal nach proximal lässt Form und Verlauf der Markhöhle von Humerus, Os femoris und Tibia, sowie die Engstelle des Cavum medullare, die Compactadicke und die gesamte Länge der Knochen bestimmen. Das Vorgehen ist schematisiert in Abbildung 3.1-3.3 erklärt.

Tabelle 3.1: Rasse, Alter, Geschlecht, Körpergewicht und Tötungsgrund der zehn Katzen zur Bestimmung der Knochen- und Markhöhlenverhältnisse

Nummer	Rasse	Alter in Jahren	Ge- schlecht	Gewicht in kg	Grund der Euthanasie/ Todesursache
1	EKH	19	mk	4,3	Aortenthrombose
2	EKH	6	mk	6,3	Lungenödem
3	EKH	3	mk	5,0	tot eingeliefert, zuvor Krämpfe
4	EKH	15	mk	5,1	tot eingeliefert
5	EKH	12	w	3,5	Plattenepithelkarzinom
6	Perser	4	wk	1,9	Cholangiohepatitis
7	EKH	16	mk	6,1	chronische Niereninsuffizienz
8	EKH	3	w	2,2	abdominale Massen, Durchfall
9	Ragdoll	5	m	5,2	kardial bedingtes Lungenödem
10	EKH	13	mk	7,5	Osteosarcom Vordergliedmaße
Durch- schnitt		9,6		4,7	

m= männlich, w= weiblich, k= kastriert

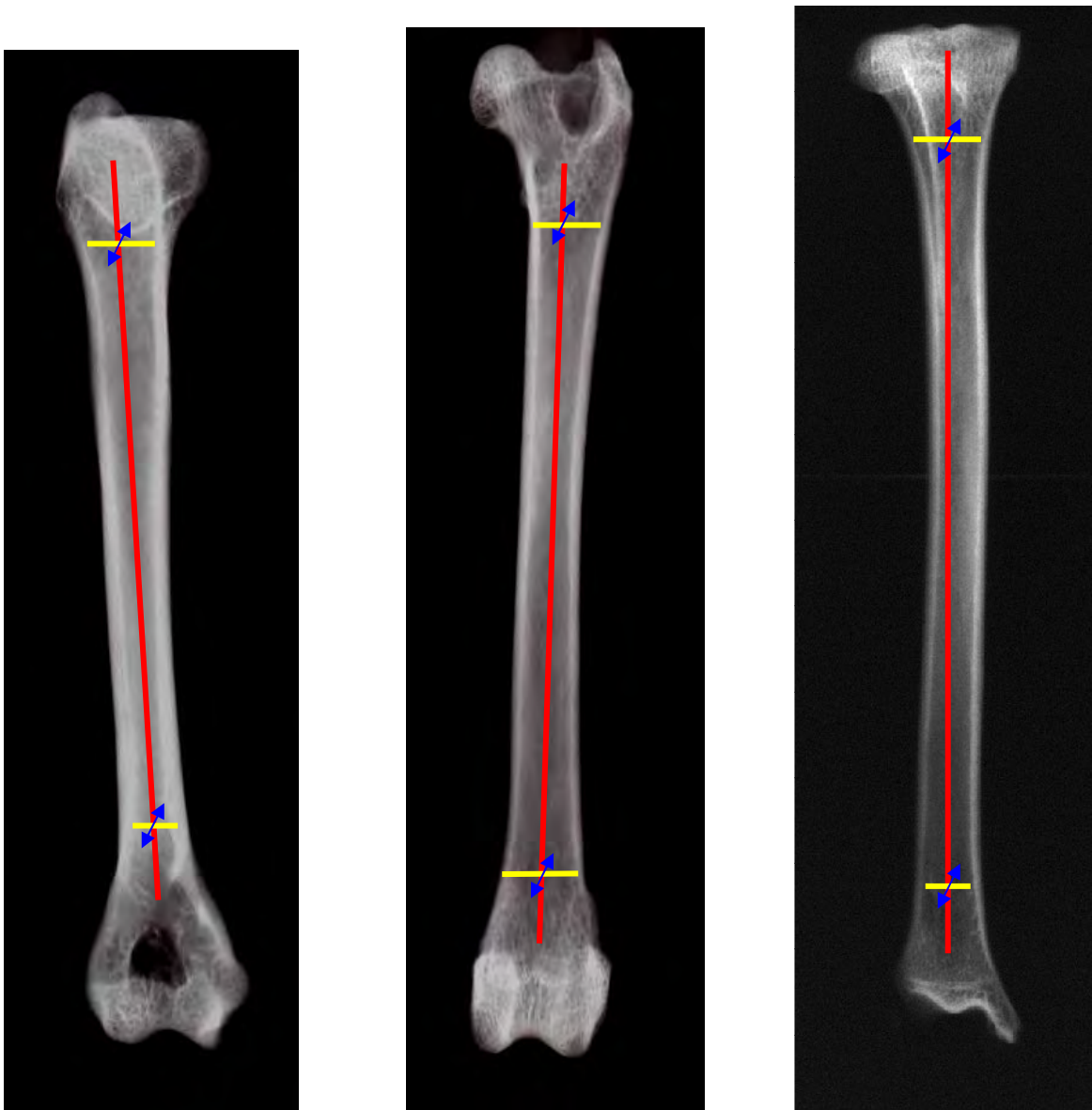


Abbildung 3.1-3.3: Schemadarstellung der Messpunkte und -ebenen der Markhöhle von Humerus, Os femoris und Tibia

- Länge des Cavum medullare
- Weite des Cavum medullare proximal und distal mediolateral
- Weite des Cavum medullare proximal und distal craniocaudal

3.2 Experimenteller Teil 2 – Biomechanische Messungen

3.2.1 Überblick

Biomechanisch wurden die Torsions-, Kompressions- und Biegestabilität des Knochens und des Implantat-Knochen-Frakturmodells ermittelt. Die Messungen wurden im Biomechanik Prüflabor des Julius Wolff Instituts für Biomechanik und Muskuloskeletale Regeneration, Virchow Klinikum Berlin, an einer Materialprüfmaschine (Zwick Roell 1455, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) durchgeführt.

Es wurden dazu drei Gruppen à 21 Versuchsobjekte gebildet: intakter Knochen, ILN-Knochen-Frakturmodell und FGI-Knochen-Frakturmodell.

Die jeweilige Gruppe wurde weiter in drei Untergruppen à sieben Versuchsobjekte unterteilt: kontinuierliche Torsion, kontinuierliche axiale Kompression und kontinuierliche 4-Punkt-Biegung.

3.2.2 Implantate

Für jeden Versuch wurde je ein Implantat verwendet, es gab keinen wiederholten Einsatz.

Als Implantate wurden verwandt:

- ILN aus Titan (Königsee Implantate GmbH, Aschau, Deutschland) mit 3 mm Durchmesser in den Längen 109 mm, 119 mm und 130 mm (Abbildung 3.4) und zugehörige selbst schneidende 2 mm Corticalisschrauben in den Längen 10 und 12 mm.

Nach Implantation wurde das 10 mm lange Verlängerungsstück an der Sollbruchstelle abgebrochen, so dass die implantierten Nägel 99, 109 resp. 120 mm lang waren.

- FGI aus Nitinol (Arge-Upo Medizintechnik GmbH & Co. KG, Hannover, Deutschland) mit 3 mm Durchmesser in den Längen 90, 100 und 110 mm (Abbildung 3.5).

Das FGI ist proximal und distal auf einer Länge von 20 mm längs geschlitzt. In der Austenitphase, in der das FGI bei 37°C vorliegt, spreizen sich die beiden Schenkel olivenförmig auf, um sich von innen in der Markhöhle zu verklemmen. Dabei verkürzt sich das Implantat um 2 mm. Durch Abkühlung auf 4°C geht das FGI in die Martensitphase über, so dass die Schenkel manuell eingedrückt werden können und das FGI die Form eines geraden Nagels einnimmt. In dieser Form kann es in die Markhöhle eines Knochens implantiert werden, wie in Abbildung 3.6 gezeigt wird.

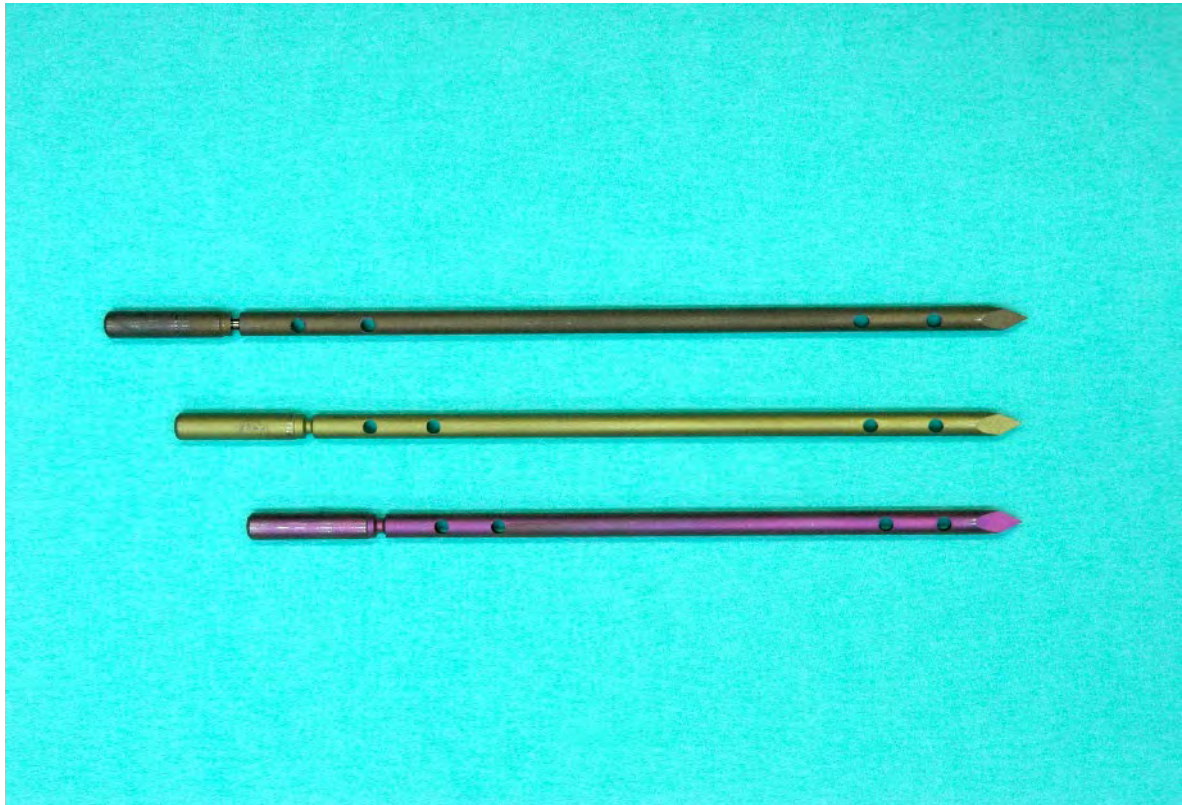


Abbildung 3.4: Verriegelungsnägel mit Sollbruchstelle:
■ 130 mm ■ 119 mm ■ 109 mm lang

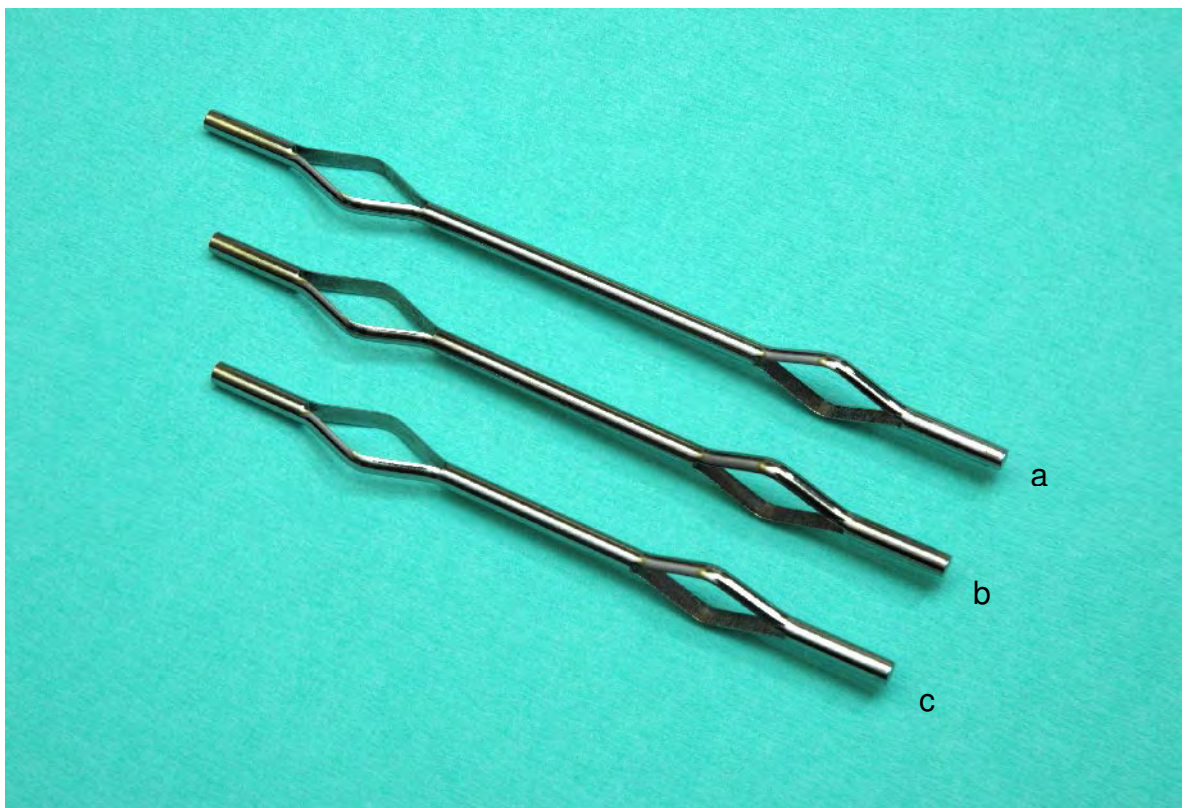
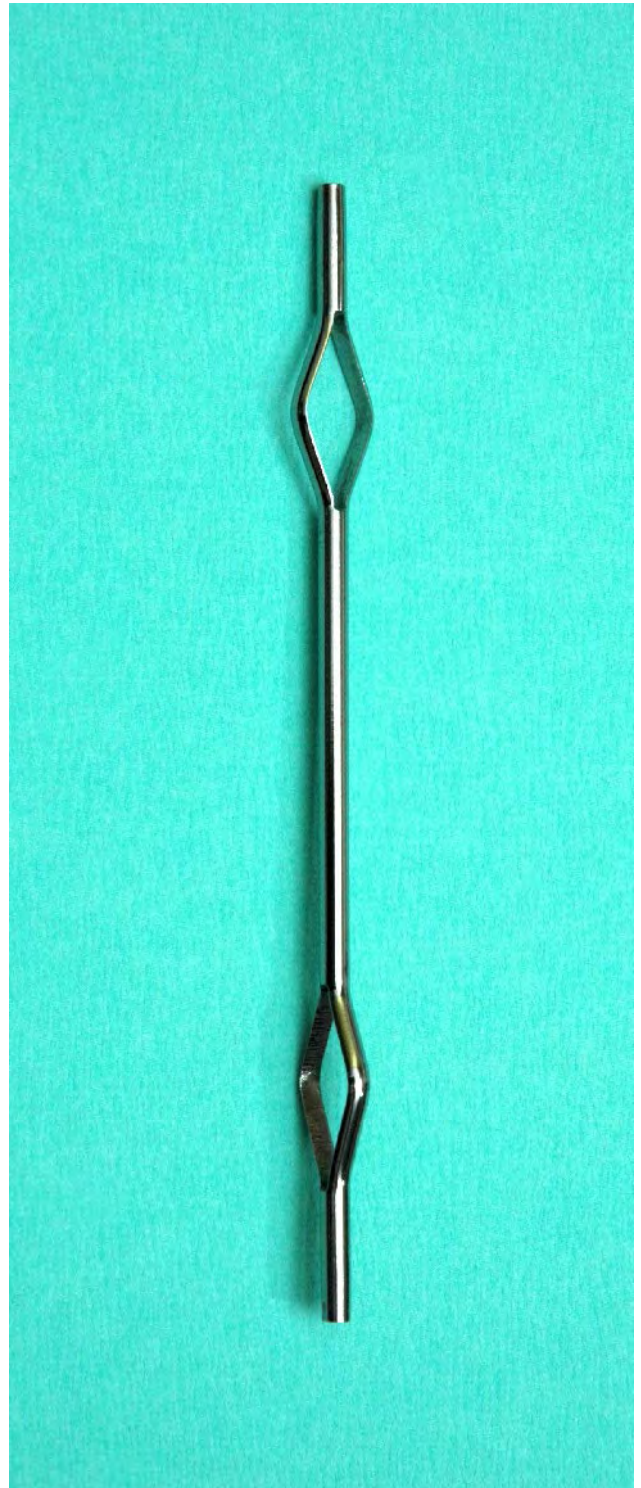


Abbildung 3.5: Form-Gedächtnis-Implantate: a) 110 mm b) 100 mm c) 90 mm lang



Martensitphase bei 4°C



Austenitphase bei 37°C

Abbildungen 3.6 und 3.7: Form-Gedächtnis-Effekt des FGI

3.2.3 Knochenproben

Es wurden 77 Tibiae von 39 verstorbenen oder euthanasierten Katzen gesammelt, deren Skelett der Hintergliedmaßen frei von Erkrankungen war (siehe Tabelle 3.1).

Muskulatur, Sehnen und Bänder wurden entfernt, und die Humeri, Ossa femorum und Tibiae wurden in mit isotoner Kochsalzlösung 0,9% (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) getränkte Baumwolltücher eingeschlagen, in Folie doppelt eingeschweißt und bei -20 Grad tiefgekühlt. Zwölf bis 24 Stunden vor jedem Versuch wurden die Knochen bei Raumtemperatur aufgetaut. Während der Präparation und/oder der Implantation und den biomechanischen Messungen wurden sie mit isotoner Kochsalzlösung feucht gehalten. Es wurden 63 Tibiae für die biomechanischen Messungen verwendet. Pro Versuch wurde jeweils ein neuer Knochen eingesetzt.

Die Zuteilung der einzelnen Tibiae zu den Gruppen erfolgte durch freie Auswahl aus der Gesamtmenge der tiefgekühlten Exemplare. Beachtet wurde, dass die kleinste Untergruppe à sieben Stück drei rechte und vier linke resp. vier rechte und drei linke Tibiae beinhaltete.

3.2.4 Röntgen

Jede Tibia wurde vor dem Versuch nativ und ggf. mit Implantat und Frakturspalt im Röntgengrundbildpaar bei craniocaudalem und mediolateralem Strahlengang geröntgt.

Initial wurden die Knochenstruktur überprüft, die Knochenlänge mit einem mm-skalierten Lineal bestimmt und ggf. das passende Implantat ausgewählt.

Die Röntgenaufnahmen nach Implantation und Frakturspalterzeugung wurden auf den korrekten Sitz des Implantates und etwaige Verriegelungsfehler hin analysiert.

Siehe dazu die Abbildungen 3.8 – 3.11.

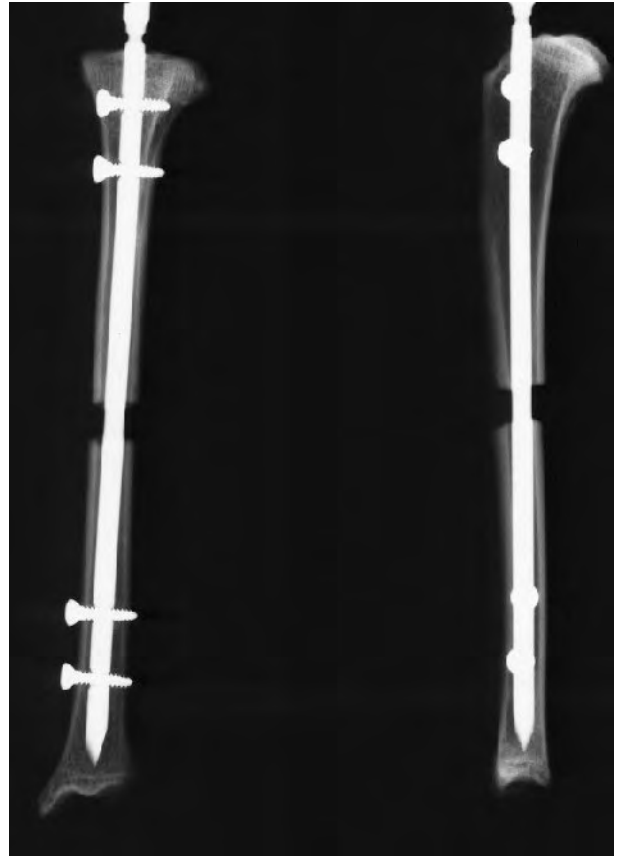
Tabelle 3.2: Rasse, Alter, Geschlecht, Körpergewicht und Tötungsgrund der 39 Katzen für die biomechanische Studie

Num-mer	Rasse	Alter in Jahren	Ge-schlecht [°]	Gewicht in kg	Todesursache	Num-mer	Rasse	Alter in Jahren	Ge-schlecht [°]	Gewicht in kg	Todesursache
1	EKH	12	w	4,0	tot eingeliefert	11	EKH	5	m	8,0	Aortenthrombose euthanasiert
2	EKH	12	m	4,1	Thoraxerguss verstorben	12	EKH	18	mk	k. A.	unbekannt euthanasiert
3	EKH	5	m	5,0	Fenstersturz euthanasiert	13	EKH	5	mk	7,5	Aortenthrombose euthanasiert
4	EKH	5	mk	k. A.	Fenstersturz verstorben	14	EKH	13	wk	k. A.	Aortenthrombose euthanasiert
5	EKH	15	mk	6	Lymphom euthanasiert	15	EKH	14	wk	3,5	Plattenepithelkarzinom, verstorben
6	EKH	14	wk	k. A.	unbekannt euthanasiert	16	EKH	17	w	4	Masse Abdomen euthanasiert
7	Perser-Mischling	18	mk	4,6	unbekannt euthanasiert	17	EKH	11	wk	7	tot eingeliefert
8	EKH	7	mk	4,0	Epilepsie, Anämie euthanasiert	18	EKH	4	wk	5,5	Fenstersturz euthanasiert
9	EKH	7	wk	3	unbekannt euthanasiert	19	EKH	13	w	3,5	Nierenversagen euthanasiert
10	Perser-Mischling	11	mk	7	HCMP verstorben	20	EKH	5	mk	4,3	Pyothorax euthanasiert

[°] m= männlich, w= weiblich, k= kastriert

Num-mer	Rasse	Alter in Jahren	Ge-schlecht°	Gewicht in kg	Todesursache	Num-mer	Rasse	Alter in Jahren	Ge-schlecht°	Gewicht in kg	Todesursache
21	EKH	k. A.	w	3,1	Kippfenstereinklemmung, euthanasiert	31	EKH	11	mk	2,7	Anämie euthanasiert
22	EKH	3	mk	4,0	Aortenthrombose euthanasiert	32	EKH	13	mk	4,2	Hinterhandlähmung euthanasiert
23	EKH	1	wk	3,3	tot eingeliefert	33	EKH	10	wk	5	Adenokarzinom euthanasiert
24	EKH	k. A.	k. A.	4,3	Trauma vermutet euthanasiert	34	EKH	17	wk	4	Pankreatitis euthanasiert
25	EKH	12	wk	k. A.	Lymphom euthanasiert	35	EKH	3	mk	7,2	Dyspnoe euthanasiert
26	EKH	3	m	5,4	Hinterhandlähmung euthanasiert	36	EKH	k. A.	w	2,9	Trauma vermutet verstorben
27	EKH	1	mk	k. A.	FIP-Verdacht euthanasiert	37	EKH	k. A.	m	3,7	Trauma vermutet verstorben
28	EKH	4	wk	k. A.	unbekannt euthanasiert	38	EKH	1	mk	3,1	Schwanzabriss euthanasiert
29	EKH	7	wk	k. A.	Fenstersturz verstorben	39	EKH	8	wk	3,3	Dyspnoe euthanasiert
30	EKH	7	mk	5,6	neurolog. Ausfälle verstorben						

° m= männlich, w= weiblich, k= kastriert, k. A.= keine Angabe



Abbildungen 3.8-3.11: Röntgenaufnahmen im Grundbildpaar vor und nach Implantation des ILN / FGI

3.2.5 Implantation ILN

Mit einem 3 mm Kirschner Bohrdraht und einem T-Handstück wurde ein Zugang zur Markhöhle der Tibia proximal und cranial des Ansatzes des vorderen Kreuzbandes geschaffen. Mit Hilfe eines Verriegelungsnagelsets wurde der passende ILN eingesetzt. Mit der Bohrschablone und einem 1,5 mm Bohrer wurden proximal und distal je zwei Löcher durch die Tibia von medial nach lateral geschaffen und zur Verriegelung 10 oder 12 mm lange, 2 mm starke selbst schneidende Schrauben von medial eingedreht. Nach Frakturspalterzeugung und Überprüfung der korrekten Verriegelung durch Röntgenkontrolle wurde das Verlängerungsstück des ILN in seiner Sollbruchstelle gekappt (Abbildungen 3.12-3.17).

3.2.6 Implantation FGI

Der Knochen wurde, wasserdicht verpackt, im temperierten Wasserbad mit konstant 37-38°C über eine Stunde erwärmt. Das FGI wurde vor Implantation im Kühlschrank auf 3-5°C abgekühlt, so dass es in der Martensitphase vorlag. Die aufspreizenden Schenkel des FGI wurden proximal und distal im gekühlten Zustand manuell zusammengedrückt, und danach wurde bis zur Implantation eine Plastikummantelung über diese Bereiche geschoben. Die Markhöhle der Tibia wurde, wie zuvor beschrieben, geöffnet und das FGI mit einem T-Handstück rasch in die Tibia implantiert, so dass beim Übergang in die Austenitphase das Aufspreizen der Schenkel proximal in craniocaudaler und distal in mediolateraler Richtung erfolgen konnte. Direkt nach Implantation wurden die FGI-Knochen-Kombinationen für 30 Minuten zurück ins Wasserbad gelegt, bevor der Frakturspalt erzeugt wurde und die Röntgenkontrolle erfolgte.

3.2.7 Frakturspalterzeugung

Mit einem 35 mm langen Sägeblatt zum Aufsetzen auf einen Skalpellgriff (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) wurde mitten in der Diaphyse eine 5 mm breite Querfraktur gesetzt, ohne dabei das Implantat zu beschädigen (Abbildung 3.16 und 3.17). Damit wurde ein instabiler Bruch simuliert, bei dem allein das Implantat die Last der Kräfte zu tragen hat.

3.2.8 Verpackung und Transport

Die Knochen und Implantat-Knochen-Frakturmodelle wurden geröntgt, in mit isotoner Kochsalzlösung getränkte Tücher gewickelt, bei Raumtemperatur verpackt und in einer Isoliertasche transportiert. Die FGI-Knochen-Frakturmodelle wurden zusätzlich wasserdicht verpackt und in 37-38°C warmer isotoner Kochsalzlösung in einem wärmeisolierten Behälter aufbewahrt. Die Transportdauer lag unter einer Stunde.



3.12



3.13



3.14



3.15



3.16



3.17

Abbildungen 3.12-3.17: Implantation eines ILN und Setzen eines 5 mm breiten Frakturspalt mit einer Handsäge: **3.12)** ILN im Handgriff eingespannt **3.13)** ILN in Tibia platziert, Bohrschablone (130 mm) angelegt, erste Bohrung distal gesetzt **3.14)** Bohrung proximal **3.15)** distal und proximal mit je zwei 2 mm Schrauben verriegelt **3.16)** Bestimmung der Fraktur in der Diaphysenmitte, Sägeblatt **3.17)** 5 mm klaffender Frakturspalt

3.2.9 Biomechanische Messungen

Kontinuierliche Torsions-, Kompressions- und Biegetests bis zum Versagen bzw. einem festgelegten Abbruchkriterium wurden in einer Zwick Roell Materialprüfmaschine 1455, unter Verwendung des Zwick PC-Software Systems Version 5.4 vorgenommen.

Vorbereitung der Proben für den Torsions- und Kompressionstest:

Die proximalen und distalen Enden jedes Knochens bzw. jedes Implantat-Knochen-Frakturmodells wurden mit Technovit 2060 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) in 20 mm tiefe runde Einbettformen eingegossen. Dabei wurde die senkrechte Position der Probe von cranial und medial aus mit einem rechten Winkel überprüft. Nach jedem Eingießen wurde mindestens 20 Minuten gewartet, damit das Material aushärten konnte. Das proximale Knochenende wurde unter einem Abzug eingegossen und der Knochen bzw. das Implantat-Knochen-Frakturmodell dabei mit einer Faszange in einem Ständer fixiert. Das eingegossene proximale Tibiaende wurde in der oberen Führungsschiene der Materialprüfmaschine mit Hilfe eines passenden Metallschlittens fixiert. Das distale Ende der Tibia wurde im Anschluss ebenfalls eingegossen (Abbildung 3.18 und 3.19). Durch dieses Vorgehen war gewährleistet, dass die Probe spannungsfrei eingebettet wurde.



Abbildung 3.18 und 3.19: Eingießen einer Probe für die Torsions- und Kompressionstests unter dem Abzug (links) und in der Materialprüfmaschine (rechts)

Vorbereitung der Proben für den Biegungstest:

Das proximale und distale Ende wurden senkrecht in 60 mm tiefe Einbettformen mit Technovit eingegossen und mittig ein 80 mm langer Bereich der Dia- und Metaphyse ausgespart. Dieser Bereich wurde mit rotem Klebeband vorübergehend markiert (Abbildung 3.20). Nach jedem Eingießen wurde mindestens 20 Minuten abgewartet, damit das Material aushärten konnte. Danach wurden die roten Klebestreifen entfernt.

Die Enden der Verriegelungsschrauben wurden vor der Präparation mit Klebeband mehrfach abgeklebt, so dass sie nicht mit eingegossen werden konnten. Das Klebeband wurde nach dem Eingießen entfernt und die ausgehärteten Technovit-Zylinder aus den Formen gelöst. An den Enden der Zylinder wurde die craniocaudale Ausrichtung farbig markiert, um die korrekte Lagerung vor und während der Versuche verlässlich prüfen zu können.

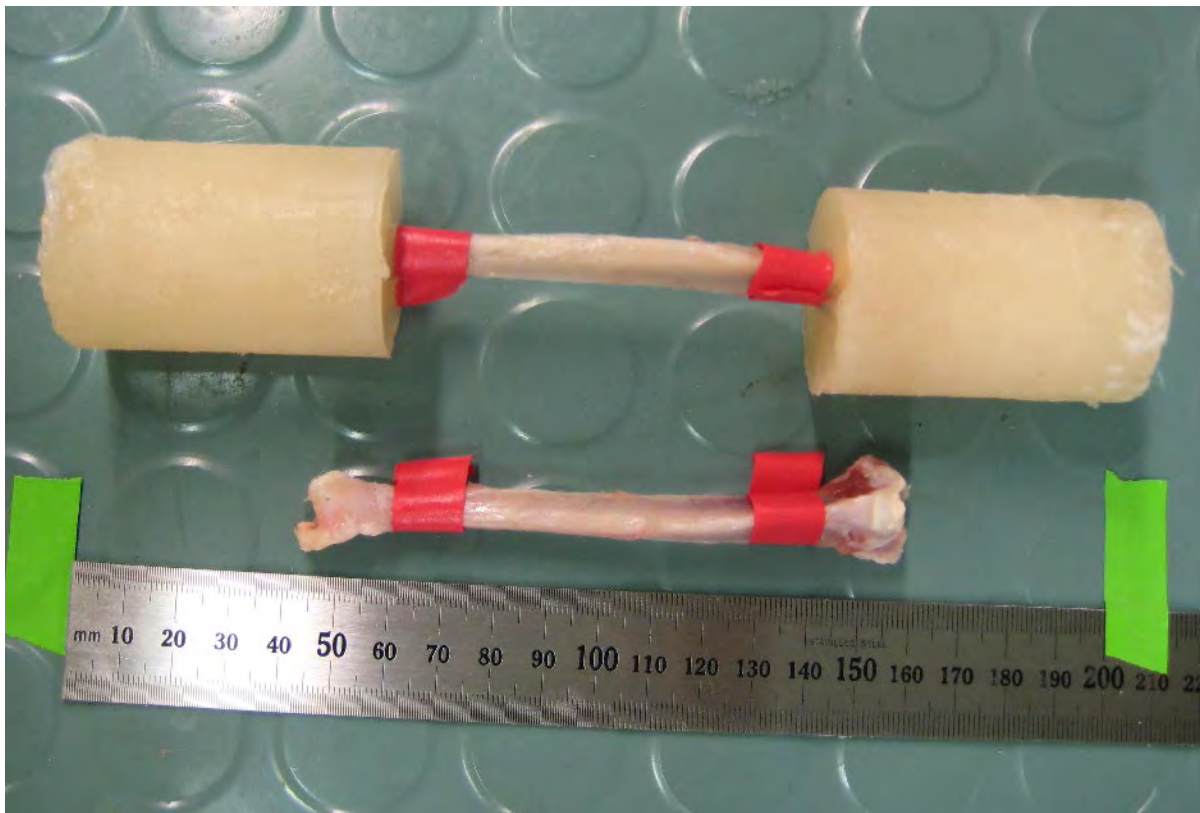


Abbildung 3.20: Rechte intakte Tibia vor und unmittelbar nach dem Eingießen für den Biegetest

Behandlung der Proben während der Vorbereitung:

Bei den ILN-Knochen-Frakturmodellen wurde beachtet, dass die vier Verriegelungsschrauben nicht mit eingegossen wurden. FGI-Knochen-Frakturmodelle wurden vor dem Eingießen im Wasserbad und während des Eingießens mit Hilfe einer Rotlichtlampe auf 37° bis 38°C warm gehalten (Abbildung 3.21 und 3.22). Die Temperatur wurde mit einem elektrischen Thermometer permanent überprüft.

Der Knochen jedes Versuchsobjektes wurde durch Einschlagen in mit isotoner Kochsalzlösung befeuchteten Baumwolltupfern und durch wiederholtes Besprühen mit isotoner Kochsalzlösung vor Austrocknung geschützt.

Lagerung der Knochen bei den Versuchen:

Zu Torsions- und Kompressionsversuchen wurden die eingegossenen Knochen bzw. Implantat-Knochen-Frakturmodelle axial in der Prüfmaschine ausgerichtet und durch Anziehen zweier Schrauben proximal und distal fest verankert (Abbildung 4.23).

Die 4-Punkt-Biegung erfolgte in craniocaudaler Richtung. Dazu wurden die eingegossenen Versuchsobjekte horizontal auf einen Biegeschlitten mittig aufgelegt, ohne fest verankert zu sein (Abbildung 4.24).

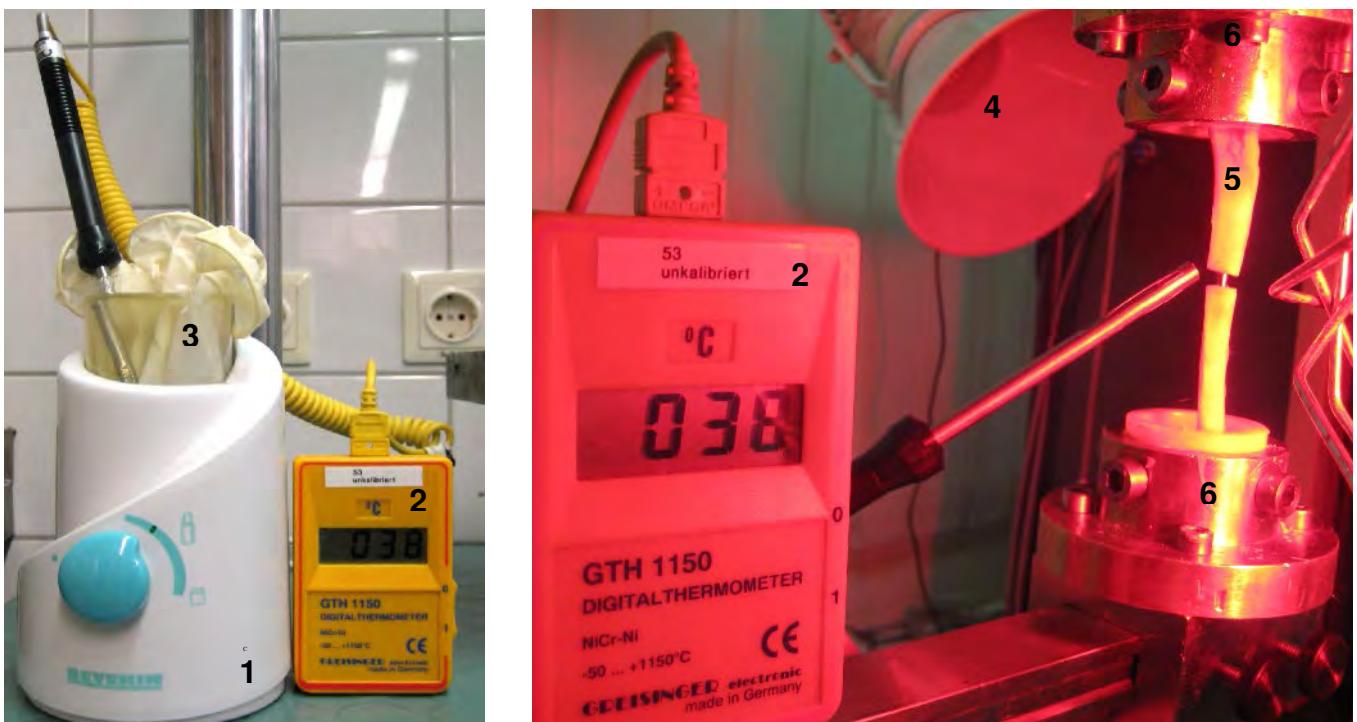


Abbildung 3.21 und 3.22: Warmhalten der FGI-Knochen-Frakturmodelle während der Vorbereitungen und der Messung: **1)** Flaschenwärmer **2)** Digitales Thermometer **3)** FGI-Knochen-Frakturmodelle wasserdicht verpackt im Wasserbad **4)** Abzug **5)** FGI-Knochen-Frakturmodell in der Materialprüfmaschine **6)** Einbettformen



Abbildung 3.23: Lagerung eines Versuchsobjekts für Torsions- oder Kompressionsversuche: 1) Führungsschiene der Materialprüfmaschine 2) Einbettformen 3) Knochen 4) Abzug

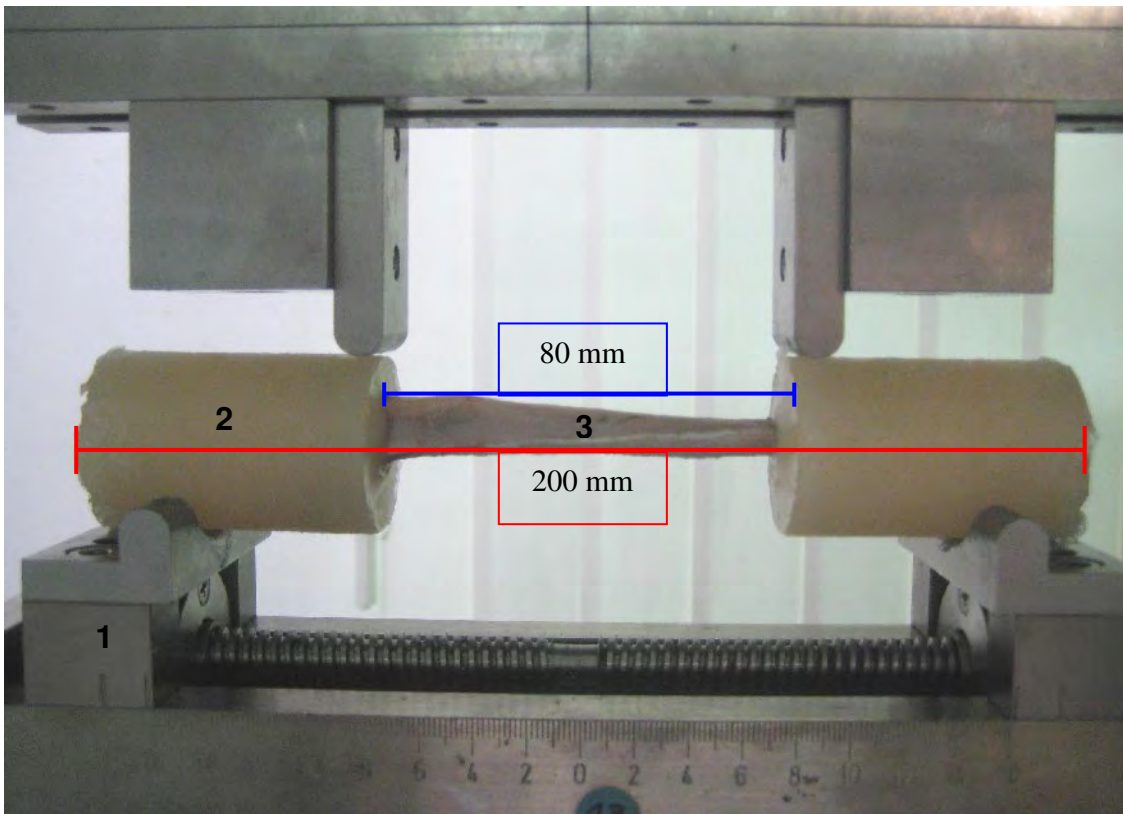


Abbildung 3.24: Lagerung eines Versuchsobjekts für den Biegeversuch: 1) Biegeschlitten 2) gegossene Technovit®-Zylinder (60 mm) 3) Knochen (auf 80 mm Länge eingegossen)

Messparameter:

Der Torsionsversuch wurde bis zum Versagen oder bis zu einer maximalen Torsion von 50°, das als Abbruchkriterium festgelegt wurde, durchgeführt. Das Versuchsobjekt wurde mit einer Geschwindigkeit von 10 %/min belastet. Weitere Versuchsparameter sind in Tabelle 3.3 zusammengestellt.

Der Kompressions- und Biegeversuch wurde jeweils bis zum Versagen oder bis zu einem festgelegten Abbruchkriterium durchgeführt. Dieses lag für die Kompression bei einer Längenänderung von 5 mm und für die Biegung bei 8 mm. Die Proben wurden mit einer kontinuierlichen Prüfgeschwindigkeit von 5 mm/min belastet, die obere Kraftgrenze lag bei 16000 N. Die Parameter sind in Tabelle 3.4 gelistet.

Die Torsions-, axiale bzw. Biegesteifigkeit wurde durch das Anlegen einer Geraden an den linearen Teil der Kraft-Weg-Kurve ermittelt. Die Steigung dieser Geraden entspricht der Steifigkeit.

Der Punkt des totalen Versagens wurde durch die Auswertung der einzelnen Kraft-Weg-Kurven resp. der zugehörigen Werte für die Kraft ermittelt. Der Abfall der Kurve resp. Werte für die Kraft zur Nulllinie hin ohne erneuten Anstieg, oder das Erreichen eines Plateaus ohne Anstieg im weiteren Verlauf, wurden als totales Versagen gewertet. Ein Abfall der Kurve resp. Werte um mehr als 100 N mit anschließendem erneuten Anstieg wurden als partielles Versagen gewertet. Das Versagen wurde unterteilt in das des Knochens (Fraktur) und das des Implantates (Biegung oder Bruch).

Tabelle 3.3: Parametersatz: die Messparameter der Torsionsversuche

	Torsion	Einheit
M-Vorgabe 1	2	Nm
M-Vorgabe 2	4	Nm
Vorkraft	1	N
Prüfgeschwindigkeit	10	Grad/min
erster Umkehrpunkt Messzyklus	19	N
Vormoment	0	Nm
zweiter Umkehrpunkt Messzyklus	100	Nm
Abbruch Kraft oder Moment	100	Nm
maximaler Torsionsgrad	50	Grad

Tabelle 3.4: Parametersatz: die Messparameter der Kompressions- und Biegeversuche

	Kompression	Biegung	Einheit
Vorkraft	0,5	0,5	N
Haltezeit der Vorkraft	1	0	s
Prüfgeschwindigkeit	5	5	mm/min
Regelabweichung	10	10	%
Zeit bis zur Prüfgeschwindigkeit	20	20	s
Geschwindigkeit bis zur Prüfgeschwindigkeit	10	10	mm/min
Prüfgeschwindigkeit	5	5	mm/min
Rücklaufgeschwindigkeit	20	200	mm/min
Bruchabschaltswelle	0	0	%Fmax
untere Kraftgrenze	0	0	N
obere Kraftgrenze	16000	16000	N
maximale Längenänderung	5	8	mm

3.2.10 Dokumentation und Auswertung

Mit der Zwick PC-Software System Version 5.4 wurden die Messergebnisse dargestellt und als Zwick-ASCII-Dateien gespeichert. Für die weitere Bearbeitung und Auswertung wurden diese Dateien in Microsoft Excel® Dateien überführt. Die Ergebnisse wurden arithmetisch gemittelt und graphisch dargestellt.

Es wurden folgende Parameter gemessen:

- Torsion: Die Torsionssteifigkeit (Nm/Grad) und, sofern es zu einem Versagen kam, der Winkel (Grad) und die Kraft (N) beim Versagen und die Form des Versagens.
- Kompression: Die axiale Steifigkeit (N/mm), die maximale Kraft (N) und, sofern es zu einem Versagen kam, die Kraft beim Versagen (N) und die Strecke (mm), nach der das Versuchsobjekt versagte sowie die Form des Versagens.
- Biegung: Die Biegesteifigkeit (N/mm), die maximale Kraft (N) und, sofern es zu einem Versagen kam, die Kraft beim Versagen (N) und die Strecke (mm), nach der das Versuchsobjekt versagte, sowie die Form des Versagens.

Bei jedem Versuch wurden die visuellen Veränderungen am Knochen und/oder des Implantates notiert und abgebildet. Nach den Versuchen wurden die Implantat-Knochen-Frakturmodelle demontiert und etwaige Verformungen an Implantat und/oder Schrauben notiert.

4. Ergebnisse

4.1 Experimenteller Teil 1 – Geometrische Daten der Knochen und ihrer Markhöhlen

4.1.1 Knochen- und Markhöhlenlänge

Die durchschnittliche Knochenlänge des Humerus beträgt 106 mm, die des Os femoris 116 mm und die der Tibia 122 mm. Die Messpunkte sind in Abbildung 4.1 skizziert. Details der Messungen sind in Tabelle 4.1 und Abbildung 4.2 zusammengestellt.

Das Cavum medullare war im Durchschnitt am Humerus 89 mm, am Os femoris 102 mm und an der Tibia 112 mm lang. Die Messstrecken der jeweiligen Knochen sind in Abbildung 4.1 markiert und die Ergebnisse in Tabelle 4.2 gelistet, sowie in Abbildung 4.3 dargestellt.

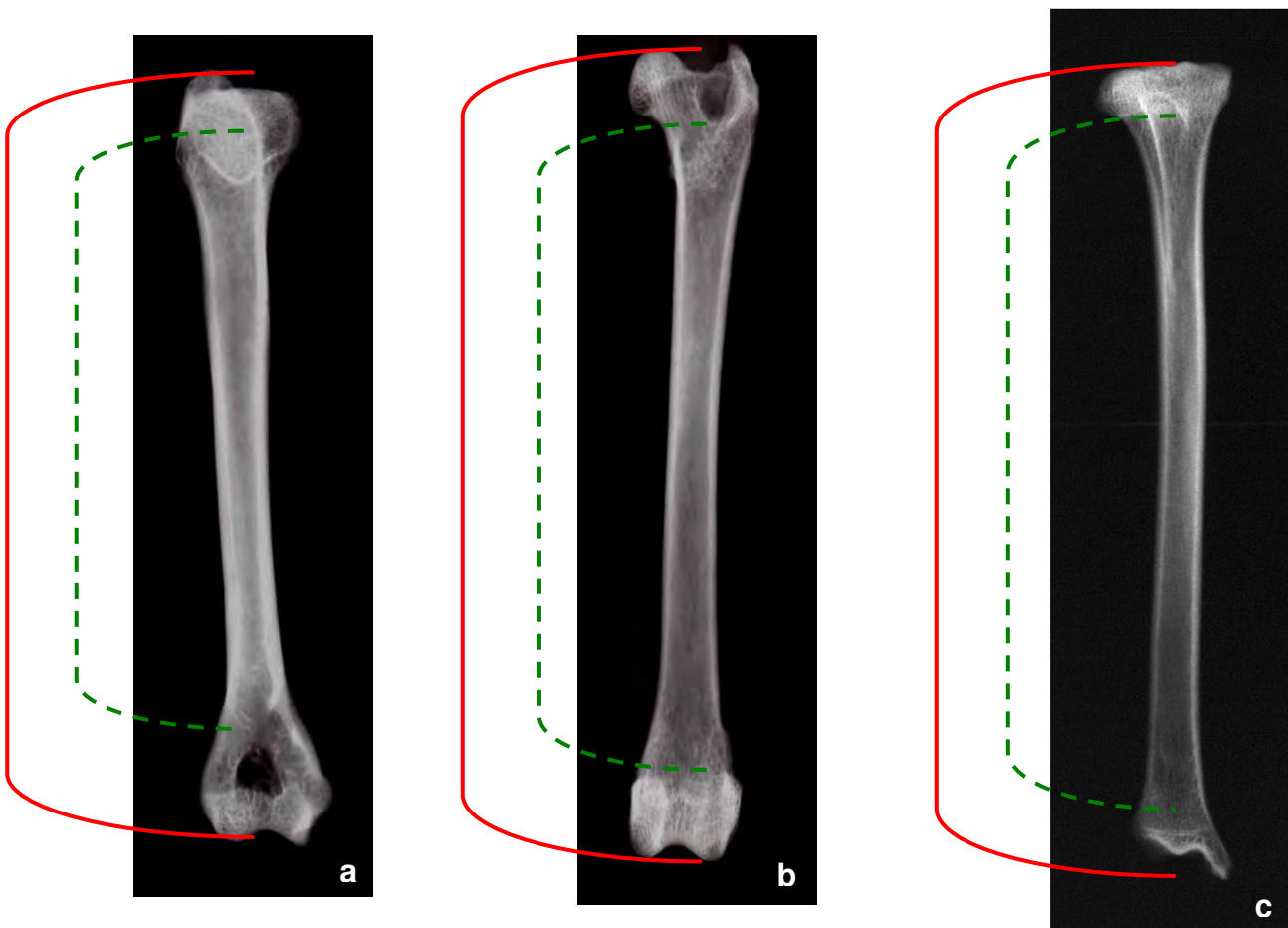


Abbildung 4.1: Schema: Länge der Knochen und ihrer jeweiligen Markhöhlen, craniocaudale Ansicht a) Humerus b) Os femoris c) Tibia

Tabelle 4.1: Die Länge in mm von Humerus, Os femoris und Tibia bei zehn verschiedenen Katzen

Nummer	Seite	Humerus	Os femoris	Tibia
1	rechts	102	116	118
	links	99	115	117
2	rechts	106	119	129
	links	107	118	128
3	rechts	116	125	130
	links	114	126	129
4	rechts	108	117	123
	links	109	116	122
5	rechts	101	112	117
	links	100	109	117
6	rechts	97	109	114
	links	99	109	115
7	rechts	112	120	126
	links	109	121	126
8	rechts	98	103	112
	links	97	102	111
9	rechts	105	113	119
	links	104	113	118
10	rechts	116	126	134
	links	114	125	135
Durchschnitt		106	116	122

Tabelle 4.2: Die Länge des Cavum medullare in mm von Humerus, Os femoris und Tibia bei zehn verschiedenen Katzen

Nummer	Seite	Humerus	Os femoris	Tibia
1	rechts	87,0	103,0	106,0
	links	85,5	100,5	106,5
2	rechts	84,5	102,0	117,0
	links	89,0	101,5	116,0
3	rechts	99,0	108,5	121,5
	links	98,5	109,0	120,5
4	rechts	85,5	103,5	112,0
	links	86,0	104,5	112,0
5	rechts	85,5	97,0	108,0
	links	85,0	94,0	108,5
6	rechts	85,0	95,0	105,5
	links	83,0	94,5	105,0
7	rechts	94,0	107,5	118,5
	links	93,5	107,5	117,5
8	rechts	82,0	91,5	104,0
	links	81,5	88,5	103,0
9	rechts	85,0	100,0	109,0
	links	84,5	99,0	109,0
10	rechts	98,5	112,5	120,5
	links	99,0	113,0	120,5
Durchschnitt		89	102	112

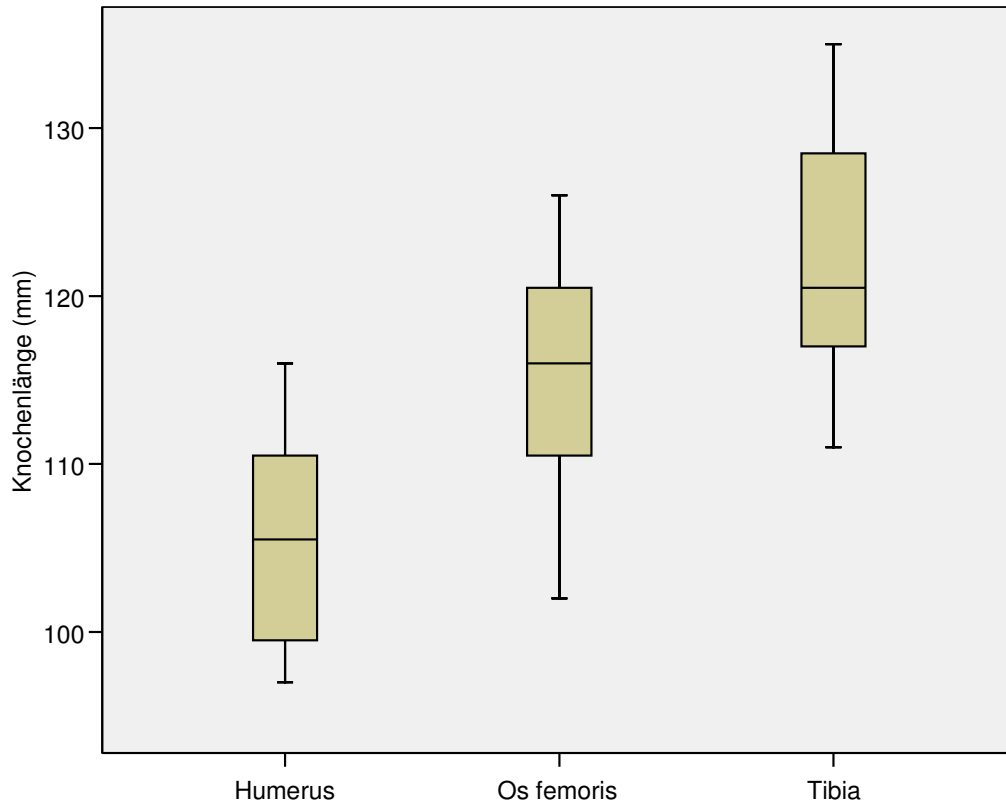


Abbildung 4.2: Boxplots zur Länge von Humerus, Os femoris und Tibia

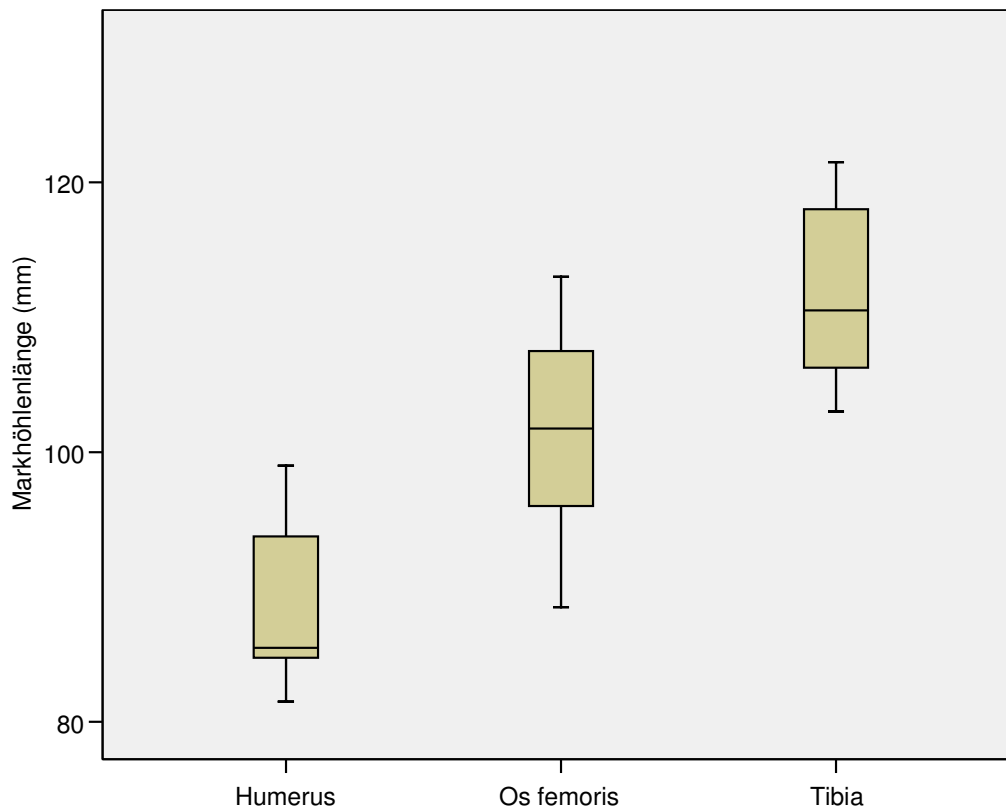


Abbildung 4.3: Boxplots zur Länge des Cavum medullare von Humerus, Os femoris und Tibia

4.1.2 Der Innendurchmesser des Cavum medullare des Humerus

Das Cavum medullare des Humerus ist distal durchschnittlich 6,4 mm in mediolateraler und 4,2 mm in craniocaudaler Sicht weit. Proximal betragen die Werte mediolateral 8,4 mm und craniocaudal 9,0 mm (Tabelle 4.3). Das Cavum medullare humeri beginnt distal queroval bis halbmondförmig und ist durch die Fossa olecrani und Fossa radialis zweigeteilt. Der mediale Anteil ist größer als der laterale, beide sind mit Spongiosa gefüllt. Von distal nach proximal ändert sich ihre Form von halbmondförmig zu queroval und erstreckt sich gleichförmig rundoval, bis sie proximal zu einem unregelmäßigen abgerundeten Dreieck mit craniolateral ausgerichteter Spitze wird. Die Markhöhle endet in einer unregelmäßig viereckigen bis rechteckigen abgerundeten Form mit Spongiosausläufern. Die Compacta ist proximal dünner als distal, und misst zwischen 1,2 und 2,9 mm. Die engste Stelle der Markhöhle im Humerus liegt mit 3,9 mm proximal der Fossa olecrani und der Fossa radialis.

Tabelle 4.3: Der Markhöhlendurchmesser in mm des Humerus distal und proximal bei mediolateraler und craniocaudaler Sicht

Nummer	Seite	Humerus distal		Humerus proximal	
		mediolateral	craniocaudal	mediolateral	craniocaudal
1	rechts	5,30	4,10	10,20	9,50
	links	5,55	4,40	9,10	9,00
2	rechts	4,85	3,60	8,85	9,05
	links	5,30	4,10	7,95	10,25
3	rechts	9,20	4,75	8,95	10,25
	links	7,00	4,70	8,25	10,60
4	rechts	8,85	4,00	10,40	10,90
	links	7,35	4,40	9,00	10,85
5	rechts	4,40	4,20	7,65	8,55
	links	5,45	4,15	7,65	8,25
6	rechts	4,20	4,00	7,05	7,70
	links	6,00	4,05	7,15	6,40
7	rechts	8,30	4,50	9,10	7,25
	links	5,95	4,20	7,40	6,85
8	rechts	5,55	3,90	7,50	8,80
	links	6,50	4,35	7,65	7,00
9	rechts	6,60	4,40	9,75	10,20
	links	7,60	4,35	8,15	10,05
10	rechts	8,25	3,25	7,95	8,35
	links	6,60	3,55	8,25	10,80
Durchschnitt		6,4	4,2	8,4	9,0

4.1.3 Der Innendurchmesser des Cavum medullare des Os femoris

Das Cavum medullare des Os femoris ist distal durchschnittlich 8,6 mm in mediolateraler und 7,9 mm in craniocaudaler Sicht weit. Proximal liegen die Werte mediolateral bei 8,2 mm und craniocaudal bei 7,3 mm (Tabelle 4.4). Distal beginnt die Markhöhle zwischen dem Epicondylus lateralis bzw. medialis ossis femoris trapezförmig, angefüllt mit spongiösem Knochen, der sich bis zum proximalen Rand des Sulcus patellae lichtet. Ihre Form verändert sich von rechteckig distal über rund-oval im Schaftbereich, zu einem mit Spongiosa gefüllten Rechteck proximal. Die Compacta ist im mittleren Schaftbereich mit 1,4 bis 3,6 mm besonders dick. Im distalen Drittel des Schaftes misst die engste Stelle der Markhöhle des Os femoris 5,6 mm.

Tabelle 4.4: Der Markhöhlendurchmesser in mm des Os femoris distal und proximal bei mediolateraler und craniocaudaler Sicht

Nummer	Seite	Os femoris distal		Os femoris proximal	
		mediolateral	craniocaudal	mediolateral	craniocaudal
1	rechts	4,60	7,50	7,10	5,85
	links	8,50	8,05	9,10	6,50
2	rechts	6,30	5,75	6,35	8,35
	links	5,95	9,40	7,95	8,40
3	rechts	9,40	7,35	9,20	6,50
	links	8,90	7,75	9,85	6,75
4	rechts	10,65	7,30	7,65	7,40
	links	8,45	8,15	8,00	7,75
5	rechts	8,90	7,65	8,25	7,15
	links	6,55	7,60	7,00	7,10
6	rechts	8,30	7,30	7,65	7,00
	links	9,05	6,20	8,45	7,70
7	rechts	10,20	8,25	8,85	7,00
	links	10,05	7,70	8,35	7,15
8	rechts	9,05	7,55	8,35	6,55
	links	9,05	7,20	8,15	6,80
9	rechts	9,25	8,70	8,05	6,45
	links	9,80	8,40	9,45	6,70
10	rechts	9,70	9,70	8,60	8,65
	links	9,50	9,90	8,00	9,40
Durchschnitt		8,6	7,9	8,2	7,3

4.1.4 Der Innendurchmesser des Cavum medullare der Tibia

Distal hat die Tibia eine durchschnittliche Weite von 4,7 mm in mediolateraler und 4,1 mm in craniocaudaler Sicht. Proximal betragen die Werte 8,2 mm mediolateral und 7,7 mm craniocaudal. Das Cavum medullare der Tibia beginnt distal auf Höhe des Tuber calcanei eng und in rund-ovaler Form. Im Schaftbereich wird sie noch enger und rund, bis sie sich proximal dreieckig mit Spitze nach craniolateral weitet und auf Höhe der Tuberositas tibiae in spongiösen Knochen übergeht. Die Compacta der Tibia ist im Schaftbereich mit durchschnittlich 3,2 mm deutlich dicker als proximal und distal mit 1,4 mm. Die engste Stelle des Cavum medullare tibiae befindet sich auf Höhe der Schaftmitte und ist 3,5 mm weit.

Tabelle 4.5: Der Markhöhlendurchmesser in mm der Tibia distal und proximal bei mediolateraler und craniocaudaler Sicht

Nummer	Seite	Tibia distal		Tibia proximal	
		mediolateral	craniocaudal	mediolateral	craniocaudal
1	rechts	3,70	4,10	7,95	7,20
	links	3,90	4,00	8,00	8,45
2	rechts	6,25	3,70	8,50	7,35
	links	5,50	3,95	9,40	7,50
3	rechts	6,70	4,95	9,05	9,20
	links	4,10	4,25	8,80	8,00
4	rechts	6,55	4,55	8,90	9,15
	links	4,25	4,00	8,20	7,30
5	rechts	4,25	3,85	8,20	7,25
	links	3,55	4,20	7,20	6,90
6	rechts	4,40	4,25	8,25	7,40
	links	4,00	3,40	7,50	6,05
7	rechts	5,40	4,55	8,65	9,00
	links	4,60	4,20	7,75	10,15
8	rechts	3,45	3,85	7,65	7,35
	links	4,35	4,35	6,90	6,55
9	rechts	5,35	3,45	8,00	6,75
	links	5,15	4,50	8,20	8,85
10	rechts	3,55	3,65	7,65	7,00
	links	4,45	3,75	8,55	6,70
Durchschnitt		4,7	4,1	8,2	7,7

4.2 Experimenteller Teil 2 – Biomechanische Messungen

Es wurden 63 Katzentibiae, davon 32 linke und 31 rechte, für die Torsions-, Kompressions- und Biegetests verwendet.

4.2.1 Röntgenuntersuchung

4.2.1.1 Nativröntgen

Bei 6 der 63 Unterschenkelknochen waren die Wachstumsfugen der Apophyse der Tuberositas tibiae (n=6) und die der distalen Epiphysenfuge (n=4) röntgenologisch sichtbar noch offen. Die Tibiae waren von drei Tieren entnommen, die erst ein Jahr alt waren. Bei 57 Tibiae waren Epi- und Apophysen röntgenologisch geschlossen. Hinweise auf eine Knochenerkrankung konnten nicht erkannt werden.

4.2.1.2 Röntgenaufnahmen nach Implantation des ILN

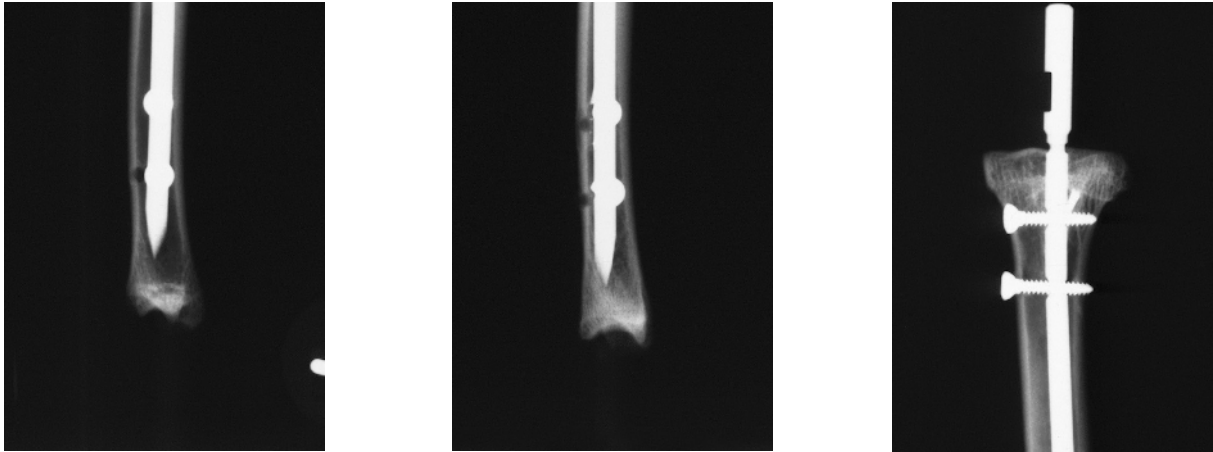
In sechs Fällen waren Löcher im Knochen sichtbar, die von Fehlbohrungen verursacht waren: proximales Schraubenloch (n=1), drittes Schraubenloch von proximal (n=2) und distales Schraubenloch (n=3). Auch diese Proben wurden für den Versuch genutzt, obwohl es einmal einen röntgenologischen Hinweis auf eine Beschädigung des ILN gab (Abbildungen 4.4 und 4.5).

In einem Fall brach der Bohrer beim Anlegen des Bohrkanals für die Verriegelung im proximalen Schraubenloch. Das Bruchstück wurde belassen (Abbildung 4.6). Einmal wurde proximal eine mit 10 mm Länge zu kurze Schraube gewählt, sie wurde durch eine 12 mm lange ersetzt. Bei 7 von 21 Tibiae war der ILN nach Implantation geringgradig caudolateral gebogen, diese Implantat-Frakturmodelle wurden auch zur biomechanischen Testung verwandt (Abbildung 4.7).

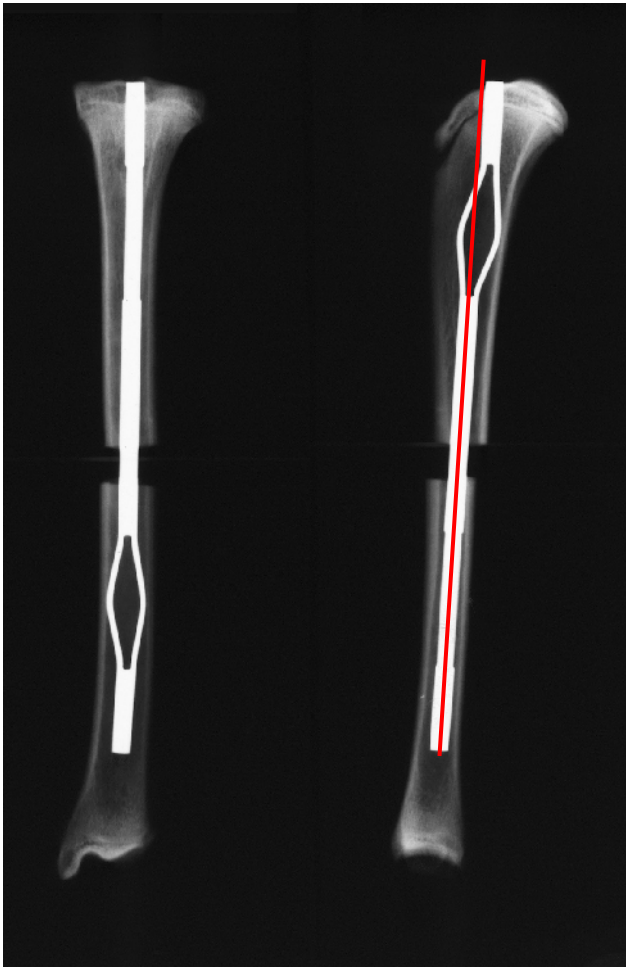
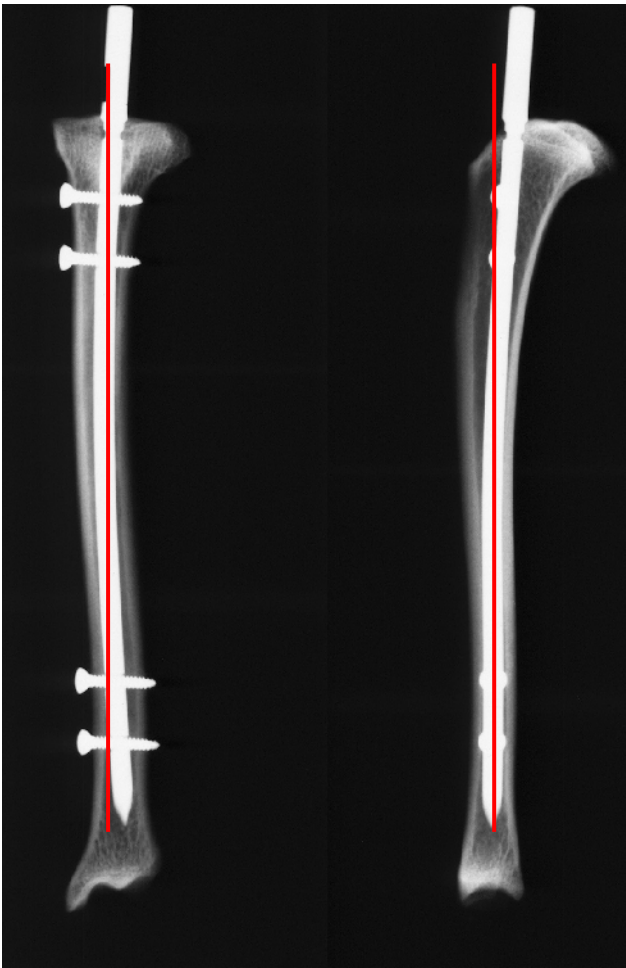
Beim Abbrechen des ILN an der Sollbruchstelle brach dieser in drei Fällen im proximalen Schraubenloch. Diese Implantat-Frakturmodelle wurden verworfen.

4.2.1.3 Röntgenaufnahmen nach Implantation des FGI

Die Implantation war komplikationslos, allerdings in der Mehrzahl der Fälle erst beim zweiten Versuch erfolgreich, da sich die Schenkel des Implantates bereits bei Raumtemperatur schnell aufspreizten. In 12 von 21 Fällen bog sich der Nagel in der Tibia proximal geringgradig caudal (Abbildung 4.8). In zwei Fällen war das Implantat nicht korrekt platziert, weil seine Schenkel nicht exakt craniocaudal bzw. mediolateral geöffnet waren. Auch diese FGI-Knochen-Frakturmodelle wurden biomechanisch getestet.



Abbildungen 4.4 - 4.6: Löcher im Cortex nach Fehlbohrungen der distalen Schraubenlöcher (links und mittig); abgebrochene Bohrerspitze in Nähe des proximalen Schraubenlochs lateral (rechts)



Abbildungen 4.7 und 4.8: Biegung eines ILN (links) und FGI (rechts) caudolateral bzw. caudal

4.2.2 Torsion

4.2.2.1 Torsionssteifigkeit der intakten Katzentibia

Die in den Versuchen genutzten Katzentibiae waren durchschnittlich 117 mm lang und hatten eine durchschnittliche Torsionssteifigkeit von 0,29 Nm/Grad. Die durchschnittliche Versagenslast bei Rotation betrug 19,63 N, und es versagten die Tibiae in Form einer distalen Tibia-Spiralfraktur durchschnittlich bei einem Winkel von 20,01°. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.6 detailliert zusammengestellt und graphisch mit Abbildung 4.9 belegt.

Tabelle 4.6: Die Torsionssteifigkeit intakter Katzentibiae verschiedener Länge unter Beachtung des Winkels und der Kraft beim Versagen

Nummer	Seite	Knochenlänge in mm	Torsionssteifigkeit in Nm/Grad	Winkel beim Versagen in Grad	Kraft beim Versagen in N	Form des Versagens
1	links	118	0,23	21,44	19,52	distale Spiralfraktur
2	rechts	119	0,22	21,74	20,00	distale Spiralfraktur
3	links	111	0,27	19,57	20,32	distale Spiralfraktur
4	rechts	111	0,29	22,71	18,56	distale Spiralfraktur
5	links	116	0,31	19,86	16,64	distale Spiralfraktur
6	rechts	117	0,34	18,77	21,44	distale Spiralfraktur
7	links	126	0,34	15,98	20,96	distale Spiralfraktur
Durchschnitt		117	0,29	20,01	19,63	

Torsion Knochen

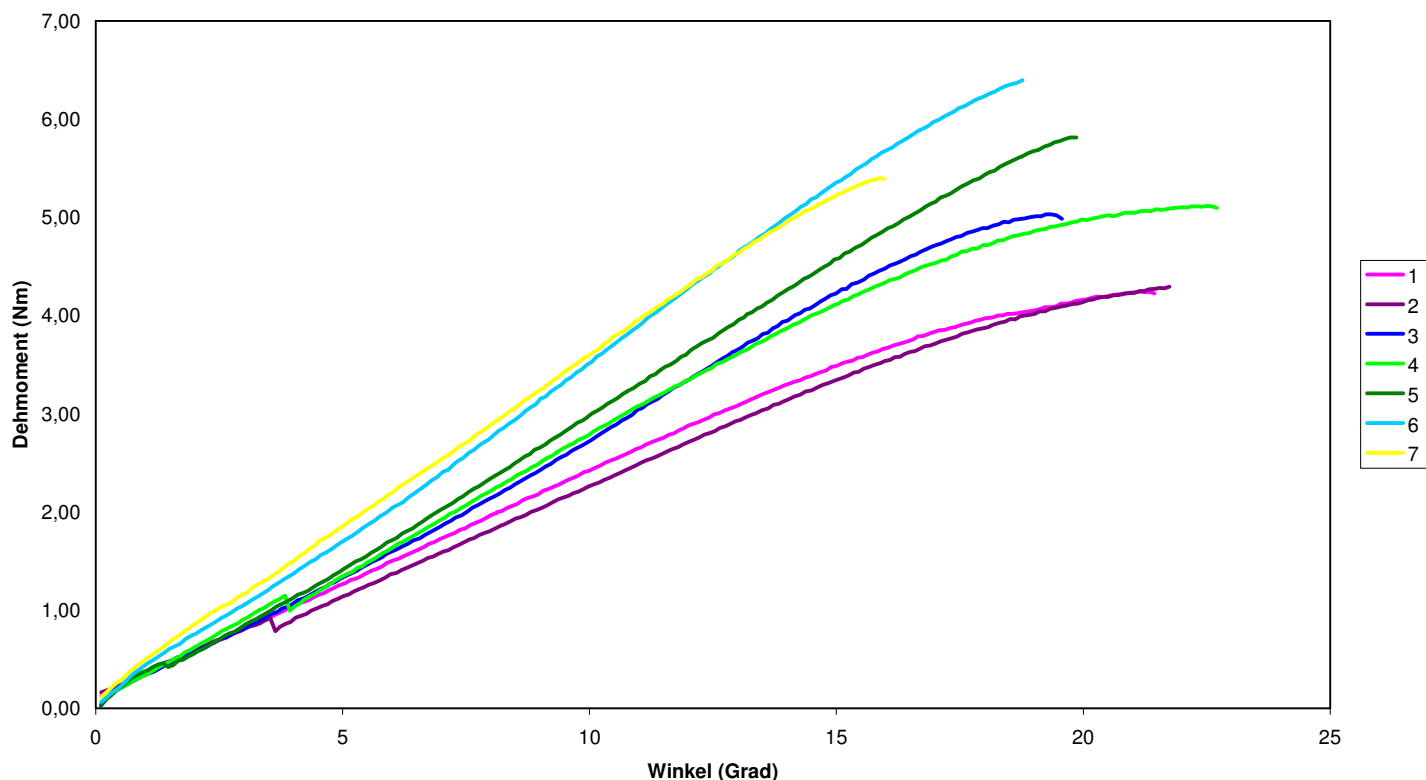


Abbildung 4.9: Graphik zu den Torsionsversuchsmessungen an intakten Katzentibiae

4.2.2.2: Torsionssteifigkeit der Katzentibia im ILN-Knochen-Frakturmodell

In diesem Versuch waren die Tibiae durchschnittlich 117 mm lang. Implantiert wurden fünf ILN der Länge 119 mm und zwei der Länge 130 mm. Die Nägel wurden mit 12 mm Schrauben verriegelt. Die durchschnittliche Torsionssteifigkeit der ILN-Knochen-Frakturmodelle betrug 0,05 Nm/Grad. Die Proben konnten ohne Versagen bis zum Abbruchkriterium von 50° belastet werden. Die Ergebnisse sind detailliert in Tabelle 4.7 zusammengefasst und graphisch mit Abbildung 4.10 belegt.

Im Versuch konnten keine Schäden am Knochen erkannt werden. In fünf Fällen waren im Bereich der Verriegelungslöcher Deformationen festzustellen. Davon war im distalen Abschnitt des Nagels das obere (n=5) häufiger als das untere (n=3) Nagelloch betroffen. Einmal war im proximalen Abschnitt des Nagels das untere Verriegelungsloch deformiert. Die Nägel waren in vier Fällen auf Höhe der deformierten Schraubenlöcher gebogen, ohne dass dem eine markante Achsenabweichung folgte.

In einem Fall gingen Daten (Nr.5) bei Versuchsende verloren. Diese Ergebnisse für ein linkes 112 mm langes ILN-Knochen-Frakturmodell konnten nicht ausgewertet werden. Der Versuch wurde mit einer weiteren Tibia wiederholt.

Tabelle 4.7: Die Torsionssteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im ILN-Knochen-Frakturmodell mit Nägeln verschiedener Länge

Nummer	Seite	Knochenlänge in mm	ILN Länge in mm	Verriegelung	Torsionssteifigkeit in Nm/Grad
1	links	114	119	2x12/12	0,05
2	rechts	114	119	2x12/12	0,06
3	links	121	130	2x12/12	0,04
4	rechts	121	130	2x12/12	0,04
5	rechts	112	119	2x12/12	0,04
6	rechts	117	119	2x12/12	0,05
7	links	117	119	2x12/12	0,06
Durchschnitt		117			0,05

Torsion ILN-Knochen-Frakturmodell

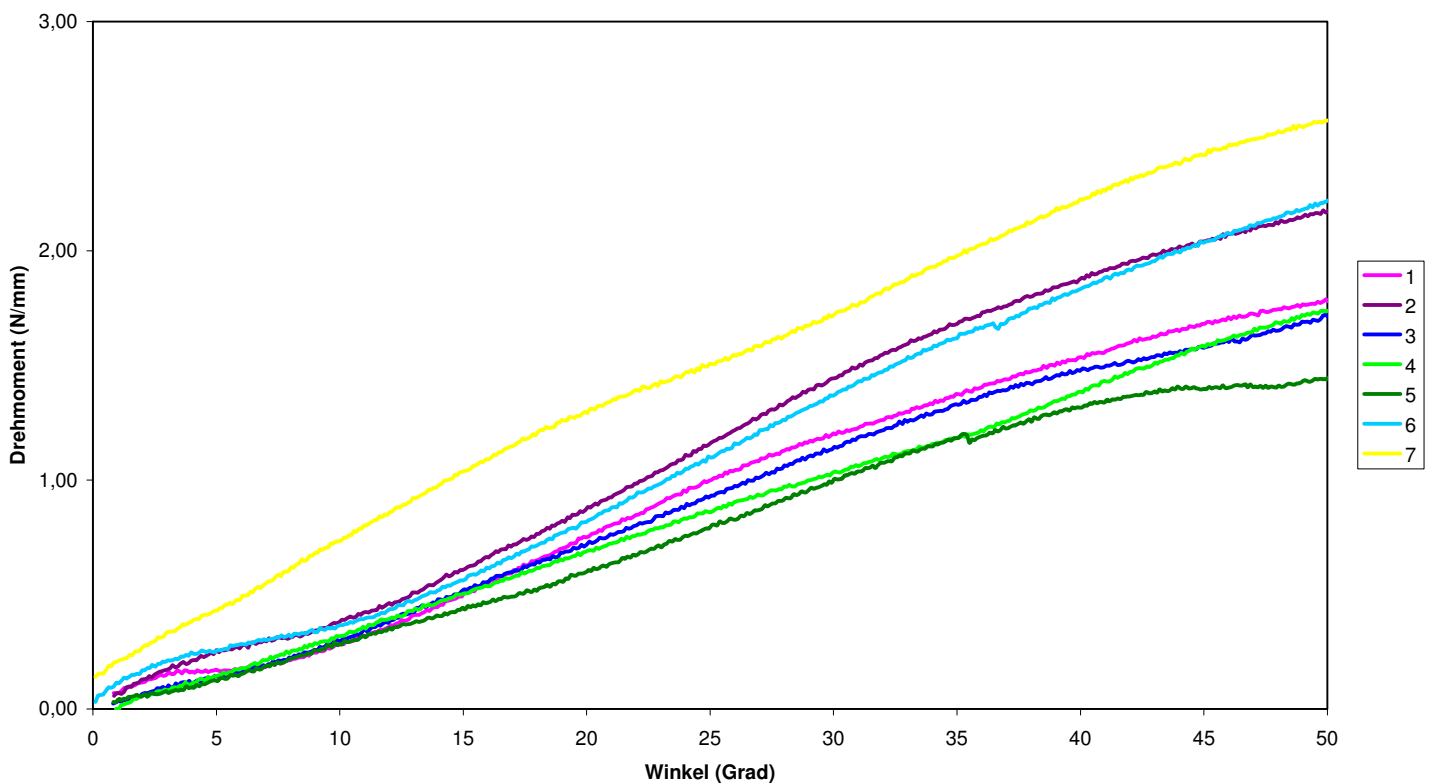


Abbildung 4.10: Graphik zu den Torsionsversuchsmessungen an Katzentibiae im ILN-Knochen-Frakturmodell

4.2.2.3: Torsionssteifigkeit der Katzentibia im FGI-Knochen-Frakturmodell

Die sieben Tibiae waren durchschnittlich 116 mm lang und wurden mit einem 100 mm (n=6) und einmal mit einem 110 mm langen FGI versorgt. Der maximale Torsionswinkel im Versuch mit diesen Frakturmodellen wurde auf 50° festgelegt. Die Torsionssteifigkeit betrug durchschnittlich 0,01 Nm/Grad, ohne dass es zum Versagen kam. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.8 zusammengestellt und graphisch mit Abbildung 4.11 belegt. Sichtbare Schäden an der Tibia und/oder dem FGI konnten am Versuchsende nicht festgestellt werden. In einem Fall (Nr.2) gingen die Daten der Messungen einer rechten Tibia mit 114 mm Länge verloren, so dass der Versuch mit einem weiteren FGI-Knochen-Frakturmodell wiederholt wurde.

Tabelle 4.8: Die Torsionssteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im FGI-Knochen-Frakturmodell mit Nägeln verschiedener Länge

Nummer	Seite	Knochenlänge in mm	FGI Länge in mm	Torsionssteifigkeit in Nm/Grad
1	links	114	100	0,01
2	links	114	100	0,02
3	rechts	114	100	0,01
4	links	115	100	0,01
5	rechts	127	110	0,01
6	links	115	100	0,03
7	rechts	115	100	0,01
Durchschnitt		116		0,01

Torison FGI-Knochen-Frakturmodell

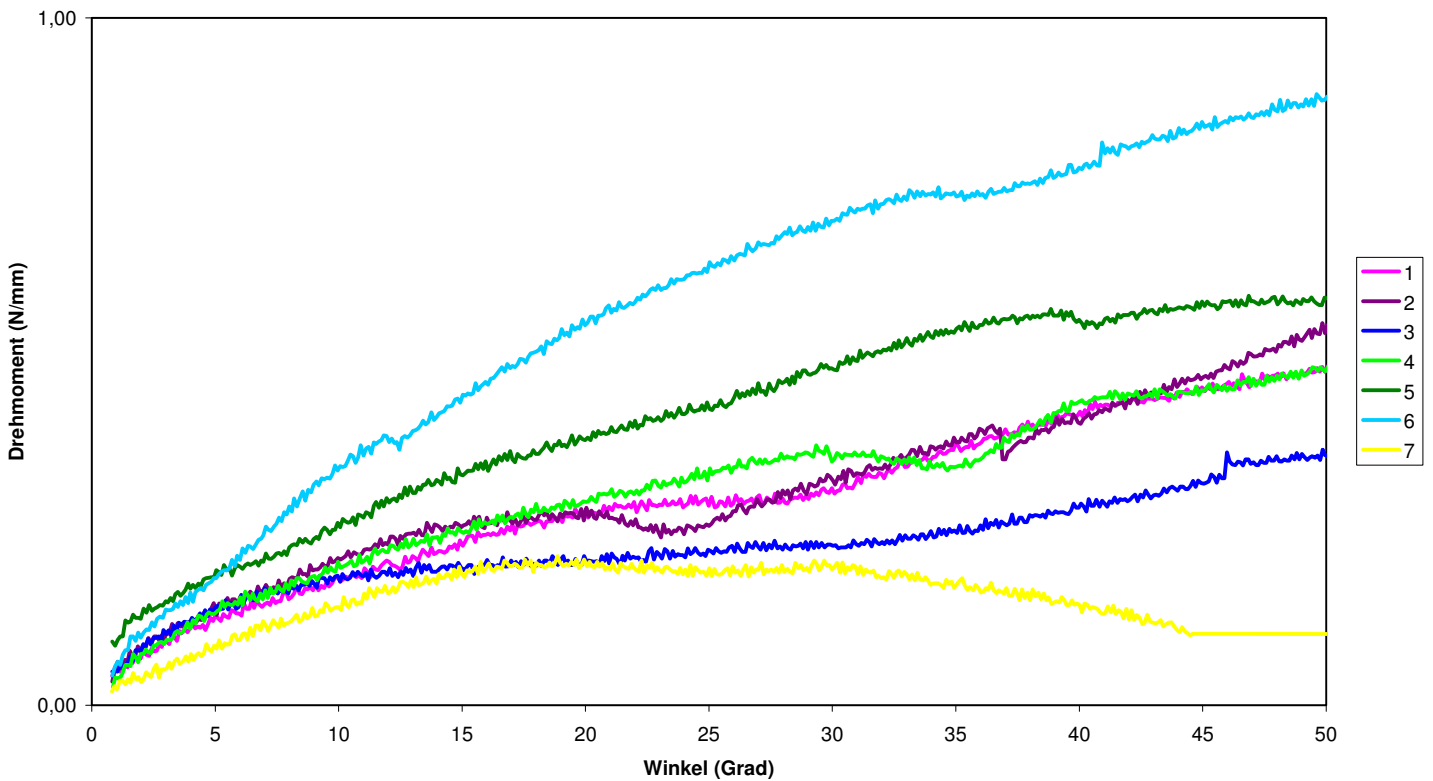


Abbildung 4.11: Graphik zu den Torsionsversuchsmessungen an Katzentibiae im FGI-Knochen-Frakturmodell

4.2.3 Kompression

4.2.3.1 Axiale Steifigkeit der intakten Katzentibia

Die Tibiae waren durchschnittlich 118 mm lang und hatten im Durchschnitt eine axiale Steifigkeit von 1875,71 N/mm. Die Proben konnten maximal mit einer Kraft von durchschnittlich 3349,21 N belastet werden. Totales Versagen in Form einer Fraktur entstand nach Kompression um eine Strecke von durchschnittlich 2,24 mm bei einer durchschnittlichen Belastung mit 3244,53 N. Es entstand distal eine Quer- oder Schrägfraktur mit zwei oder mehreren Fragmenten. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.9 zusammengestellt und in Abbildung 4.12 belegt.

Vier Tibiae (Nr. 1, 4, 5 und 7) erlitten schon vor dem totalen Versagen einen Abfall der Kraft-Weg-Kurve um über 100 N. Dies wurde als partielles Versagen gewertet, weil vermutlich nicht sichtbare Risse oder Sprünge des Knochens diesen Abfall verursacht haben.

Tabelle 4.9: Die axiale Steifigkeit intakter Katzentibiae verschiedener Länge mit Beachtung der Kraft beim Versagen, der Strecke bis zum Versagen und der Form des Versagens

Num-mer	Seite	Knochen-länge in mm	Axiale Steifigkeit in N/mm	Maxi-male Kraft in N	Kraft beim Versagen in N	Strecke bis zum Ver-sagen in mm	Form des Versagens
1	rechts	126	1856,76	3973,12	3973,12	2,85	distale Schrägfraktur Mehrfragmentfraktur
2	links	108	1311,61	1245,44	1128,32	1,19	distale Schrägfraktur Mehrfragmentfraktur
3	rechts	110	1545,00	1780,48	1774,08	1,23	distale Querfraktur Zweifragmentfraktur
4	links	115	2009,80	3404,80	3335,68	2,37	distale Schrägfraktur Zweifragmentfraktur
5	rechts	115	1933,14	3445,76	3445,76	2,15	distale Schrägfraktur Mehrfragmentfraktur
6	links	126	2311,96	4623,36	4083,20	3,15	distale Querfraktur Mehrfragmentfraktur
7	rechts	126	2161,70	4971,52	4971,52	2,76	distale Querfraktur Mehrfragmentfraktur
Durchschnitt		118	1875,71	3349,21	3244,53	2,24	

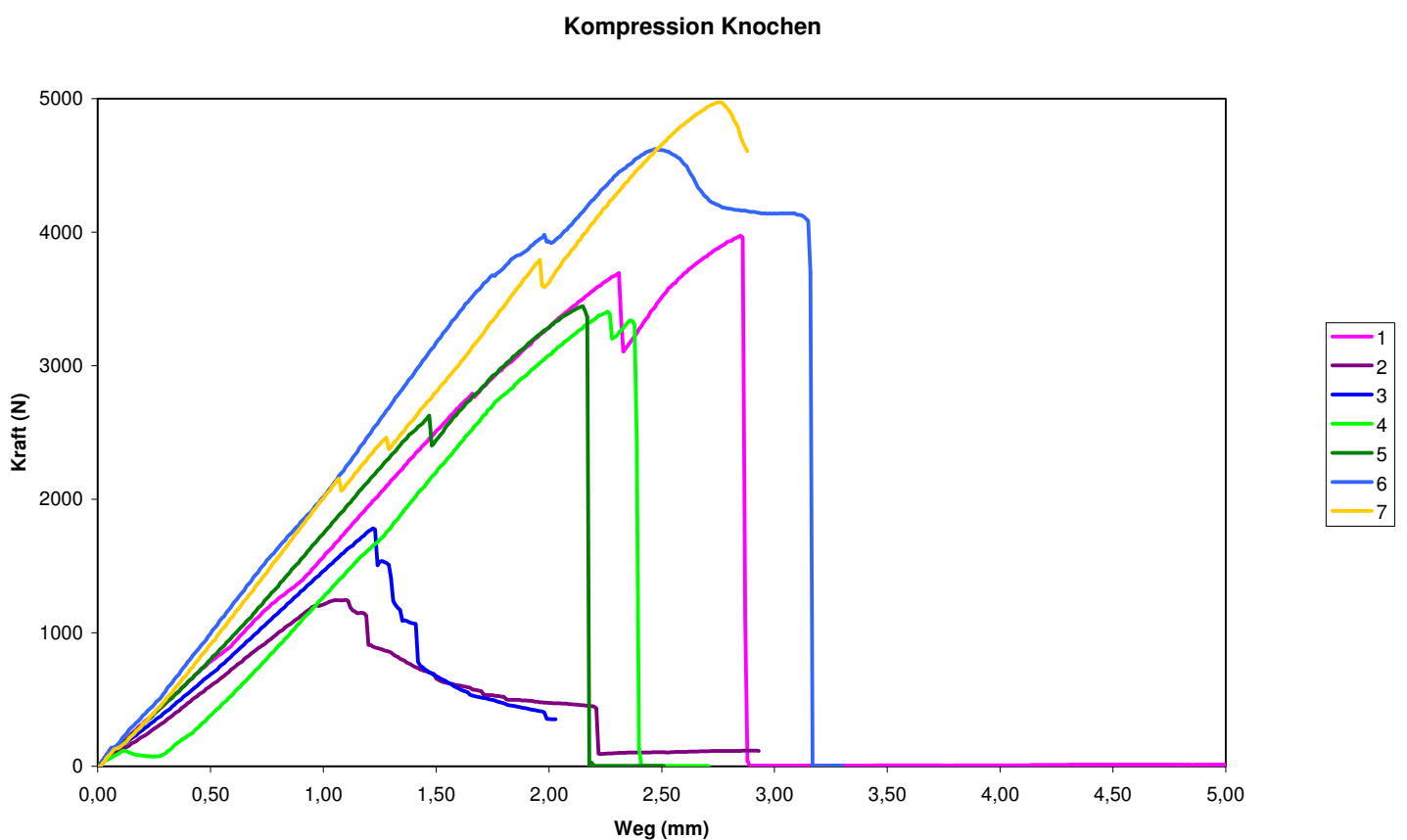


Abbildung 4.12: Graphik zu den Kompressionsversuchsmessungen an intakten Katzentibiae

4.2.3.2 Axiale Steifigkeit der Katzentibia im ILN-Knochen-Frakturmodell

Die Tibiae waren durchschnittlich 120 mm lang. Sie wurden mit einem 130 mm langen ILN versorgt und mit 10 und 12 mm langen Schrauben verriegelt. Die axiale Steifigkeit betrug durchschnittlich 1017,01 N/mm und die maximale Kraft 1645,90 N. Die ILN-Knochen-Frakturmodelle versagten durchschnittlich nach 2,87 mm bei einer durchschnittlichen Kraft von 1642,06 N.

Die Tibiae frakturierten längs im Bereich der Schraubenlöcher in fünf Fällen. Je zweimal bog sich der Nagel im mittleren Abschnitt oder die beiden Schrauben im distalen Abschnitt des Nagels bogen sich und weiteten die Löcher im Knochen. Zehn der 14 Schrauben im distalen Abschnitt des Nagels waren verbogen. Die Verformungen der Implantate sind mit den Abbildungen 4.13 und 4.14 veranschaulicht, die Ergebnisse sind in Tabelle 4.10 zusammengestellt und in Abbildung 4.15 belegt. Durch Verletzung konnten drei vorbereitete Präparate (Nr. 4, 5 und 6) nicht zeitgemäß getestet werden – sie wurden verworfen und durch neue ersetzt.

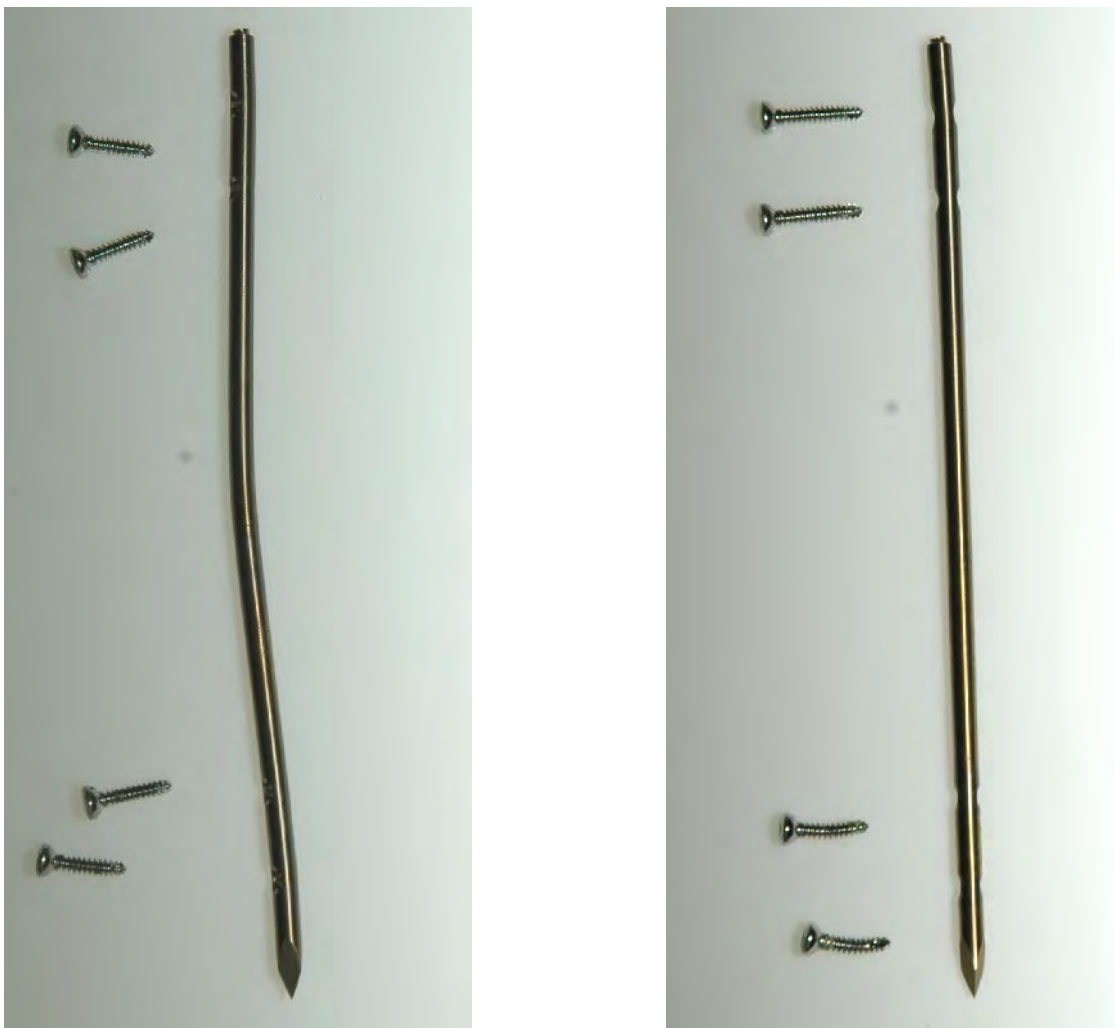


Abbildung 4.13 und 4.14: Verbiegung des ILN (links) und der unteren Schrauben im distalen Abschnitt des Nagels (rechts)

Tabelle 4.10: Die axiale Steifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im ILN-Knochen-Frakturmodell

Num- mer	Seite	Knochen- länge in mm	ILN Länge in mm	Verrie- gelung	Axiale Steifigkeit in N/mm	maximale Kraft in N	Kraft beim Versagen in N	Strecke bis zum Versagen in mm	Form des Versagens
1	links	119	130	4x12	1050,27	1794,56	1794,56	2,71	- Knochen distal medial und lateral längs gesplittert - untere Schrauben verbogen
2	rechts	120	130	4x12	1039,40	1826,56	1799,68	4,01	- Knochen distal medial und lateral längs gesplittert - untere Schrauben verbogen
3	links	119	130	4x12	839,49	1990,40	1990,40	4,01	- Knochen distal medial und lateral längs gesplittert - proximal 1 Schraube gelockert - untere Schrauben verbogen
4	links	118	130	4x10	1425,43	1775,36	1775,36	1,71	- Knochen distal medial und lateral längs gespalten - proximal 1 Schraube gelockert - ILN ggr. nach medial verbogen
5	rechts	118	130	4x10	1093,70	1905,92	1905,92	2,97	- Knochen distal medial und lateral längs gespalten - Frakturspalt verengt - ILN ggr. nach medial verbogen
6	links	124	130	1x12, 3x10	822,22	1048,32	1048,32	2,02	- Aufweitung der distalen Schrau- benlöcher - Frakturspalt verengt - untere Schrauben verbogen und gelockert
7	rechts	124	130	2x12, 2x10	848,56	1180,16	1180,16	2,65	- Aufweitung der distalen Schrau- benlöcher - Frakturspalt verengt - untere Schrauben verbogen und gelockert
Durch- schnitt		120			1017,01	1645,90	1642,06	2,87	

Kompression ILN-Knochen-Frakturmodell

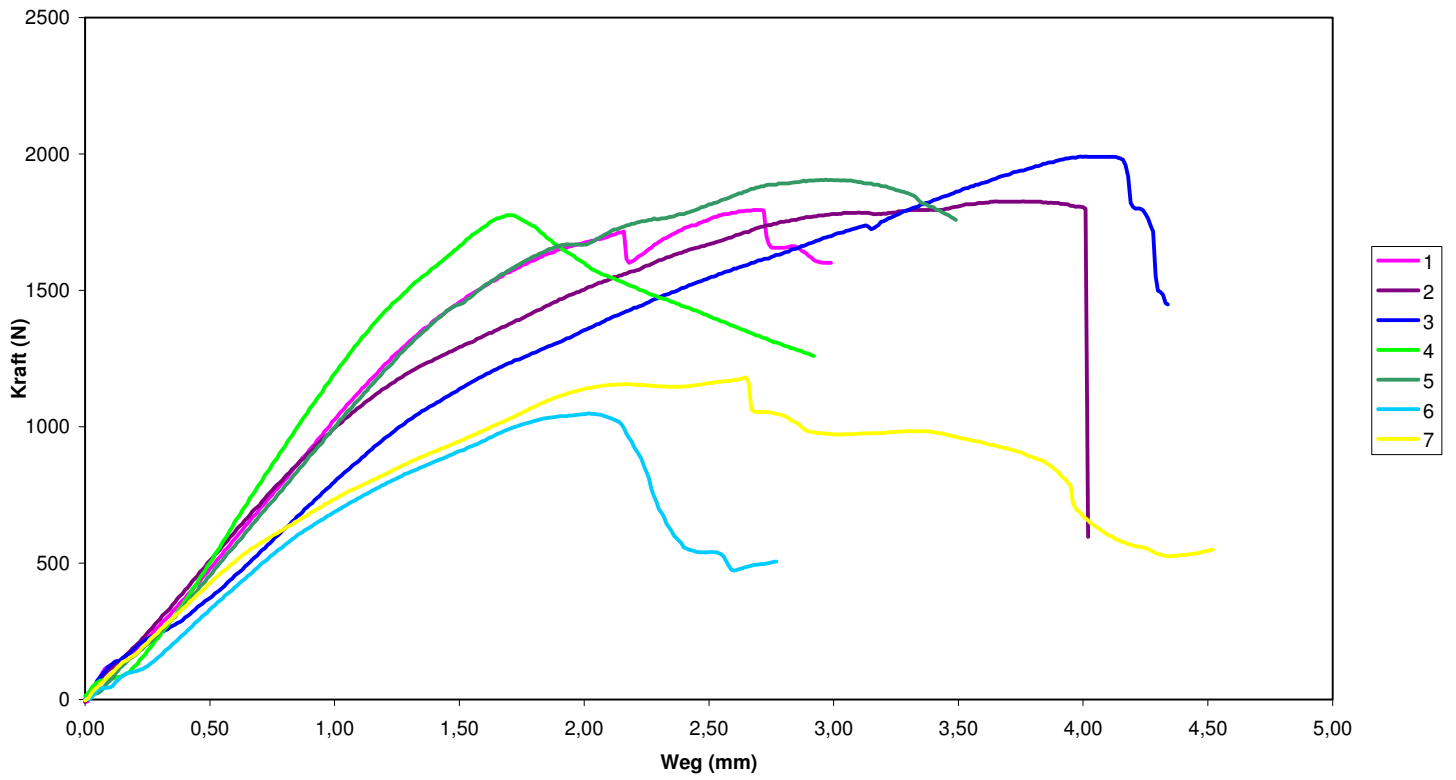


Abbildung 4.15: Graphik zu den Kompressionsversuchsmessungen an Katzentibiae im ILN-Knochen-Frakturmodell

4.2.3.3 Axiale Steifigkeit der Katzentibia im FGI-Knochen-Frakturmodell

Die Tibiae waren durchschnittlich 118 mm lang. Es wurden FGI mit einer Länge von 110 mm (n=4), 90 mm (n=2) und 100 mm eingesetzt. Da es bereits zu einem Versagen des FGI-Knochen-Frakturmodells bei durchschnittlich 56,09 N und nach 0,17 mm kam, war die Bestimmung seiner axialen Steifigkeit nicht möglich. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.11 zusammengestellt und in der Abbildung 4.16 belegt.

In den Bereichen, in denen die Kraft-Weg-Kurven horizontal oder sehr flach anstiegen bzw. abfielen, ist das FGI in der Markhöhle gerutscht, was durch eine Verengung des Frakturspalts sichtbar wurde (Abbildungen 4.17 bis 4.19). Danach stiegen die Kraft-Weg-Kurven wieder an, weil das FGI am Markhöhlenende anstieß. Am Ende des Kompressionsversuches war in allen FGI-Knochen-Frakturmodellen der Frakturspalt sichtbar aufgehoben, die Tibiassegmente standen auf Stoß. Schäden an den Knochen waren nicht zu sehen.

Tabelle 4.11: Die Kraft beim Versagen und die Strecke bis zum Versagen von Katzentibiae verschiedener Länge im FGI-Knochen-Frakturmodell

Nummer	Seite	Knochenlänge in mm	FGI Länge in mm	Kraft beim Versagen in N	Strecke bis zum Versagen in mm
1	links	120	110	93,28	0,20
2	rechts	120	110	38,08	0,07
3	links	126	110	38,72	0,18
4	rechts	126	110	35,68	0,09
5	links	110	90	92,64	0,48
6	rechts	110	90	46,56	0,07
7	rechts	113	100	47,68	0,07
Durchschnitt		118		56,09	0,17

Kompression FGL-Knochen-Frakturmodell

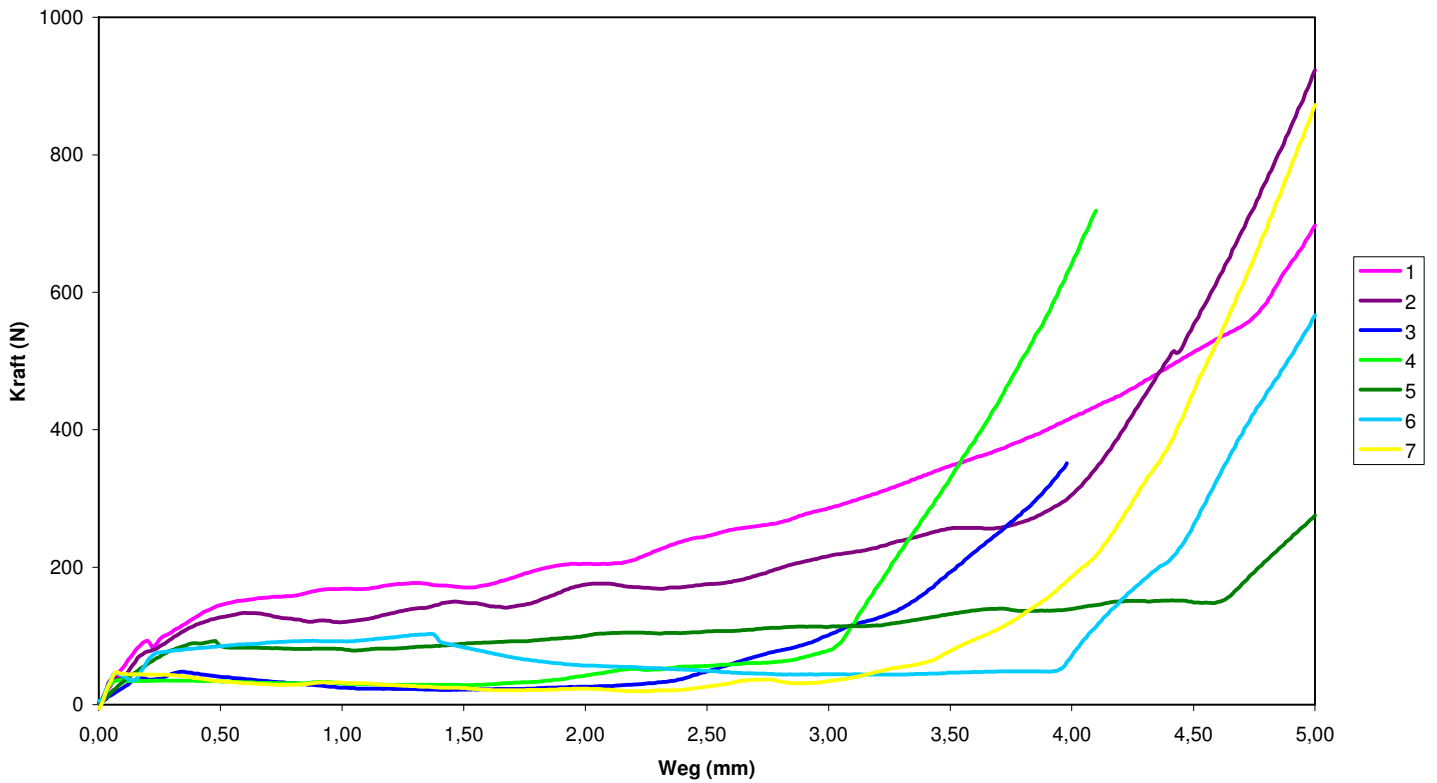


Abbildung 4.16: Graphik zu den Kompressionsversuchsmessungen an Katzentibiae im FGI-Knochen-Frakturmodell

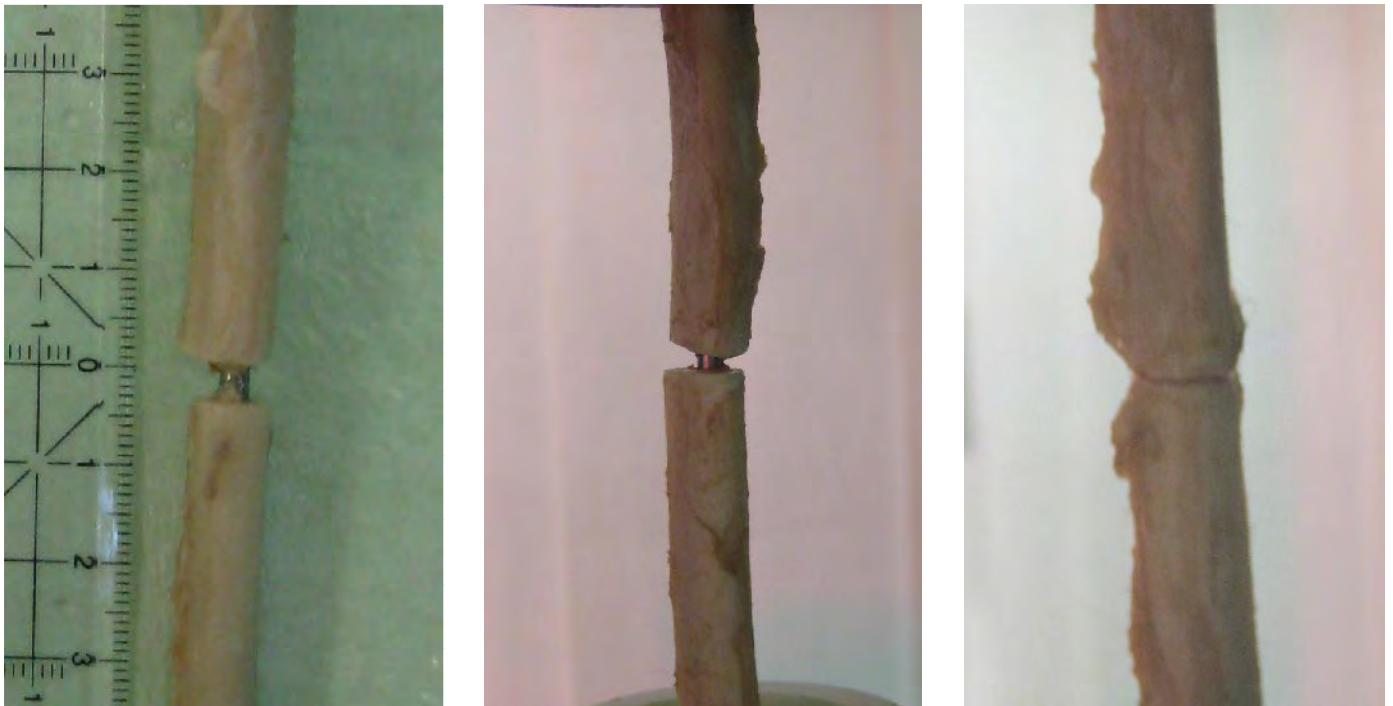


Abbildung 4.17 bis 4.19: Frakturspalt vor der Messung (links) und im Messverlauf (mittig) und nach Versuchsende (rechts) bei Kompression des FGI-Knochen-Frakturmodells

4.2.4 Biegung

4.2.4.1 Biegesteifigkeit der intakten Katzentibia

Die Tibiae waren durchschnittlich 116 mm lang und wiesen eine Biegesteifigkeit von durchschnittlich 187,71 N/mm auf. Die Proben wurden durchschnittlich mit einer Kraft von 571,90 N belastet. Zum totalen Versagen in Form einer Schräg- oder Querfraktur kam es nach durchschnittlich 5,03 mm bei einer Kraft von 472,73 N. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.12 zusammengestellt und in Abbildung 4.20 belegt. Beispielhaft ist eine der Tibiafrakturen in Abbildungen 4.21 dargestellt.

Der sichtbare Kurvenabfall (Kurve Nr. 1, 4, 5, 6 und 7), noch bevor die maximale Kraft einwirkte und es zum totalen Versagen kam, ging mit Haarrissen oder Sprüngen im Knochen einher.

Der erneute Anstieg der Kurve bei Nr. 2, 4 und 6 ist artifiziell durch Anstoßen der Technovit-Zylinder in der Messvorrichtung begründet und wurde nicht bewertet.

Tabelle 4.12: Die Biegesteifigkeit intakter Katzentibiae verschiedener Länge

Nummer	Seite	Knochenlänge in mm	Biegesteifigkeit in N/mm	maximale Kraft in N	Kraft beim Versagen in N	Strecke bis zum Versagen in mm	Form des Versagens
1	links	124	166,73	566,40	566,40	5,26	distale Schrägfraktur
2	links	117	98,1	594,88	594,88	5,41	distale Schrägfraktur
3	rechts	117	106,75	436,48	436,48	6,69	distale Schrägfraktur
4	links	117	271,5	592,32	549,76	4,45	distale Schrägfraktur
5	rechts	112	299,63	807,04	643,84	4,36	distale Schrägfraktur
6	links	113	190,14	597,20	258,56	5,34	distale Querfraktur
7	rechts	112	181,18	408,96	259,20	3,68	distale Querfraktur
Durchschnitt		116	187,71	571,90	472,73	5,03	

Biegung Knochen

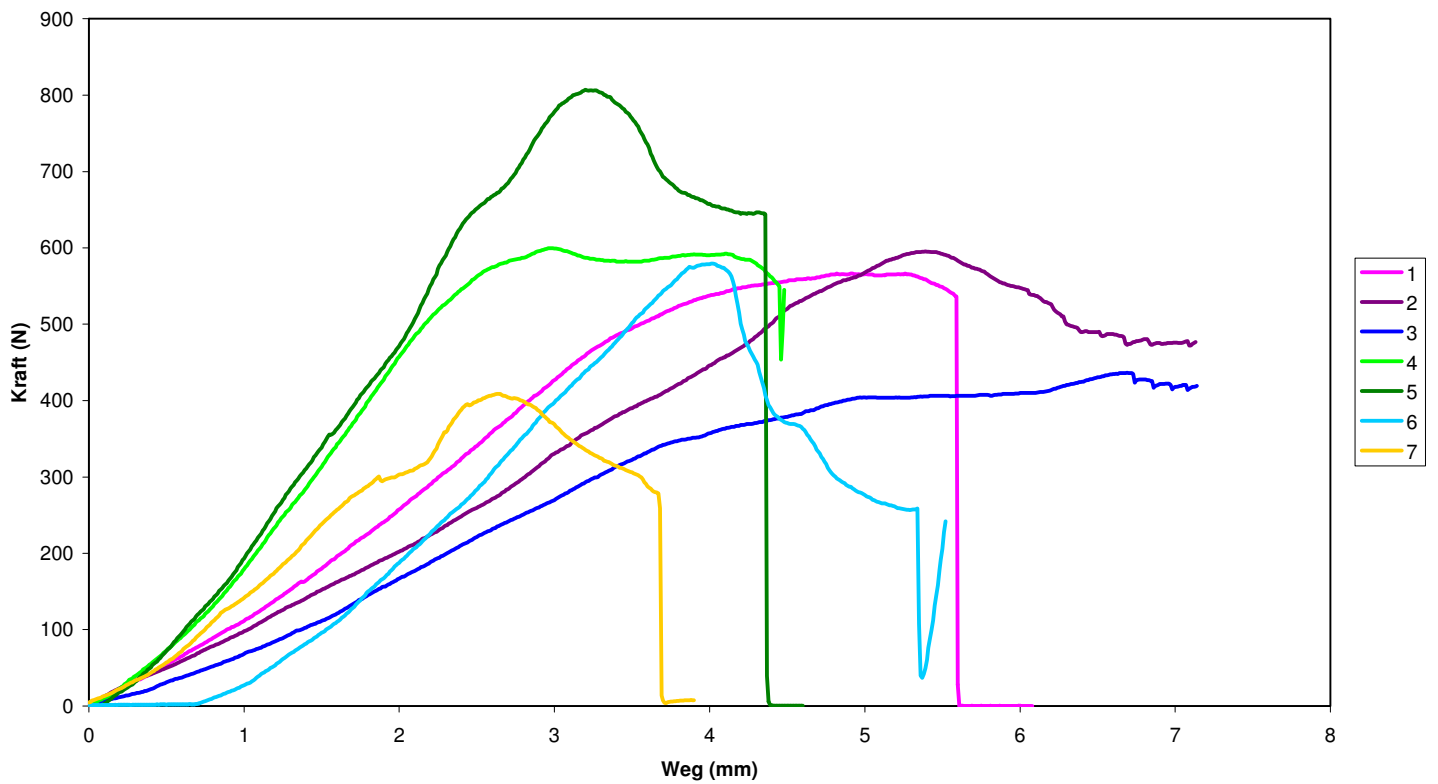


Abbildung 4.20: Graphik zu den Biegeversuchsmessungen an intakten Katzentibiae

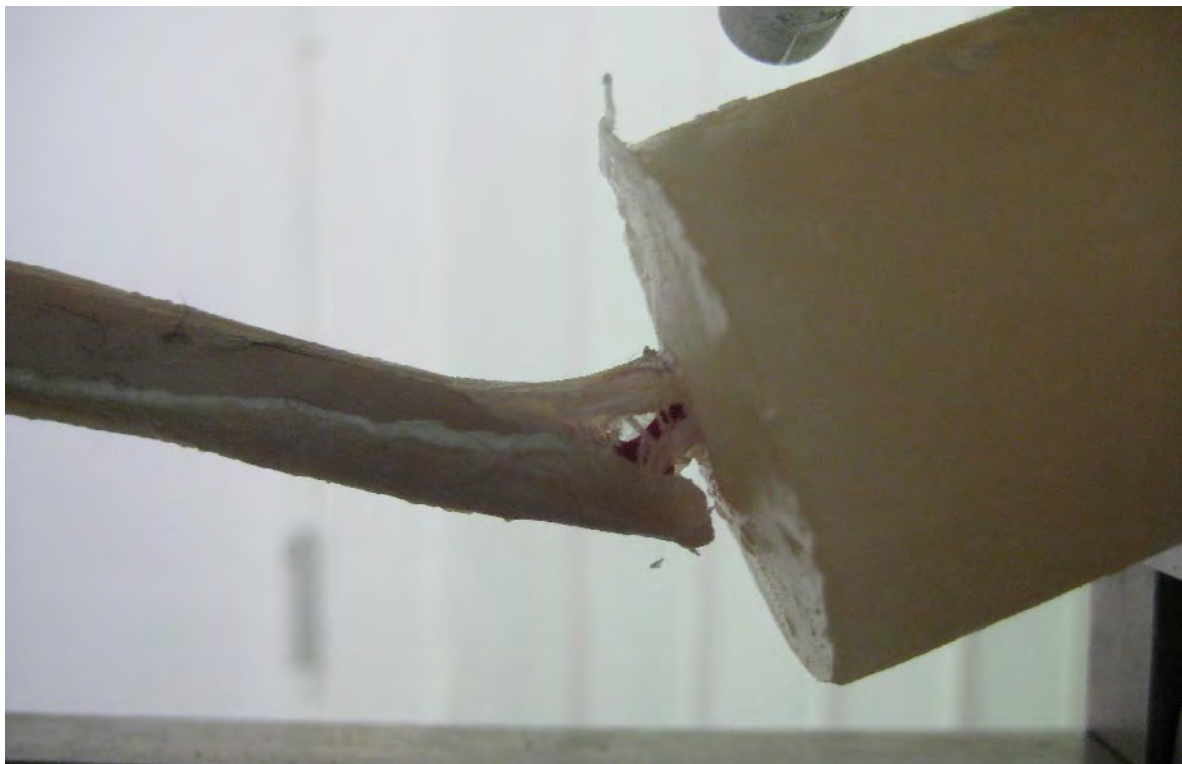


Abbildung 4.21: Tibiaschrägfraktur im distalen Bereich nach Biegung (Tibia Nr. 3)

4.2.4.2 Biegesteifigkeit der Katzentibia im ILN-Knochen-Frakturmodell

Die Tibiae waren durchschnittlich 120 mm lang. Sie wurden sechsmal mit einem ILN der Länge 119 mm und einmal mit einem 130 mm langen ILN versorgt und mit 12 mm langen Schrauben verriegelt. Die durchschnittliche Biegesteifigkeit betrug 63,84 N/mm. Zum Versagen kam es bei dreien nach durchschnittlich 5,92 mm und einer Kraft von 310,83 N. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.13 zusammengestellt und in Abbildung 4.22 belegt.

Der finale Anstieg der Kurven Nr. 1, 2, 3, 4 und 7 ist artifiziell durch das Anstoßen der eingegossenen Präparate in der Messvorrichtung verursacht und wurde nicht bewertet.

Vier ILN-Knochen-Frakturmodelle überstanden den Biegeversuch ohne zu versagen. In einem dieser Fälle war der ILN am Versuchsende geringgradig in der Achse verbogen. Bei drei Modellen war das Versagen von einer Längsfraktur auf Höhe der Schraubenlöcher mit Splitterung gekennzeichnet. Die ILN waren in der Mitte bzw. im oberen Schraubenloch des distalen Nagelabschnitts deutlich in ihrer Achse verbogen (Abbildung 4.23 und 4.24).

Tabelle 4.13: Die Biegesteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im ILN-Knochen-Frakturmodell

Nummer	Seite	Knochenlänge in mm	ILN Länge	Verriegelung	Biegesteifigkeit in N/mm	maximale Kraft in N	Kraft beim Versagen in N	Strecke bis zum Versagen in mm	Form des Versagens
1	rechts	130	130	4x12	59,75	800,00	-	-	- kein Versagen - ILN ggr. gebogen
2	rechts	114	119	4x12	67,66	381,12	381,12	7,49	- Knochen distolateral + - medial längs gesplittert
3	links	115	119	4x12	63,99	366,72	-	-	- kein Versagen
4	links	121	119	4x12	65,91	334,72	334,72	6,45	- Knochen distomedial längs gesplittert
5	rechts	121	119	4x12	78,45	411,52	-	-	- kein Versagen
6	links	120	119	4x12	56,11	216,64	216,64	3,82	- Knochen distomedial längs gesplittert
7	rechts	120	119	4x12	54,98	364,80	-	-	- kein Versagen
Durchschnitt		120			63,84	410,79	310,83	5,92	

Biegung ILN-Knochen-Frakturmodell

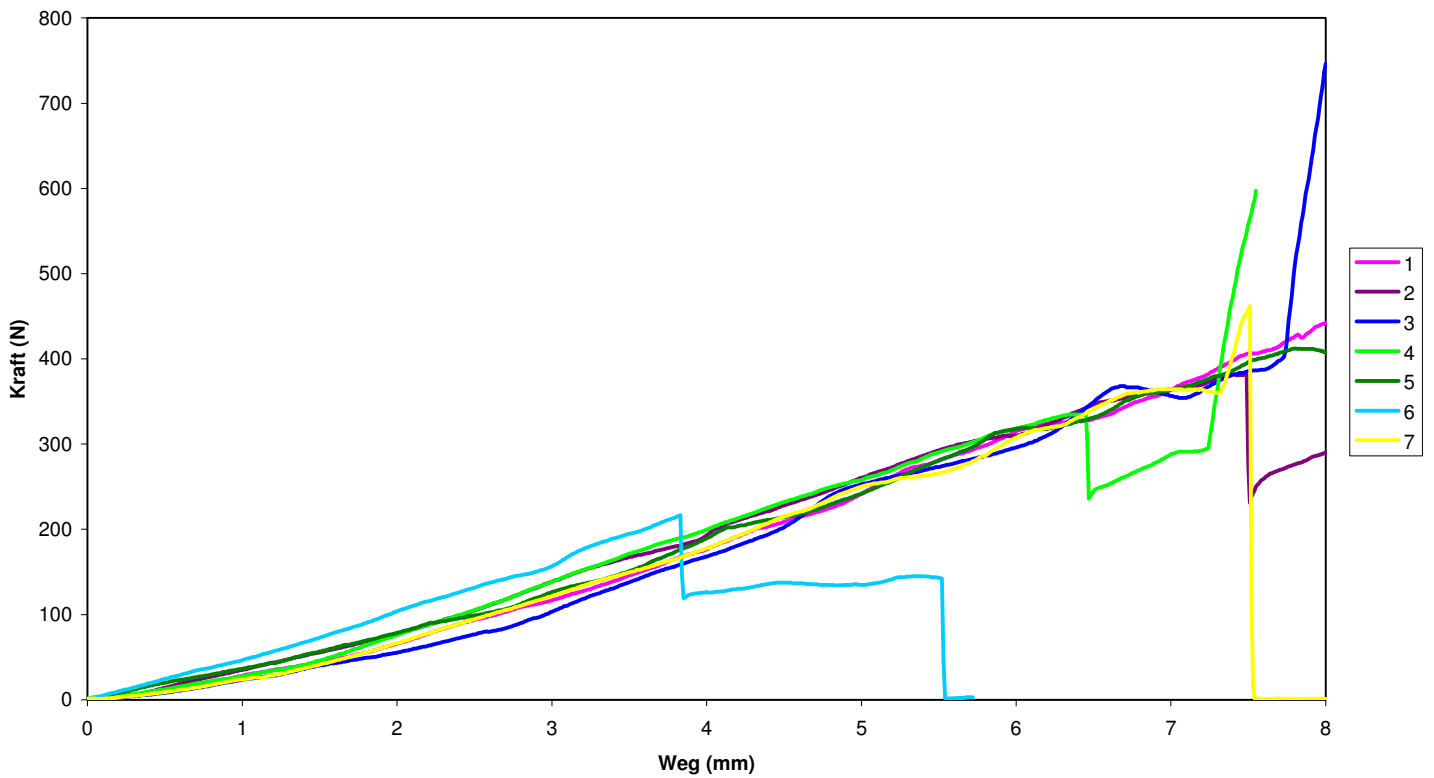


Abbildung 4.22: Graphik zu den Biegeversuchsmessungen an Katzentibiae im ILN-Knochen-Frakturmodell



Abbildung 4.23 und 4.24: Biegung des ILN mittig am Frakturspalt (links) und im oberen Schraubenloch des distalen Nagelabschnitts (rechts) im Biegeversuch

4.2.4.3 Biegesteifigkeit der Katzentibia im FGI-Knochen-Frakturmodell

Tibiae mit einer durchschnittlichen Länge von 125 mm und FGI der Länge 110 mm (n=5) und 100 mm (n=2) wurden eingesetzt. Die durchschnittliche Biegesteifigkeit lag bei 20,89 N/mm. Die Proben wurden mit einer durchschnittlichen maximalen Kraft von 110,72 N belastet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.14 zusammengestellt und in Abbildung 4.25 belegt.

Der Anstieg der Kurven am Versuchsende wurde nicht gewertet, da er artifizuell durch das Anstoßen der Technovit®-Zylinder in der Messvorrichtung entstand. Bei einem FGI-Knochen-Frakturmodell (Nr. 5) kam es zu einem Haarriss im distalen Knochenfragment, die anderen wiesen keine sichtbaren Schäden auf. Der kurze Abfall mit anschließendem Anstieg der Kraft-Weg-Kurven Nr. 1, 4 und 5 kann durch ein kurzfristiges, nicht sichtbares Rutschen des FGI in der Markhöhle (Stick-Slip-Effekt) entstanden sein (Abbildung 4.26).

Tabelle 4.14: Die Biegesteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im FGI-Knochen-Frakturmodell

Nummer	Seite	Knochenlänge in mm	FGI Länge	Biege- steifigkeit in N/mm	maximale Kraft in N
1	links	120	100	16,30	108,48
2	rechts	120	100	17,73	114,24
3	links	126	110	19,97	95,04
4	rechts	126	110	18,04	102,72
5	rechts	123	110	17,09	118,88
6	rechts	131	110	29,25	120,00
7	links	131	110	27,88	95,68
Durchschnitt		125		20,89	110,72

Biegung FGL-Knochen-Frakturmodell

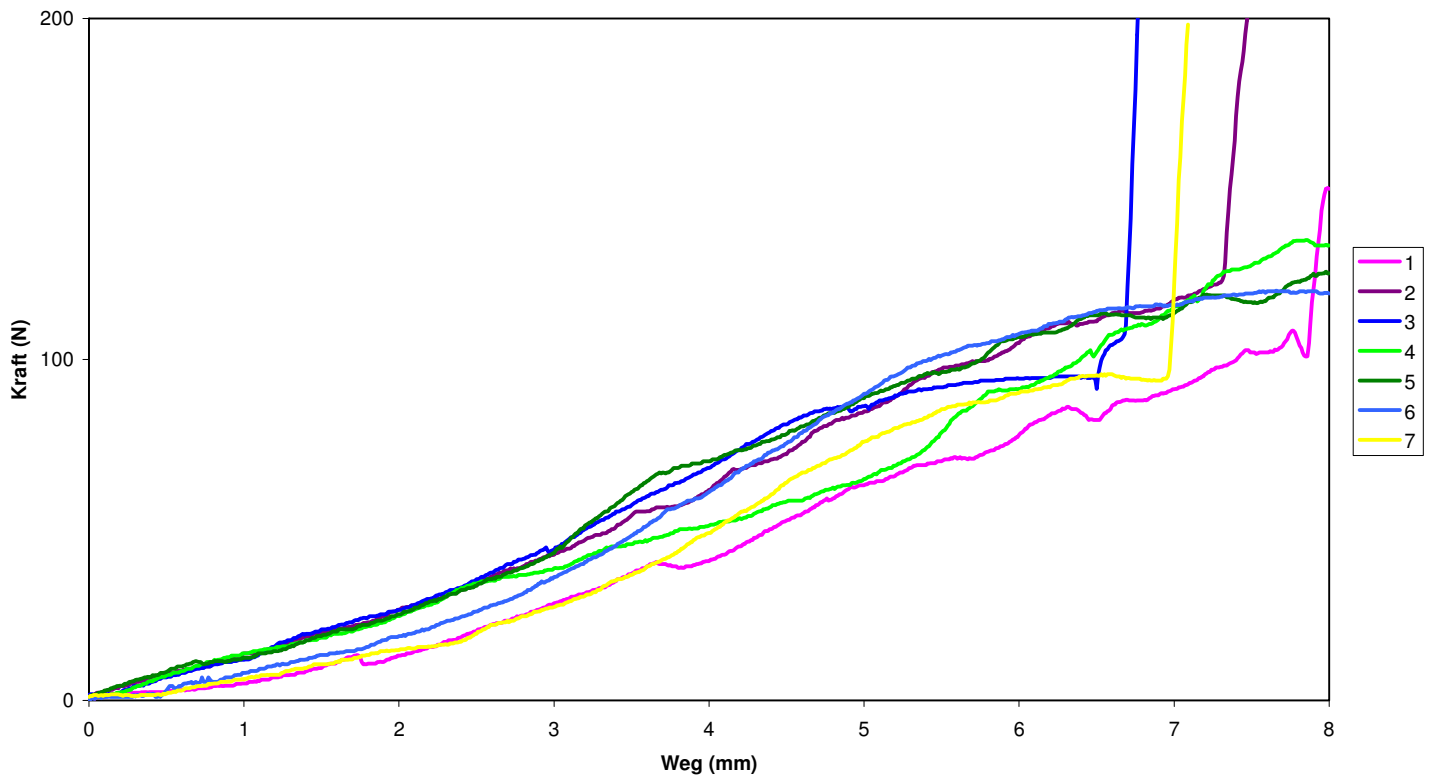


Abbildung 4.25: Graphik zu den Biegeversuchsmessungen an Katzentibiae im FGI-Knochen-Frakturmodell

Biegung FGI-Knochen-Frakturmodell Nr.1

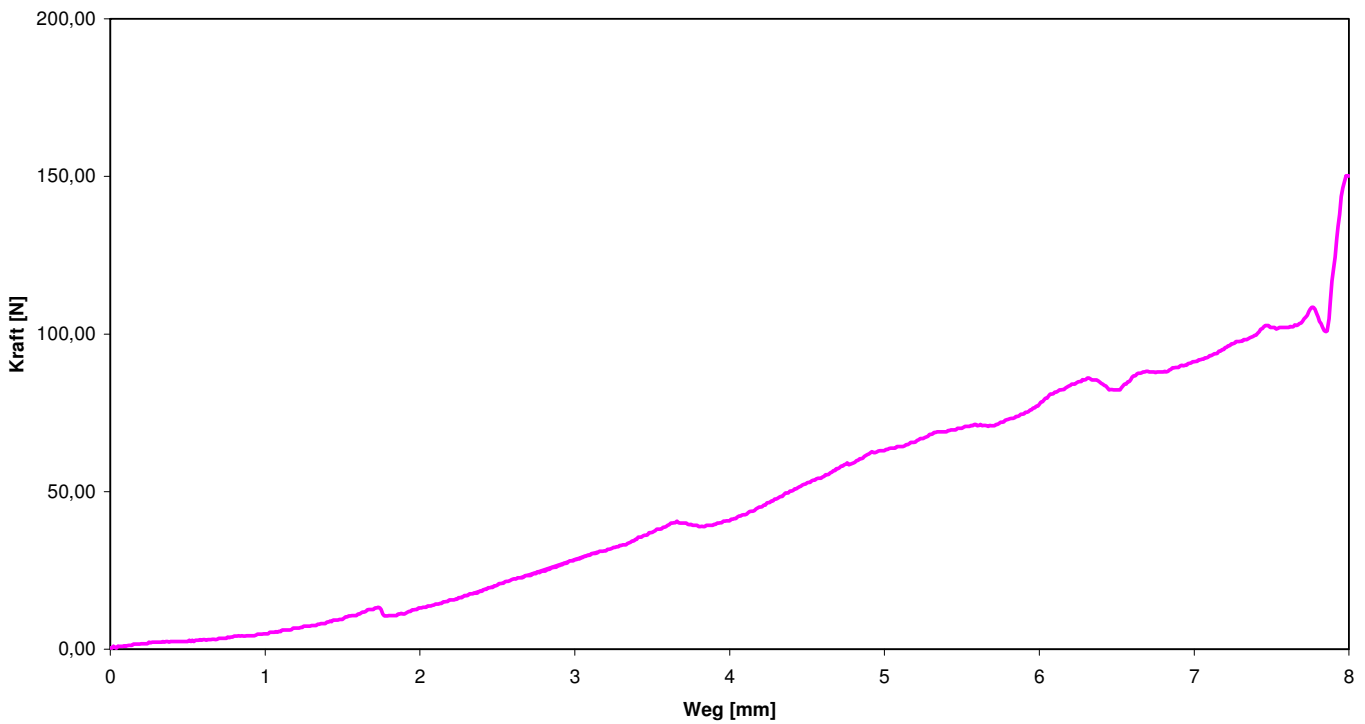


Abbildung 4.26: kurzer Abfall mit anschließendem Anstieg der Kraft-Weg-Kurve (Stick-Slip-Effekt)

5. Diskussion

5.1 Knochen- und Markhöhlenverhältnisse

5.1.1 Allgemein

Den Literaturangaben nach sind Humerus, Os femoris und Tibia der Katze relativ gerade mit einer vergleichbar weiten, gleichförmigen Markhöhle. Deswegen eignen sie sich bei einer Schafffraktur gut für eine intramedulläre Osteosynthese mit z. B. einem Rush Pin, Steinmann Pin, Küntscher Nagel, Kirschner Bohrdraht oder Verriegelungsnagel (HUDSON und HAMILTON 1993; SMITH 1994; HARARI 2002). Um diese empirischen Erkenntnisse mit objektiven Zahlen zur Länge der Knochen, ihrer Markhöhlen und deren Durchmesser zu belegen, wurden in dieser Arbeit die metrischen Daten von je 20 Humeri, Ossa femorum und Tibiae erhoben und mit denen von KIENLE und BRUNNBERG (2002) verglichen. Auf dieser Grundlage sollte ein neues intramedulläres Implantat aus Nitinol, ein Form-Gedächtnis-Implantat (FGI), für Frakturen langer Röhrenknochen entwickelt und im Frakturmodell vergleichend zum Verriegelungsnagel getestet werden. Entsprechend wurden die Knochenlängen, die Markhöhlen, die Compacta und der Innendurchmesser mit der jeweiligen Engstelle von Humerus, Os femoris und Tibia an computertomographisch erstellten Bildern bestimmt.

5.1.2 Knochenlänge

KIENLE und BRUNNBERG (2002) gewannen die metrischen Daten zur Knochenlänge indem sie 16 Röntgenbilder vermaßen, die eigenen Daten wurden computertomographisch gewonnen. Der Vergleich beider Durchschnittswerte ergibt eine Abweichung von 2 mm für Humerus und Tibia, und von 3 mm für das Os femoris. Diese Abweichung kann mit dem individuellen Unterschied innerhalb der zufällig ausgewählten Probengruppen erklärt werden, zumal alle Abweichungen für Humerus, Os femoris und Tibia das gleiche Vorzeichen haben. Vergleiche der eigenen Messungen zur Knochenlänge der Tibia im CT und am Röntgenbild (Abschnitt 4.1. und 4.2) ergeben eine Abweichung von 3 mm. Auch hier kann dies mit den individuellen Unterschieden innerhalb der zufällig ausgewählten Probengruppen erklärt werden.

5.1.3 Markhöhlenlänge

In den eigenen Messungen war das Cavum medullare von Humerus und Os femoris jeweils um 10 mm und das der Tibia um 15 mm länger als die mit dem Millimetermaß abgenommenen Längen der mit Bariumsulfat gefüllten Knochen (KIENLE und BRUNNBERG 2002) im Röntgenbild. Diese Diskrepanzen sind den Aufnahme- und Messtechniken geschuldet. So gelingt im CT eine naturgetreue dreidimensionale Rekonstruktion des Knochens und der

Markhöhle und mit der Arbeitsstation eine bis auf ein Zehntel mm exakte Vermessung. Am guten Röntgenbild kann mit dem Millimetermaß oder der Schublehre die Knochenlänge noch recht genau vermessen werden, wenn auch der Röhren-Objektstand bedacht wird. Die mit Bariumsulfat befüllte Markhöhle der Knochen an Röntgenbildern zu vermessen ist dagegen eher nicht geeignet, da das Bariumsulfat Spongiosa-dichte Bereiche der Markhöhle nicht durchdringt und damit keine exakte Markhöhlenlänge eruiert werden kann. Im CT sind die Spongiosa-dichten Bereiche der Markhöhle deutlich sichtbar und klar von der Compacta abgrenzbar, wie die eigenen computertomographischen Analysen ergaben.

5.1.4 Compactadicke und Markhöhlendurchmesser

Die Compacta war nach den eigenen Messungen am Humerus 1,2 bis 2,9 mm, am Os femoris 1,4 bis 3,6 mm und an der Tibia 1,4 bis 3,2 mm dick. Verglichen mit der 2 mm breiten Compacta gemessen von KIENLE und BRUNNBERG (2002) an Bariumsulfat-befüllten Knochen und den bis zu 3 mm, die STAIMER (1980) für den Humerus angibt, sind die eigenen Ergebnisse zu Humerus, Os femoris und Tibia exakter. Die schichtweise Darstellung der Knochen im CT ließ exakt auf jeder Höhe die Form des Markhöhlenquerschnittes horizontal vermessen und führte zu spezifischen Daten für Humerus, Os femoris und Tibia. Das Cavum medullare weist in Form und Breite vor allem distal und proximal im Meta- und Epiphysenbereich Besonderheiten auf. Das Cavum medullare des Humerus hat einen Durchmesser von 3,9 bis 9 mm, das des Os femoris einen von 5,6 bis 8,6 mm und das der Tibia einen von 3,5 bis 8,2 mm. Die Werte sind synoptisch mit der Messebene zu sehen. Die Markhöhlen von Humerus, Os femoris und Tibia werden proximal weit, die des Os femoris auch distal. Diese Bereiche sind durch die Maxima der Messergebnisse beschrieben. Allerdings haben Humerus, Os femoris und Tibia der Katze, wie auch schon KIENLE und BRUNNBERG (2002) an Bariumsulfatstudien fanden, über einen relativ langen Diaphysenabschnitt eine relativ gleichförmige, rund-ovale Markhöhle, deren durchschnittliche Weite wesentlich kleiner ist und sich den Minimalwerten nähert. Dieser Bereich ist für den festen Sitz des Implantates ausschlaggebend, da sich hier die größte Kontaktfläche zwischen Knochen und Nagel bietet. Da die Markhöhlen der drei Knochen nicht rund sondern rund-oval sind, ist anzunehmen, dass sich die Kontaktfläche optimieren lässt, wenn die Markhöhle mit einem Spiralbohrer vor der Osteosynthese aufgebohrt und damit gerundet wird.

Besondere Überlegungen im Hinblick auf Markhöhlenenge, Compactadicke und Vorbohren erfordert die Tibia. Sie hat in der Diaphysenmitte nur eine 3,5 mm weite Markhöhle, aber in diesem Bereich eine bis zu 3,2 mm dicke Compacta. Die Markhöhlenenge limitiert den Diameter des intramedullären Implantates, es sei denn, sie wird zuvor aufgebohrt und damit geweitet. Dies sollte an der Tibia bei einer etwa 3 mm dicken Compacta möglich sein, ohne

den Knochen zu zerstören. Allerdings werden bisher beim Tier Verriegelungsnägel meist ohne Vorbohrung implantiert, da bekanntermaßen die Compacta im Vergleich zum menschlichen Knochen wesentlich dünner ist (DEJARDIN et al. 2006).

In der Tiermedizin sind bisher Vor- und Nachteile einer Vorbohrung nicht ausreichend analysiert. Ganz allgemein ist die Operationszeit kürzer und die Knochendurchblutung ohne Vorbohrung besser, aber die Knochen-Nagel-Kontaktfläche geringer (KLEIN et al. 1990).

Die Weite der Markhöhle der drei Knochen proximal, am Os femoris auch distal, lässt darauf schließen, dass der Implantat-Knochen-Kontakt in diesen Bereichen geringer als im Diaphysenbereich ist und somit der korrekten und stabilen Verriegelung besondere Bedeutung für die Stabilität der Fraktur zukommt.

5.1.5 Nageldiameter

Das Implantat sollte die Markhöhle zu mindestens 50-75% ausfüllen (CHANDLER und BEALE 2002; ROE 2003; BRINKER et al. 2006) und mit seinen Enden in den Metaphysen der Knochen liegen (DURALL et al. 1993), ohne dass ein Nagelende die jeweils angrenzenden Gelenkstrukturen verletzt oder Weichteilschäden verursachen kann (MCLAUGHLIN 1999; LARIN et al. 2001). Anhand dieser Grundsätze und den metrischen Werten aus den Längen der Knochen, ihrer Markhöhlen und ihrer engsten Stellen wurden die Länge und Dicke der Implantate bestimmt.

Die Länge von Humerus, Os femoris und Tibia betrug 106 bis 122 mm und ihrer Markhöhlen 89 bis 112 mm. Bedacht werden muss, dass die Endstücke des Implantates bei normogradem Vorgehen distal und proximal im Spongiosa-gefüllten Raum liegen, entsprechend wurde das FGI in den Längen 90, 100 und 110 mm gefertigt. So sind die FGI um je 9 bzw. 10 mm kürzer als die verwandten Verriegelungsnägel. Deren Gesamtlängen betragen 109, 119 und 130 mm und nach Abbruch des Verlängerungsstückes 99, 109 bzw. 119 mm.

Das mit 90 mm kürzeste FGI ließe sich gut am Humerus mit einer Markhöhlenlänge von 82 bis 99 mm (Durchschnitt 89 mm) einsetzen. Der mit 109 mm (99 mm) kürzeste ILN ist dagegen zur Osteosynthese des Humerus der Katze zu lang, so dass er nicht sicher im Knochen platziert werden kann.

In das Os femoris, mit einer Markhöhlenlänge von 89 bis 113 mm (Durchschnitt 102 mm) könnte ein 90, 100 oder 110 mm langes FGI oder ein 109 mm (99 mm) bzw. 119 mm (109 mm) langer ILN implantiert werden.

Die Markhöhle der Tibia ist den eigenen Messungen zufolge zwischen 103 und 122 mm (Durchschnitt 112 mm) lang, so dass FGI der Längen 100 und 110 mm und ILNs in allen drei Längen eingesetzt werden können. In der Studie musste in 2 Fällen ein FGI der Länge 90 mm bei einer Tibialänge von 110 mm implantiert werden, obwohl die 20

computertomographisch vermessenen Tibiae im experimentellen Teil der Studie im Durchschnitt 122 mm lang waren. Bei weiteren 19 FGI-Knochen-Frakturmodellen wurde der 100 mm (n=9) und der 110 mm (n=10) lange FGI implantiert, die ILNs waren 119 mm (109 mm) (n=11) und 130 mm (120 mm) (n=10) lang.

Die kürzesten FGI wurden zweimal und der kürzeste ILN nicht eingesetzt. Für die Osteosynthese der Tibia muss bei der Optimierung des FGI bedacht werden, dass der bisher erhältliche längste Nagel mit 110 mm bei großwüchsigen Katzen zu kurz sein kann. Es sollten deswegen Nägel mit den Längen 90, 100, 110 und 120 mm vorrätig sein.

Der Durchmesser der Markhöhlenengstelle hat eine durchschnittliche Weite von 3,9 mm am Humerus, 5,6 mm am Os femoris und 3,5 mm an der Tibia. Zunächst lagen FGI mit 3 und 4 mm Durchmesser vor. Da eine Implantation mit Vorbohrung im Experiment nicht vorgesehen war und die durchschnittliche Weite der Markhöhlenengstelle der Tibia bei 3,5 mm lag, wurden 3 mm starke FGI für die Studie verwendet. Die Verriegelungsnägel hatten ursprünglich einen standardisierten Durchmesser von 3,5 mm. Für die biomechanischen Versuche wurden zur besseren Vergleichbarkeit ILNs mit 3 mm Durchmesser gefertigt. Es ist davon auszugehen, dass der 3 mm starke Nagel der Forderung gerecht wird, mindestens 50-75% der Markhöhle auszufüllen (CHANDLER und BEALE 2002; ROE 2003; BRINKER et al. 2006). Anzunehmen ist, dass ein FGI bzw. ILN der Stärke 3,5 mm bzw. 4 mm, ggf. mit Vorbohrung, einen optimalen Implantat-Knochen-Kontakt ergeben und sich biomechanisch positiv auswirken würde.

5.2 Biomechanische Messungen

5.2.1 Studiendesign und Durchführung

Insgesamt wurden 63 Einzelproben getestet. Für die statistische Auswertung beachtet wurde, dass die kleinste Untergruppe sieben Versuchsobjekte beinhaltete. Für jeden Versuch wurden ein neuer Knochen und ein neues Implantat eingesetzt, um Schäden durch eine vorausgegangene Nutzung sicher auszuschließen.

Als Testknochen wurde die Tibia gewählt. Einerseits sind Tibiafrakturen nach denen des Os femoris am zweithäufigsten. Andererseits wird ein intramedulläres Implantat in der Tibia, wie bekannt ist, axial belastet. Zudem ist die Gewinnung der Knochenproben an der Tibia einfach, da sie nur von wenig Weichteilgewebe umgeben ist. Zweifellos wären in gleicher Weise auch der Humerus und das Os femoris geeignet gewesen, sowohl bei der biomechanischen Testung intakter Knochen als auch im Frakturmodell vergleichend (ILN und FGI).

Die Entscheidung, die Torsions-, Kompressions- und Biegestabilität an intakten Knochen und an Frakturmodellen zu prüfen, war dadurch geprägt, dass diese, wenn man einmal von der Zugkraft absieht, die Kräfte sind, die den Knochen und auch eine versorgte Fraktur in Ruhe und Bewegung belasten (HULSE und HYMAN 2003).

Das FGI mit dem ILN im Knochen-Frakturmodell vergleichend zu analysieren war dadurch bedingt, dass der ILN sich als ausgezeichnetes Osteosyntheseverfahren bei entsprechender Indikation klinisch bewährt hat. Der hier untersuchte universell einsetzbare Verriegelungsnagel aus Titan wurde von BRUNNBERG et al. (2002, 2003) bei Humerus- und Tibiafrakturen der Katze klinisch eingesetzt und mit anderen Osteosyntheseverfahren verglichen. Zudem liegen Daten über die biomechanischen Eigenschaften weiterer ILN-Modelle verglichen mit der Plattenosteosynthese, mit einer Nagel-Platten-Kombination und mit dem Fixateur externe vor (DUHAUTOIS 1993; DUELAND et al. 1996; DUELAND et al. 1997; BERNARDE et al. 2001; PFEIL et al. 2005; DEJARDIN et al. 2006; REEMS et al. 2006). In den Arbeiten wurden 6 und 8 mm starke ILN isoliert und/oder im Frakturmodell langer Röhrenknochen beim Hund getestet. Weitere Studien zum ILN als Osteosyntheseverfahren an Metacarpal-, Metatarsal- und/oder Tibiafrakturen liegen beim Fohlen, beim adulten Pferd sowie beim Kalb vor (TROSTLE et al. 1995; LOPEZ et al. 1999; MCDUFFEE et al. 2000; MCDUFFEE et al. 2000; FITCH et al. 2001; RADCLIFFE et al. 2001; GALUPPO et al. 2002).

Um die Ergebnisse biomechanischer Testung am Frakturmodell mit dem ILN und dem FGI besser verstehen zu können, wurden auch je sieben intakte Katzentibiae der Torsion, Kompression und Biegung ausgesetzt, zumal es dazu bisher keine Daten gab. Es sind allerdings ganz aktuell von GIBSON et al. (2008) zur Biomechanik des Os femoris der Katze Angaben gemacht worden. Materialgewinnung und Lagerung entsprechen etwa dem

eigenen Versuchsablauf. Der Kompressionstest wurde allerdings an mehreren isolierten Os femoris-Abschnitten vorgenommen. Die Biegung wurde als 3-Punkt-Biegung mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/min durchgeführt. Die in der eigenen Studie angewandte 4-Punkt-Biegung mit 5 mm/min hat die sehr wichtige Option, Versuchsobjekte mit simulierten Diaphysenfrakturen zu testen, weil die Kraft über je zwei Punkte proximal und distal am Knochen auf eine definierte Strecke übertragen wird. Bei der 3-Punkt-Biegung wirkt die Kraft dagegen punktförmig mittig und wird direkt auf Frakturspalt und Implantat geleitet. Entsprechend können die Daten der Studie keinesfalls mit den eigenen verglichen werden.

Im eigenen Versuchsaufbau wurde die craniocaudale Biegung gewählt, da in Studien am Os femoris des Hundes festgestellt wurde, dass die Biegebelastung craniocaudal größer als mediolateral ist. Zudem reduziert sich bei Biegung parallel zu den Schraubenlöchern die Stabilität des ILN um 20% (DUELAND et al. 1996; BERNARDE et al. 2001).

Der Versuchsaufbau zur Torsion, Kompression und Biegung orientiert sich an biomechanischen Studien zum ILN in der Literatur, auch wenn dort teils mit zyklischen Ermüdungsstudien gearbeitet wurde (DUELAND et al. 1996; DUELAND et al. 1999; BERNARDE et al. 2001; PFEIL et al. 2005; DEJARDIN et al. 2006; REEMS et al. 2006). Auch das Vorgehen der biomechanischen Studie von BEHREND (2007) wurde berücksichtigt, der im Tibia-Frakturmodell vergleichend den Fixateur externe Typ Ia und II mit der paraossären Klammer-Cerclagen-Fixation nach Wanivenhaus (2001) analysierte.

In den eigenen biomechanischen Studien beachtet wurde zudem die immense international vielfach gewürdigte Erfahrung der Mitarbeiter des Biomechanik Prüflabors, unter deren Anleitung die Parametersätze erhoben, die Proben vorbereitet und die biomechanischen Messungen durchgeführt wurden.

Die Präparation und Aufbewahrung der Knochen für den Versuch erfolgte auf Grundlage der Angaben in der Literatur (GOH et al. 1989; GRIFFON et al. 1995; BEAUPIED et al. 2006) und orientierte sich auch an dem Vorgehen vergleichbarer Studien (BERNARDE et al. 2001; PFEIL et al. 2005; REEMS et al. 2006). Knochen wurden in mit isotoner Kochsalzlösung getränkten Baumwolltupfern eingeschlagen, in Folie doppelt eingeschweißt und bei -20 °C gelagert. Nach dem Auftauen konnten keine visuell oder röntgenologisch sichtbaren Schäden ausgemacht werden. Entsprechend konnte angenommen werden, dass die gewonnenen Daten denen eines vitalen Knochens entsprechen. HAAREN et al. (2008) wiesen nach, dass Tiefgefrieren die biomechanischen Eigenschaften des Knochens nicht negativ beeinflusst.

In den einzelnen Gruppen wurden linke und rechte Tibiae verglichen, da davon auszugehen ist, dass ipsi- und contralateral am gleichen Knochenabschnitt biomechanisch keine signifikanten Unterschiede bestehen (MUIR et al. 1995; BERNARDE et al. 2001), zumal

wenn bedacht wird, dass keine skeletterkrankten Proben analysiert werden. Dies wurde in der eigenen Studie streng beachtet.

Den ILN korrekt zu verriegeln gelang bei sechs Löchern (2,4%) nicht, weil die Bohrung das Nagelloch verfehlte. Fünf dieser Fehlbohrungen betrafen das dritte oder vierte Loch im distalen Abschnitt des Nagels. Diese Komplikation wird auch in klinischen Studien beschrieben und betrifft meist ebenfalls die distale Verriegelung (MCLAUGHLIN 1999; MOSES et al. 2002; DUHAUTOIS 2003). Diesen Fehler zu vermeiden unterliegt sowohl in experimentellen als auch in klinischen Studien einer deutlichen Lernkurve (DUELAND et al. 1999).

In den eigenen Experimenten brach einmal beim Setzen des Bohrkanals zur Verriegelung der obersten Schraube der Bohrer ab. Auch diese Komplikation ist vergleichbar in zwei klinischen Studien beschrieben. Die Bohrerreste wurden belassen (DUELAND et al. 1999; MOSES et al. 2002). Bei einem der Fälle wurde 31 Monate nach dem Eingriff unmittelbar im Bereich des Bohrerrestes ein Osteosarcom diagnostiziert. Es ist bekannt, dass gelockertes infiziertes und auch nutzloses Osteosynthesematerial tumorinduzierend sein kann, ohne dass dies bis heute definitiv bewiesen wurde (BRUNNBERG et al. 1980; DUELAND et al. 1999). Aufgrund dieses Verdachtes sollte ein solcher Fremdkörper immer Anlass sein, ihn zu entfernen. In der eigenen Studie beeinflussten weder Fehlbohrung noch Bohrerbruchstück die Ergebnisse der biomechanischen Prüfung (Tabelle 4.7: Nr. 1 und 3; Tabelle 4.10: Nr. 3; Tabelle 4.13: Nr. 2 und 7).

Das FGI ließ sich dagegen komplikationslos implantieren, wenn man einmal vom etwas erschwerten Verbringen in die Markhöhle über das dafür zuvor geschaffene Loch absieht. Meist gelang dies erst im zweiten Versuch. Das ließe sich wohl mit einer Trokarspitze am distalen Ende des Nagels und proximal mit einem Verlängerungsstück erleichtern und sollte bei der vorgesehenen Weiterentwicklung des Implantates bedacht werden.

5.2.2 Ergebnisse Torsion

Der intakte Knochen war mit einer durchschnittlichen Torsionssteifigkeit von 0,29 Nm/Grad nahezu sechsmal so steif wie das ILN-Knochen-Frakturmodell mit einem Durchschnittswert von 0,05 Nm/Grad, und dieses Modell war fünfmal so steif wie das FGI-Knochen-Frakturmodell mit durchschnittlich 0,01 Nm/Grad. Beide Knochen-Frakturmodelle ließen sich um 50° rotieren, ohne dass es zum Versagen des Implantates oder des Knochens kam. Dagegen brach der intakte Knochen schon durchschnittlich bei 20,01°. Die geringe Steifigkeit beider Implantat-Knochen-Frakturmodelle könnte in vivo eine Instabilität der Fraktur verursachen, die eine verzögerte bis ausbleibende Frakturheilung mit Pseudarthrosenbildung zur Folge haben könnte. Bekannt ist, dass eine Fraktur bei einer interfragmentären Bewegung von bis zu 2% heilen kann (HULSE und HYMAN 2003). Die interfragmentäre

Mikrobewegung am Frakturspalt wurde in den eigenen Studien nicht gemessen. Zudem ist auch die in vivo herrschende Scherkraft nicht bekannt, so dass über die Frakturinstabilität und ihre Bedeutung im Hinblick auf die Osteosynthese beim klinischen Fall keine Aussage getroffen werden kann. Im Experiment versagten alle untersuchten intakten Tibiae in Form einer distalen Spiralfaktur. Da distal der Durchmesser der Tibia am geringsten ist und somit hier die größte Kraft pro Fläche wirkt, ist dieses Ergebnis verständlich. Es sind wohl Spannungs- und Scherkräfte bei Torsion wirksam, die diese Frakturform verursachen.

Deformationen an den Schraubenlöchern wurden in der vorliegenden Studie an fünf von sieben ILN nach dem Torsionstest festgestellt. Dies deckt sich mit Ergebnissen von Experimenten an caninen Ossa femorum und Tibiae (DUELAND et al. 1996; PFEIL et al. 2005). Die Deformation entstand meistens am oberen Schraubenloch im distalen Nagelsegment. Auch das deckt sich mit den Angaben von REEMS et al. (2006) an verriegelten Hundefemora (2/2). Als Schwachpunkt des ILN sind ganz allgemein die Nagellöcher anzusehen, entsprechend kommt es dort am häufigsten zu Implantatfehlern und -versagen (DUELAND et al. 1997; DUELAND et al. 1999; DEJARDIN et al. 2006). Allerdings kam es in der eigenen Studie nicht, wie in der Literatur an Tibiae und Ossa femorum des Hundes, zum Nagel- oder Schraubenbruch (PFEIL et al. 2005; REEMS et al. 2006).

Viermal war der ILN auf Höhe der deformierten Löcher verbogen, ohne gebrochen zu sein. Er wies jedoch keine ausgeprägte Achsenabweichung auf, so dass anzunehmen ist, dass dem im klinischen Einsatz keine relevante Bedeutung für die Stabilität zukäme. Bedacht werden muss zudem, dass die Proben um 50° kontinuierlich gedreht wurden. Einer solchen Torsionsbelastung dürfte in vivo keine Tibia ausgesetzt sein.

Die Belastung der Schrauben wird umso größer, je geringer die Kontaktfläche zwischen ILN und Knochen ist. Da es bei den eigenen Torsionsversuchen nicht zu Verformungen der Schrauben kam, kann angenommen werden, dass der Kontakt zwischen ILN und Katzentibia ausreichende Stabilität gegen Torsionskräfte ergab.

Nach dem Torsionsversuch im FGI-Knochen-Frakturmodell wurden die Nägel wieder entfernt. Dabei konnten visuell keine Veränderungen der Form oder Position des FGI festgestellt werden. Daraus lässt sich ableiten, dass das FGI nur eine geringe Torsionssteifigkeit hat oder aber aufgrund unzureichender Verankerung in der Markhöhle gleiten kann. Der Gleittheorie widerspricht, dass das FGI sich vor dem Torsionstest jeweils korrekt spreizte, röntgenologisch korrekt saß und anschließend visuell kontrolliert unverändert war.

5.2.3 Ergebnisse Kompression

Das ILN-Knochen-Frakturmodell versagte bei einer durchschnittlichen Kraft von 1642,06 N und widerstand damit etwas mehr als der Hälfte der Kompressionskraft, die beim intakten

Knochen zur Fraktur führte. Somit entsprach die Versagenslast des ILN-Knochen-Frakturmodells bei Erdanziehung einer Gewichtskraft von rund 168 kg. Seine axiale Steifigkeit betrug 54% des intakten Knochens und lag bei 1017,01 N/mm.

Die axiale Steifheit des FGI-Knochen-Frakturmodells ließ sich nicht bestimmen, da es bereits unter einer Kraft von durchschnittlich 56,09 N zur Einengung des Frakturspalt kam. Dies entspricht bei Erdanziehung einer Gewichtskraft von 5,7 kg und könnte somit bei einer adulten Katze mit entsprechendem Gewicht zum Kollaps der Fraktur führen. Im Versuch engte sich sichtbar und kontinuierlich der Frakturspalt ein. Die Kraft-Weg-Kurve gibt dies im annähernd horizontal verlaufenden Bereich wieder. Daraus wird ersichtlich, dass der FGI-Nagel bei instabilen Frakturen unter Kompression nicht belastungsstabil ist. Der ILN hingegen hält vermutlich im klinischen Einsatz bei der Katze auch den Kompressionskräften stand.

Die Knochen brachen als distale Quer- oder Schrägfraktur. Dies lässt sich damit erklären, dass die Tibia im distalen Bereich den kleinsten Querschnitt aufweist und hier entsprechend die größte Kraft pro Fläche wirksam ist. Zwei der sieben intakten Tibiae im Kompressionsversuch versagten schon bei deutlich geringeren Kräften als die fünf anderen (Tabelle 4.9: Nr. 2 und 3). Sie wurden einer 14 Jahre alten Katze entnommen, die aus unbekanntem Grund euthanasiert wurde. Röntgenologisch war keine veränderte Knochenstruktur auszumachen und auch den ILN zu implantieren war problemlos. Der vergleichbar geringe Kompressionswiderstand dieser beiden Tibiae mag im Rahmen physiologischer Variabilität liegen oder pathologisch bedingt sein.

Fünf der sieben ILN-Knochen-Frakturmodelle versagten in Form einer distalen, medialen und lateralen Fraktur der Tibia in der Längsachse, in der die Schrauben platziert waren. Dies deckt sich mit Experimenten im ILN-Tibia-Frakturmodell beim Hund unter axialer Kompression und bei exzentrischer Kompression im ILN-Os femoris-Frakturmodell (BERNARDE et al. 2001; PFEIL et al. 2005). Erklären lässt sich dies durch eine konzentrierte Kraftübertragung von den Schrauben auf den Knochen.

Im ILN-Knochen-Frakturmodell waren die Implantate in allen sieben Fällen in Form verbogener unterer Schrauben (n=5) oder Schraubenlockerung (n=2) beschädigt. Schraubenlockerung ist eine bekannte Komplikation auch in klinischen Studien. Sie lässt sich allerdings einfacher beheben als ein Bruch der Schraube oder des ILN (DURALL et al. 1994; DUHAUTOIS 1995; DUELAND et al. 1999; LARIN et al. 2001; DUHAUTOIS 2003; DIAZ-BERTRANA et al. 2005).

Am FGI konnten visuell keine Schäden entdeckt werden. Die Verengung des Frakturspalt bei allen 7 Proben ist auf ein Gleiten des FGI in der Markhöhle zurückzuführen, so dass er sich unzureichend im Markraum verklemmt haben muss.

5.2.4 Ergebnisse Biegung

Das ILN-Knochen-Frakturmodell hielt mit durchschnittlich 310,83 N 66% der Biegelast stand, die bei einer intakten Katzentibia zur Fraktur führte. Dies entspricht bei Erdanziehung einer Gewichtskraft von knapp 32 kg. Es hat mit einer durchschnittlichen Biegesteifigkeit von 63,84 N/mm gut ein Drittel der des intakten Knochens.

Das FGI-Knochen-Frakturmodell konnte durchschnittlich nur mit knapp einem Drittel der Last (110,72 N) belastet werden, die im ILN-Knochen-Frakturmodell möglich war und hat auch nur ein Drittel der Biegesteifigkeit (20,89 N/mm). Der intakte Knochen war durchschnittlich fünfmal mehr belastbar und neunmal biegesteifer als das FGI-Knochen-Frakturmodell.

Es ist anzunehmen, dass die Belastungsfähigkeit und Biegesteifigkeit des ILN ausreicht, auch einer instabilen Fraktur genügend Stabilität zu bieten. Ob der FGI-Nagel klinisch relevanten Biegekräften standhalten kann, bleibt fraglich.

Die Tibiae versagten in Form einer distalen Quer- oder Schrägfraktur. Das erscheint bei diesem Versuchsaufbau einleuchtend, da die Tibia distal den kleinsten Querschnitt aufweist und entsprechend eine größere Kraft pro Fläche einwirkte als proximal. Bei einem Rohr mit kontinuierlich gleichem Durchmesser hingegen wäre ein Verbiegen oder Brechen mittig zu erwarten gewesen. Die durchschnittliche Strecke, um die sich der Knochen vor dem Bruch verbiegen ließ, war 5,03 mm lang.

Implantatschäden entstanden am ILN viermal in Form einer Biegung mittig oder auf Höhe des oberen der beiden unteren Schraubenlöcher, ohne dass ein Nagelbruch entstand.

Am FGI war kein offensichtlicher Schaden nach der Biegung auszumachen. Auch wenn visuell keine Dislokation in der Markhöhle festgestellt wurde, muss dies bei drei von sieben Versuchsobjekten angenommen werden, weil die Kraft-Weg-Kurven wiederholt kurzfristig fielen und erneut anstiegen, was nur mit einem Ruckgleiten in der Markhöhle erklärt werden kann (Stick-Slip-Effekt).

5.3 Limitation der Studie

Die metrischen Daten zur Länge von Humerus, Os femoris und Tibia, sowie zur Länge ihrer Markhöhlen und deren Durchmesser, wie auch ihrer jeweiligen Engstelle wurden in dieser Studie nur computertomographisch ermittelt und nicht zusätzlich an Röntgenbildern bestimmt. Eine derartige vergleichende Analyse wäre sicher nicht uninteressant gewesen. Bekannt ist aber, dass bei der Auswertung der CT-Aufnahmen bis auf ein Zehntel Millimeter genau gemessen werden kann und dies dem Röntgen weit überlegen ist. Abgesehen davon ergab sich schon im Vergleich zu derartigen Messungen an Bariumsulfat-befüllten Knochen von KIENLE und BRUNNBERG (2002), dass erhebliche Diskrepanzen der auf verschiedene Weise ermittelten Daten bestanden, auch wenn nicht dieselben Knochen analysiert wurden. Zusätzlich wäre eine derartige vergleichende Analyse in der eigenen Studie nur zu Ungunsten der eigentlichen Studienziele organisierbar gewesen.

Die biomechanischen Daten wurden an intakten Tibiae und im Implantat-Knochen-Frakturmodell gewonnen. Die Implantate selbst wurden nicht biomechanisch getestet, wie dies von DUELAND et al. (1996, 1997) beschrieben wurde. Zumindest für das FGI wäre dies sehr interessant gewesen, da dazu zumindest in der hier eingesetzten Komposition keinerlei Daten vorliegen. Diese isolierten Implantattestungen wurden nicht vorgenommen, da es technisch und auch finanziell nicht möglich war. Dies ist weiteren Studien vorbehalten, da mit dem FGI eine absolute Novität für die Osteosynthese beim Kleintier vorliegt, der ein großes Einsatzpotential nach den bisher gewonnenen Daten zugesprochen werden kann. Allerdings muss es weiter optimiert werden.

Die Konstrukte nach den biomechanischen Messungen röntgenologisch zu analysieren, um gegebenenfalls mit dem bloßen Auge nicht sichtbare Schäden am Knochen und/oder Dislokationen und Schäden des Implantates sichtbar zu machen, wurde nicht vorgenommen, da visuell dazu hinreichende Informationen gewonnen werden konnten. Zudem ließen dies die örtlichen Gegebenheiten auch nicht zu.

Eine weitere statistische Aufarbeitung hätte keine zusätzlichen oder wichtigen Informationen erbracht, da die Ergebnisse der Biomechanik schon am intakten Knochen und den ILN-, wie auch den FGI-Konstrukten eindeutige Unterschiede aufwiesen.

5.4 Klinische Relevanz

In dieser Arbeit wurden an Humerus, Os femoris und Tibia metrische Daten gewonnen, die für die intramedulläre Osteosynthese bei der Katze äußerst wertvoll sind. Auf Ihrer Grundlage lassen sich zukünftig nicht nur Länge und Querschnitt derartiger Implantate, sondern auch ihr Design für die Katze bestimmen. Damit kann insbesondere auch das Ziel eines sich selbst stabilisierenden Nagels weiter verfolgt werden.

Dies trifft auch für die Ergebnisse der biomechanischen Tests zu. Sowohl am intakten Knochen, als auch an den ILN- und FGI-Konstrukten wurden Daten gewonnen, die insbesondere auch beim klinischen Einsatz eines intramedullären Implantates zu beachten sind, weil die Kräfte in vivo nicht unidirektional und kontinuierlich, sondern in der Regel kombiniert und zyklisch wirken. Unidirektionale Belastungstests sind aber wichtig, um Implantate im Fraktur-Modell vergleichen zu können (MUIR et al. 1995; BERNARDE et al. 2001).

Zudem liegen bisher insgesamt nur wenige Daten über die Kräfte vor, die bei Katzen in Bewegung und Ruhe am Gliedmaßenskelett wirksam sind. Bekannt ist aber, dass beim Hochsprung die Beckengliedmaßen der Katze mit dem vier- bis fünffachen des Körpergewichts belastet werden (ZAJAC et al. 1981). Bei Erdanziehung bedeutet dies für ein 5 kg schweres Tier eine Belastung von 20 bis 25 kg bzw. 196 bis 245 N. In einer Kraftmessplattenanalyse der Vorderextremitäten vier gesunder Katzen wurde eine mittlere Bodenreaktionskraft von 4,1 bis 5,8 N/kg ermittelt (GRÖSSLINGER et al. 2006). Dies entspricht bei Erdanziehung 40 bis 57 N für eine 5 kg schwere Katze. Der in der vorliegenden biomechanischen Studie geprüfte 3 mm dicke ILN sollte unter diesem Aspekt zur Osteosynthese bei der Katze genügend Stabilität gewährleisten.

Für den ILN spricht, dass in klinischen Studien, bei denen auch Katzen versorgt wurden, dessen Einsatz in 83% bis 100% der Fälle ein gutes bis sehr gutes Behandlungsergebnis erbrachte (DUHAUTOIS 1995; ENDO et al. 1998; LARIN et al. 2001; MOSES et al. 2002; DUHAUTOIS 2003; DIAZ-BERTRANA et al. 2005).

Da zum FGI diesen Designs keine klinischen Daten vorliegen, muss auf Grund seiner geringen Steifigkeit gegenüber Torsion, Rotation und Biegung eine klinische Nutzbarkeit angezweifelt werden. In weiteren Studien sollten insbesondere Ganganalysen zur Katze und biomechanische Messungen mit zyklischen Ermüdungstests vorgenommen werden. Das überzeugende Konzept einer selbstständigen Verriegelung mit dem FGI sollte überarbeitet und weiterentwickelt werden.

6. Zusammenfassung

Intramedulläre Frakturversorgung bei der Katze - Verriegelungsnagel und Form-Gedächtnis-Implantat im biomechanischen Vergleich

Zur Frakturversorgung langer Röhrenknochen der Katze wurde ein Verriegelungsnagel (ILN) aus Titan biomechanisch mit einem neuartigen, sich selbst verriegelnden Implantat aus Nitinol - dem Form-Gedächtnis-Implantat (FGI) - verglichen. Die Implantate wurden in einem Tibia-Frakturmodell mit einer 5 mm Querfraktur getestet. Neben den FGI- und ILN-Knochen-Frakturmodellen wurde auch eine Gruppe nativer Knochen geprüft, um Vergleichswerte für die Messergebnisse zu erhalten. Getestet wurden 63 Proben, die in Gruppen à 21 und Untergruppen à sieben Exemplaren einem kontinuierlichen Torsions-, Kompressions- oder Biegetest unterzogen wurden. In jeder Prüfung wurde ein neuer Knochen bzw. ein neues Implantat verwendet.

Zuvor wurden die metrischen Daten wie Länge und Durchmesser zu den Knochen und deren Markhöhlen, sowie die Compactadicke von Humerus, Os femoris und Tibia bestimmt, um damit die passenden Nageldurchmesser und -längen wählen zu können. Es wurden 20 Knochen computertomographisch gescannt und vermessen. Die durchschnittliche Knochenlänge des Humerus betrug 106 mm, die der Markhöhle 89 mm. Das Os femoris maß 116 mm, seine Markhöhle 102 mm und die Tibia war 122 mm lang, ihre Markhöhle 112 mm. Die engste Stelle der Markhöhle des Humerus war 3,9 mm, die des Os femoris 5,6 mm und die der Tibia 3,5 mm weit. Diese Daten führten zum Einsatz eines FGI mit einem Durchmesser von 3 mm in den Längen 90, 100 und 110 mm.

Im Torsionsversuch ergab sich eine durchschnittliche Steifigkeit des intakten Knochens von 0,29 Nm/Grad, für das ILN-Knochen-Frakturmodell eine von 0,05 Nm/Grad und für das FGI-Knochen-Frakturmodell eine von 0,01 Nm/Grad. Der Knochen brach bei einer Torsion um 20,01°, die Implantat-Knochen-Frakturmodelle ließen sich um bis zu 50° rotieren, ohne zu versagen. Das ILN-Knochen-Frakturmodell hat bei Torsion knapp ein Sechstel der Steifigkeit des intakten Knochens und war fünfmal steifer als das FGI-Knochen-Frakturmodell.

Bei Kompression wies der intakte Knochen eine durchschnittliche axiale Steifigkeit von 1875,71 N/mm und das ILN-Knochen-Frakturmodell eine von 1017,01 N/mm auf. Der Knochen hielt einer durchschnittlichen Kompressionskraft von 3244,53 N stand und das ILN-Knochen-Frakturmodell einer von 1642,06 N. Die Kompressionssteifigkeit des FGI-Knochen-Frakturmodells konnte nicht berechnet werden, da das Implantat kurz nach Beginn der Messungen versagte. Das ILN-Knochen-Frakturmodell war also gut halb so steif wie der intakte Knochen und deutlich steifer als das FGI-Knochen-Frakturmodell.

Die durchschnittliche Biegesteifigkeit des intakten Knochens betrug 187,71 N/mm, die des ILN-Knochen-Frakturmodells 63,84 N/mm und die des FGI-Knochen-Frakturmodells 20,89

N/mm. Das ILN-Knochen-Frakturmodell erreichte somit zwei Drittel der Biegesteifigkeit des intakten Knochens und war knapp dreimal so steif wie das FGI-Knochen-Frakturmodell.

Das ILN-Knochen-Frakturmodell wies eine größere Steifigkeit bei Torsion, Kompression und Biegung auf und hielt bei Kompression sowie Biegung deutlich größeren Kräften stand als das FGI-Knochen-Frakturmodell. Dieses erwies sich als kaum kompressionsstabil und gleitet vermutlich unter axialer Krafteinwirkung im Knochen am Innencortex.

Rückschlüsse auf den klinischen Einsatz sind nur bedingt möglich, da die getesteten Kräfte in vivo nicht isoliert und kontinuierlich, sondern gemeinsam und wiederholt am Knochen wirken. Eine ausreichende Stabilität des ILN wird anhand der eigenen Ergebnisse vermutet und diese Annahme durch Ergebnisse klinischer Studien gestützt. Das Design des FGI muss überarbeitet werden, um damit das vielversprechende Konzept einer selbstständigen intramedullären Verriegelung umsetzen zu können.

7. Summary

Intramedullary fracture management in the cat – a biomechanical comparison of an interlocking nail and a shape-memory-alloy

For the repair of long bone fractures in the cat an interlocking nail (ILN) made of titanium and a newly developed, self-interlocking implant made of Nitinol, the shape-memory-alloy (SMA), were biomechanically tested. Both were tested in a tibia-fracture model with a 5 mm gap. To have the possibility to compare the results for the SMA- and ILN-bone-fracture models, native bone was also tested. All 63 samples, in groups of 21 and subgroups of seven exemplars, were continuously tested in torsion, compression or bending. For each test a new bone and a new implant was used.

Beforehand the metric values of the length and the medullary cavity of the bone as well as the diameter of the medullary cavity and the compacta of the humerus, femur and tibia were defined. With regard to this information the appropriate diameter and length of the nails were chosen.

The average length of the bone was 106 mm for the humerus and 89 mm for its medullary channel. The femur was 116 mm long, its medullary channel 102 mm. The tibia had a length of 122 mm, its medullary channel 112 mm. The narrowest section of the medullary cavity measured 3.9 mm for the humerus, 5.6 mm for the femur and 3.5 mm for the tibia. These data resulted in an FGI with a 3 mm diameter in the lengths 90, 100 and 110 mm.

The mean torsional stiffness of the bone was 0.29 Nm/degree, of the ILN-bone-fracture model it was 0.05 Nm/degree and of the SMA-bone-fracture model it was 0.01 Nm/degree. Bone breakage appeared after torsion of 20.01°, whereas the implant-fracture models could have been twisted up to 50° without any damage. This shows that the ILN-bone-fracture model had one sixth of the torsional stiffness of the bone, but it was five times as stiff as the SMA-bone-fracture model.

The mean axial stiffness of the bone under compression was 1875.71 N/mm and of the ILN-bone-fracture model 1017.01 N/mm. The bone resisted an average force of 3244.53 N, the ILN-bone-fracture model of 1642.06 N. The SMA-bone-fracture model failed shortly after the beginning of the measurement, subsequently there was no option to identify its axial stiffness. Therefore, in compression the ILN-bone-fracture model was half as stiff as the bone and clearly stiffer than the SMA-bone-fracture model.

The mean bending stiffness of the bone was 187.71 N/mm, of the ILN-bone-fracture model 63.84 N/mm and of the SMA-bone fracture model 20.89 N/mm. The bending stiffness of the ILN-bone-fracture model achieved two thirds of the result for the intact bone and was nearly three times as stiff as the result for the SMA-bone-fracture model.

The ILN-bone-fracture model had a clearly bigger stiffness in torsion, compression and bending and resisted much stronger forces in compression and bending than the SMA-bone-fracture model. The latter proved to be less stable to compression forces and under axial force effect presumably lapses in the medullary channel.

Conclusions as to the clinical use can only partly be drawn because in vivo the tested forces never acted isolated and continuously but together and repeatedly upon the bone. A sufficient stability of the ILN on basic of the own results can be supposed. This is supported by the results of the clinical studies. The design of the SMA needs improvement in order to implement the promising concept of a self-locking intramedullary device.

8. Literatur

Bahn, U. (1995):

Komplikationen nach Osteosynthesen: Eine retrospektive und klinische Studie bei Hund und Katze in den Jahren 1989-1992 unter besonderer Berücksichtigung pathogenetisch bedeutsamer Faktoren;
Diss. med. vet., Hannover.

Basinger, R. R., und J. T. Suber (2004):

Two techniques for supplementing interlocking nail repair of fractures of the humerus, femur, and tibia: results in 12 dogs and cats;
Vet Surg, **33**, (6), 673-680.

Baumberger, A., und L. Lakatos (1978):

Ein Beitrag zur Behandlung von Humerusfrakturen im distalen Schaftbereich bei der Katze;
Schweiz Arch Tierheilkd, **120**, (8), 423-429.

Beale, B. (2004):

Orthopedic clinical techniques femur fracture repair;
Clin Tech Small Anim Pract, **19**, (3), 134-150.

Beaupied, H., A. Dupuis, A. Arlettaz, B. Brunet-Imbault, N. Bonnet, C. Jaffré, C. L. Benhamou und D. Courteix (2006):

The mode of bone conservation does not affect the architecture and the tensile properties of rat femurs;
Biomed Mater Eng, **16**, (4), 253-259.

Behrend, A. (2007):

Biomechanische und klinische Studie zur chirurgischen Frakturversorgung langer Röhrenknochen der Katze;
Diss. med. vet., Berlin.

Bernarde, A., A. Diop, N. Maurel und E. Viguier (2001):

An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model;
Vet Surg, **30**, (5), 397-408.

Braden, T. D., S. W. Eicker, D. Abdinnor und W. D. Prieur (1995):

Characteristics of 1000 femur fractures in the dog and cat;
Vet Comp Orthop Traumatol, **38**, (8), 203-209.

Brailovski, V., und E. Trouchu (1996):

Review of shape memory alloys medical applications in Russia;
Biomed Mater Eng, **6**, (4), 291-298.

Brinker, W. O., D. L. Piermattei, G. L. Flo und C. E. DeCamp (2006):

Fractures: Classification, diagnosis and treatment. In: Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair.
Brinker W. O., Piermattei D. L., Flo G. L. und DeCamp C. E.; Philadelphia: Saunders Elsevier, 4th ed.: 25-159.

Brunnberg, L., F. Forterre, S. Kaiser, M. Burger und H. Waibl (2003):

Unterschenkelfrakturen bei der Katze;
Kleintierpraxis, **48**, (1), 9-24.

Brunnberg, L., I. Gunser und T. Hänichen (1980):

Knochentumoren beim Hund nach Trauma und Osteosynthese;
Kleintierpraxis, **25**, (3), 143-152.

Brunnberg, L., und H. Waibl (2002):

Versorgung von Humerusfrakturen bei der Katze;
Kleintierpraxis, **47**, (9), 517-531.

Chandler, J. C., und B. S. Beale (2002):

Feline orthopedics;
Clin Tech Small Anim Pract, **17**, (4), 190-203.

Crouch, J. E., und M. B. Lackey (1969):

Text-atlas of cat anatomy;
Philadelphia: Lea & Febiger, 1969, 1st ed.

Dai, K., und Y. Chu (1996):

Studies and applications of NiTi shape memory alloys in the medical field in China;
Biomed Mater Eng, **6**, (4), 233-240.

Dai, K. R., X. K. Hou, Y. H. Sun, R. G. Tang, S. J. Qui und C. Ni (1993):

Treatment of intra-articular fractures with shape memory compression staples;
Injury, **24**, (10), 651-655.

Dejardin, L. M., J. L. Lansdowne, M. T. Sinnott, C. G. Sidebotham und R. C. Haut (2006):

In vitro mechanical evaluation of torsional loading in simulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a self-tapping tapered locking design;
Am J Vet Res, **67**, (4), 678-685.

Denny, H. R. (1991):

Fracture fixation in small animal practice;
Tijdschr Diergeneeskd, **116**, (1), 9-15.

Diaz-Bertrana, M. C., I. Durall, J. L. Puchol, A. Sanchez und J. Franch (2005):

Interlocking nail treatment of long-bone fractures in cats: 33 cases (1995-2004);
Vet Comp Orthop Traumatol, **18**, (3), 119-126.

Drugacz, J., Z. Lekston, H. Morawiec und K. Januszewski (1995):

Use of TiNiCo shape-memory clams in the surgical treatment of mandibular fractures;
J Oral Maxillofac Surg, **53**, (6), 665-671.

Dueland, R. T., L. Berglund, R. Vanderby, Jr. und E. Y. Chao (1996):

Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur-interlocking nail constructs;
Vet Surg, **25**, (5), 386-396.

Dueland, R. T., R. Vanderby und R. P. Mc Babe (1997):

Fatigue Study of Six and Eight mm Diameter Interlocking Nails with Screw Holes of Variable Size and Number;
Vet Comp Orthop Traumatol, (10), 149-199.

Dueland, R. T., K. A. Johnson, S. C. Roe, M. H. Engen und A. S. Lesser (1999):

Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs;
J Am Vet Med Assoc, **214**, (1), 59-66.

Duerig, T. W., und K. N. Melton (1986):

Systematizing the application of shape memory. In: Shape memory alloy '86.
Youri C.; Fremont: NDC, 397-404.

Duerig, T. W., und A. R. Pelton (1994):

Ti-Ni Shape Memory Alloys. In: Materials Properties Handbook Titanium Alloys.
Fremont: NDC, 1035-1048.

Duhautois, B. (1993):

L'encoulage verrouillé en chirurgie vétérinaire: de la conception aux premiers cas cliniques;
Prat Méd Chir Anim Comp, **28**, 657-683.

Duhautois, B. (1995):

L'encoulage verrouillé vétérinaire: étude clinique rétrospective sur 45 cas;
Prat Méd Chir anim Comp, **30**, 613-630.

Duhautois, B. (2001):

L'enclouage verrouillé dans le traitement des fractures du chien et du chat: étude
rétrospective sur 121 cas (1992-1999);
Prat Méd Chir anim Comp, **36**, 481-496.

Duhautois, B. (2003):

Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases;
Vet Surg, **32**, (1), 8-20.

Durall, I., M. C. Diaz und I. Morales (1993):

An experimental study of compression of femoral fractures by an Interlocking Intramedullary
Pin;
Vet Comp Orthop Traumatol, **29**, (6), 93-99.

Durall, I., M. C. Diaz und I. Morales (1994):

Interlocking Nail stabilisation of humeral fractures. Initial experience in seven clinical cases;
Vet Comp Orthop Traumatol, **7**, (3), 8-13.

Durall, I., und M. C. Diaz (1996):

Early experience with the use of an interlocking nail for the repair of canine femoral shaft
fractures;
Vet Surg, **25**, (5), 397-406.

Ebel, H. (1990):

Dokumentationsanalyse von Ober- und Unterschenkelfrakturen bei Hund und Katze in den
Jahren von 1985-1989;
Diss. med. vet., Hannover.

Endo, K., K. Nakamura, H. Maeda und T. Matsushita (1998):

Interlocking intramedullary nail method for the treatment of femoral and tibial fractures in cats and small dogs;

J Vet Med Sci, **60**, (1), 119-122.

Esenwein, S. A., D. Bogdanski, L. Krone, M. Köller, M. Epple und G. Muhr (2004):

Zur Eignung von Formgedächtnislegierungen auf der Basis von NiTi (Nitinol) als

Implantatwerkstoffe - Möglichkeiten der klinischen Anwendung;

Biomaterialien und Biokompatibilität, **49**, (2), 582-583.

Firoozbakhsh, K., M. S. Moneim, I. S. Yi, Y. Umeda, D. Theele und M. Shahinpoor (2004):

Smart intramedullary rod for correction of pediatric bone deformity: A preliminary study;

Clin Orthop Relat Res, **424**, 194-201.

Fitch, G., L. Galuppo, S. Stover und N. Willits (2001):

An in vitro biomechanical investigation of an intramedullary nailing technique for repair of third metacarpal and metatarsal fractures in neonates and foals;

Vet Surg, **30**, (5), 422-431.

Fuchs, R. (1978):

Femurschafffrakturen bei der Katze - Behandlung und Ergebnisse in den Jahren 1970-1977;
Diss. med. vet., München.

Galuppo, L. D., S. M. Stover, A. Aldridge, C. Hewes und K. T. Taylor (2002):

An in vitro biomechanical investigation of an MP35N intramedullary interlocking nail system for repair of third metacarpal fractures in adult horses;

Vet Surg, **31**, (3), 211-225.

Gellasch, K. L., T. Dá Costa Gómez, J. F. McAnulty und D. E. Bjorling (2002):

Use of intraluminal nitinol stents in the treatment of tracheal collapse in a dog;

J Am Vet Med Assoc, **221**, (12), 1719-1723.

Goh, J. C., E. J. Ang und K. Bose (1989):

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

Acta Ortho Scand, **60**, (4), 465-467.

Griffon, D. J., L. J. Wallace und J. E. Bechtold (1995):

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

Am J Vet Res, **56**, (6), 822-825.

Grösslinger, K., D. Lorinson, B. Bockstahler, D. Malleczek, A. Tichy und G.

Windischbauer (2006):

Postoperative Untersuchung von Skapulahalsfrakturen bei 4 Katzen mittels Goinometrie und Kraftmessplattenanalyse;

Wien. Tierärztl. Mschr., **93**, 170-175.

Guille, J. T., L. P. D'Andrea und R. R. Betz (2007):

Fusionless treatment of scoliosis;

Orthop Clin North Am, **38**, (4), 541-545.

Haas, B., und M. Unger (2001):

Die gedeckte Marknagelung mit minimaler zusätzlicher Stabilisation zur Behandlung diaphysärer Frakturen bei Hund und Katze;

Kleintierpraxis, **46**, (9), 561-569.

Hach, V. (2000):

Der Trilam Nagel - eine neue Operationstechnik zur Osteosynthese beim Kleintier;

Kleintierpraxis 2000, **45**, (4), 261-272.

Hach, V. (2000):

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

Vet Comp Orthop Traumatol, **13**, (3), 109-114.

Harari, J. (2002):

Treatments for feline long bone fractures;

Vet Clin North Am Small Anim Pract, **32**, (4), 927-947.

Hawkins, S. P., und A. al-Kutoubi (1992):

The Simon nitinol inferior vena cava filter: Preliminary experience in the UK;

Clin Radiol, **46**, (6), 378-380.

Hill, F. W. (1977):

A survey of bone fractures in the cat;

J Small Anim Pract, **18**, (7), 457-463.

Horstman, C. L., B. S. Beale, M. G. Conzemius und R. R. Evans (2004):

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

Vet Surg, **33**, (3), 232-237.

Hudson, L. C., und W. P. Hamilton (1993):

Atlas of feline anatomy for veterinarians;
Philadelphia: Saunders, 1993, 1st ed.

Hulse, D., und B. Hyman (2003):

Fracture biology and biomechanics. In: Textbook of small animal surgery.
Slatter D.; Philadelphia: Saunders, 3rd ed.: 1785-1792.

Humbeeck, J. v. (2001):

Shape memory alloys: A material and a technology;
Advanced Engineering Materials, **3**, (11), 837-850.

Jackson, L. C., und P. D. Pacchiana (2004):

Common complications of fracture repair;
Clin Tech Small Anim Pract, **19**, (3), 168-179.

Kim, J. Y., H. J. Han, B. Lee, H. Y. Jang, K. D. Eom, H. M. Park und S. W. Jeong (2008):

The safety and efficiency of a new self-expandable intratracheal nitinol stent for the tracheal collapse in dogs;
J Vet Sci, **91**, (1), 91-93.

Kim, Y. S., H. Y. Zhang, B. J. Moon, K. W. Park, K. Y. Ji, W. C. Lee, K. S. Oh, G. U. Ryu und D. H. Kim (2007):

Nitinol sprong rod dynamic stabilisation system and nitinol memory loops in surgical treatment for lumbar disc disorders: short-term follow up;
Neurosurg Focus, **22**, (1), 10.

Kirschniak, A., T. Kratt, D. Stücker, A. Braun, M. O. Schurr und A. Königsrainer (2007):

A new endoscopic over-the-scope clip system for treatment of lesions and bleeding in the GI tract: First clinical experiences;
Gastrointest Endoscop, **66**, (1), 162-167.

Klein, M. P., B. A. Rahn, R. Frigg, S. Kessler und S. M. Perren (1990):

Reaming versus non-reaming in medullary nailing: Interference with cortical circulation of the canine tibia;
Arch Orthop Trauma Surg, **109**, (6), 314-316.

Knecht, C. D. (1978):

Fractures in cats: A survey of 100 cases;
Feline Pract., **8**, 43-48.

Knobloch, S. (1990):

Komplikationen nach Osteosynthese von Schaftfrakturen langer Röhrenknochen bei Hund und Katze - Ursachen, Therapie und Ergebnisse in den Jahren 1980-1987;
Diss. med. vet., München.

König, H. E. (1992):

Anatomie der Katze;
Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1992, 1. Auflage.

König, H. E., und H. G. Liebich (1999):

Anatomie der Haussäugetiere - Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis;
Stuttgart: F K Schattauer, 1999, Band 1, 1. Auflage.

Kopelman, D., S. Lelcuk, J. Sayfan, I. Matter, E. P. Willenz, L. Zaidenstein, O. A.

Hatoum, B. Kimmel und A. Szold (2007):

End-to-end compression anastomosis of the rectum: a pig model;
World J Surg, **31**, (3), 532-537.

Kujala, S., J. Ryhanen, T. Jamsa, A. Danilov, J. Saaranen, A. Pramila und J. Tuukkanen (2002):

Bone modelling controlled by a nickel-titanium shape memory alloy intramedullary nail;
Biomaterials, **23**, (12), 2535-2543.

Kujala, S., J. Tuukkanen, T. Jämsä, A. Danilov, A. Pramila und J. Ryhänen (2002):

Comparison of the bone modelling effects caused by curved and straight nickel-titanium intramedullary nails;
Journal of Materials Science, **13**, 1157-1161.

Land, B. (1981):

Unterschenkelfrakturen bei der Katze - Behandlung und Ergebnisse in den Jahren 1970-1980;
Diss. med. vet., München.

Langley-Hobbs, S. J., und M. Straw (2005):

The feline humerus. An anatomical study with relevance to external skeletal fixator and intramedullary pin placement;
Vet Comp Orthop Traumatol, **18**, (1), 1-6.

Larin, A., C. S. Eich, R. B. Parker und W. P. Stubbs (2001):

Repair of diaphyseal femoral fractures in cats using interlocking intramedullary nails:
12 cases (1996-2000);
J Am Vet Med Assoc, **219**, (8), 1098-1104.

Lopez, M. J., D. G. Wilson, R. Vanderby und M. D. Markel (1999):

An in vitro biomechanical comparison of an interlocking nail system and dynamic
compression plate fixation of ostectomized equine third metacarpal bones;
Vet Surg, **28**, (5), 333-340.

Machado, L. G., und M. A. Savi (2003):

Medical applications of shape memory alloys;
Braz J Med Biol Res, **36**, (3), 683-691.

Marcellin-Little, D. J. (2003):

External Skeletal Fixation. In: Textbook of small animal surgery.
Slatter D.; Philadelphia: Saunders, 3rd ed.: 1818-1834.

Marks, L. S., B. Ettekal, M. S. Cohen, M. L. Macairan und J. Vidal (1999):

Use of a shape-memory alloy (nitinol) in a removable prostate stent;
Tech Urol, **5**, (4), 226-230.

McClure, R. C., M. J. Dallmann und P. D. Garrett (1973):

Cat anatomy;
Philadelphia: Lea & Febiger, 1973, 1st ed.

McDuffee, L. A., S. M. Stover, J. M. Bach und K. T. Taylor (2000):

An in vitro biomechanical investigation of an equine interlocking nail;
Vet Surg, **29**, (1), 38-47.

McDuffee, L. A., S. M. Stover und K. T. Taylor (2000):

In vitro cyclic biomechanical properties of an interlocking equine tibial nail;
Vet Surg, **29**, (2), 163-172.

McLaughlin, R. (1999):

Internal fixation. Intramedullary pins, cerclage wires, and interlocking nails;
Vet Clin North Am Small Anim Pract, **29**, (5), 1097-1116.

Meyer-Lindenberg, A., M. Pruß, M. Fehr und L. Brunnberg (1996):

Stabilisierung von Frakturen der langen Röhrenknochen bei kleinen Hunden und Katzen;
Prakt Tierarzt, **77**, (11), 987-994.

Mori, K., S. Okamoto und M. Akimoto (1995):

A new self-expansive intraurethral stent using shape memory alloy: a preliminary report of its availability;
Urology, **45**, (1), 165-170.

Moses, P. A., D. D. Lewis, O. I. Lanz, W. P. Stubbs, A. R. Cross und K. R. Smith (2002):

Intramedullary interlocking nail stabilisation of 21 humeral fractures in 19 dogs and one cat;
Aust Vet J, **80**, (6), 336-343.

Muir, P., K. A. Johnson und M. D. Markel (1995):

Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness;
Vet Comp Orthop Traumatol, **24**, (8), 146-152.

Muir, P., R. B. Parker, S. E. Goldsmid und K. A. Johnson (1993):

Interlocking intramedullary nail stabilisation of a diaphyseal tibial fracture;
J Small Anim Pract, **34**, 26-30.

Müller, H. (1954):

Anatomische Grundlagen und Klinik der stabilen Osteosynthese (Marknagelung nach Küntscher) bei Hund und Katze;
Habil., Giessen.

Nickel, R., A. Schummer, K.-H. Wille und H. Wilkens (1992):

Knochenlehre, Osteologia. In: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere.
Frewein J, Wilkens Hund Wille K-H: Parey, Band 1, 6. Auflage: 15-272.

Özsoy, S. (2004):

Fixation of femur, humerus and tibia fractures in cats using intramedullary threaded Steinmann pins;
Vet Rec, **155**, (5), 152-153.

Passavant, N. (2003):

Die Anwendung eines Fixateur externe bei Hund und Katze - eine retrospektive Studie (1996-99);

Diss. med. vet., Berlin.

Pelton, A. R., D. Stöckel und T. W. Duerig (1999):

Medical Uses of Nitinol. Materials Science Forum: Proceedings of the International Symposium of Shape Memory Materials. Kanazawa, Japan.

Pfeil, D. J. v., L. M. Déjardin, C. E. DeCamp, E. G. Meyer, J. L. Lansdowne, R. J. Weerts und R. C. Haut (2005):

In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae;

Am J Vet Res, **66**, (9), 1536-1543.

Phatouros, C. C., R. T. Higashida, A. M. Malek, P. M. Meyers, T. E. Lempert, C. F. Dowd und V. V. Halbach (2000):

Endovascular stenting for carotid artery stenosis: preliminary experience using the shape-memory-alloy-recoverable-technology (SMART) stent;

Am J Neuroradiol, **21**, (4), 732-738.

Putters, J. L., D. M. Kaulesar Sukul, G. R. de Zeeuw, A. Bijma und P. A. Besselink (1992):

Comparative cell culture effects of shape memory metal (Nitinol), nickel and titanium: a biocompatibility estimation;

Eur Surg Res, **24**, (6), 378-382.

Radasch, R. M. (1999):

Biomechanics of bone and fractures;

Vet Clin North Am, **29**, (5), 1045-1082.

Radcliffe, R. M., M. J. Lopez, T. A. Turner, J. P. Watkins, C. H. Radcliffe und M. D. Markel (2001):

An in vitro biomechanical comparison of interlocking nail constructs and double plating for fixation of diaphyseal femur fractures in immature horses;

Vet Surg, **30**, (2), 179-190.

Reems, M. R., B. S. Beale und D. A. Hulse (2003):

Use of a plate-rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats: 47 cases (1994-2001);
J Am Vet Med Assoc, **223**, (3), 330-335.

Reems, M. R., G. Pluthar und D. Wheeler (2006):

Ex vivo comparison of one versus two distal screws in 8 mm Model 11 Interlocking Nails used to stabilize canine distal femoral fractures;
Vet Surg, **35**, 161-167.

Richardson, E. F., und C. W. Thatcher (1993):

Tibial Fractures in cats;
The Compendium (Small Animal), **15**, (3), 383-394.

Robinson, A. (2000):

Use of a Rush pin to repair fractures of the distal femur in cats;
Vet Rec, **146**, (15), 429-432.

Roe, S. (2003):

Internal Fracture Fixation. In: Textbook of small animal surgery.
Slatter D.H.; Philadelphia: Saunders, 3rd ed.: 1798-1806.

Roos, H. (1989):

Zur funktionellen und topographischen Anatomie der Schultergliedmaße der Katze (Felis silvestris f. catus);
Diss. med. vet., München.

Roush, J. K. (2005):

Management of fractures in small animals;
Vet Clin North Am Small Anim Pract, **35**, (5), 1137-1154.

Roush, J. K., und R. McLaughlin (1999):

Using interlocking nail fixation to repair fractures in small animals;
Vet Med Small Anim Clin, **94**, (1), 46-52.

Ryhänen, J. (1999):

Bone modelling and cell-material interface responses induced by nickel-titanium shape memory alloy after periosteal implantation;
Biomaterials, **20**, (14), 1309-1317.

Ryhänen, J., E. Niemi, W. Serlo, E. Niemelä, P. Sandvik, H. Pernu und T. Salo (1997):
Biocompatibility of nickel-titanium shape memory metal and its corrosion behaviour in human cell cultures;

J Biomed Mater res, **35**, (4), 451-457.

Ryhänen, J., M. Kallioinen, J. Tuukkanen, J. Junila, E. Niemelä, P. Sandvik und W. Serlo (1998):

In vivo biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy: muscle and perineural tissue responses and capsule membrane thickness;

J Biomed Mater res, **41**, (3), 481-488.

Schatzker, J. (2005):

Introduction - AO philosophy and principles. In: AO Principles of Fracture Management in the dog and cat.

Johnson A. L., Houlton J.E.F. und Vannini R.; Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1st, 529.

Schebitz, H., und W. Brass (1999):

Operationen an Hund und Katze;

Berlin: Parey Verlag, 1999, 2. Auflage.

Schwarz, T., P. E. Crawford, M. R. Owen, C. K. Stork und H. Thompson (2001):

Fatal pulmonary fat embolism during humeral fracture repair in a cat;

J Small Anim Pract, **42**, (4), 195-198.

Scott, H. (2005):

Repair of long bone fractures in cats;

In Pract, **27**, (8), 390-397.

Sieme, M. (1990):

Dokumentationsanalyse von Unterschenkelfrakturen bei Hund und Katze in den Jahren 1985-1989;

Diss. med. vet., Hannover.

Smith, C. W. (1994):

Feline Orthopedics;

Feline Pract., **22**, (1), 16-27.

Song, C., T. Frank und A. Cuschieri (2005):

Shape memory alloy clip for compression colonic anastomosis;

J Biomech Eng, **127**, (2), 351-354.

Staimer, M. S. (1980):

Humerusfrakturen bei der Katze - Behandlungen und Ergebnisse in den Jahren 1970-1980;
Diss. med. vet., München.

Stein, H. (1990):

Dokumentationsanalyse von Femurfrakturen bei Hund und Katze;
Diss. med. vet., Hannover.

Stoeckel, D. (1987):

Formgedächtnis und Pseudoelastizität von Nickel-Titan-Legierungen;
Metallwissenschaft + Technik, **41**, (5), 494-500.

Stoeckel, D. (1990):

Ni-Ti-Formgedächtnislegierungen - Intelligente Werkstoffe für moderne Problemlösungen;
VDI Berichte, (797), 203-216.

Stoeckel, D. (1992):

Status and trends in shape memory technology.
VDI/VDE Bremen: 79-84.

Stoeckel, D. (1993):

Superelastische Nickel-Titan-Legierungen - Eigenschaften und Anwendungen;
Fremont: NDC, 1993,

Stoeckel, D. (2001):

Umformung von NiTi-Legierungen - eine Herausforderung. In: Neuere Entwicklungen in der
Massivumformung.
Siegert K.; Fremont: NDC, 141-157.

Stoeckel, D., A. R. Pelton und T. W. Duerig (2004):

Self-expanding nitinol stents: material and design considerations;
Eur Radiol, **14**, (2), 292-301.

Sura, P. A., und D. J. Krahwinkel (2008):

Self-expanding nitinol stents for the treatment of tracheal collapse in dogs: 12 cases (2001-
2004).
J Am Vet Med Assoc, **232**, (2), 228-236.

Szold, A. (2006):

Nitiol: shape-memory and superelastic materials in surgery;
Surg Endosc, **20**, 1493-2496.

Takami, M., K. Fukui, S. Saitou, I. Sugiyama und K. Terayama (1992):

Application of a shape memory alloy to hand splinting;
Prosthet Orthot Int, **16**, (1), 57-63.

Tang, R. G., K. G. Dai und Y. Q. Chen (1996):

Application of a NiTi staple in the metatarsal osteotomy;
Biomed Mater Eng, **6**, (4), 307-312.

Tautzenberger, P., und D. Stoeckel (1983):

Mechanische Bauelemente mit Erinnerungsvermögen;
Elektronik Produktion & Prüftechnik, (Dezember), 787-788.

Trostle, S. S., D. G. Wilson, R. T. Dueland und M. D. Markel (1995):

In vitro biomechanical comparison of solid and tubular interlocking nails in neonatal bovine femurs;
Vet Surg, **24**, (3), 235-243.

Tsungawa, C., E. Nishijima, T. Muraji, M. Yoshimura, N. Tsubota und H. Asano (1997):

A shape memory airway stent for tracheobronchomalacia in children: an experimental and clinical study;
J Pediatric Surg, **32**, (1), 50-53.

Unger, M. (1990):

Untersuchung der Anwendbarkeit der AO Klassifikation der Frakturen an den langen Röhrenknochen von Hund und Katze;
Diss. med. vet., Zürich.

Unger, M., P. M. Montavon und U. F. A. Heim (1990):

Classification of fractures of long bones in the dog and cat: Introduction and clinical application;
Vet Comp Orthop Traumatol, (3), 41-50.

Vinograd, I., B. Klin, T. Brosh, M. Weinberg, Y. Flomenblit und Z. Nevo (1994):

A new intratracheal stent made from nitinol, an alloy with "shape memory effect";
J Thorac Cardiovasc Surg, **107**, (5), 1255-1261.

Vnuk, D., B. Pirkic, D. Maticic, B. Radisic, M. Stejskal, T. Babic, M. Kreszinger und N. Lemo (2004):

Feline high-rise syndrome: 119 cases (1998-2001);
J Feline Med Surg, **6**, (5), 305-312.

Weisse, C., A. Berent, K. Todd, C. Clifford und J. Solomon (2006):

Evaluation of paliative stenting for management of malignant urethral obstructions in dogs;
J Am Vet Med Assoc, **229**, (2), 226-234.

Whitney, W. O., und C. J. Mehlhaff (1987):

High-rise syndrome in cats;
J Am Vet Med Assoc, **191**, (11), 1399-1403.

Winkel, R., O. Marcus, M. Schlageter und M. Becker (1999):

NITINOL-Klammern zur Kompressionsosteosynthese des Kahnbeins;
Trauma Berufskrankh, **1**, 182-186.

Woo, H. M., M. J. Kim, S. G. Lee, H. S. Nam, H. H. Kwak, J. S. Lee, I. C. Park und C. Hyun (2007):

Intraluminal tracheal stent fracture in a Yorkshire terrier;
Can Vet J, **48**, (10), 1063-1066.

Wruck, A. (1996):

Kopfverletzungen bei Hund und Katze;
Diss. med. vet., Berlin.

Zajac, F. E., M. R. Zomlefer und W. S. Levine (1981):

Hindlimb muscular activity, kinetics and kinematics of cats jumping to their maximum achievable heights;
J Exp Biol, **91**, 73-86.

Zhou, H. Z., M. Hu, K. J. Hu, J. Yao und Y. P. Liu (2006):

Transport distraction osteogenesis using nitinol spring: An exploration in canine mandible;
J Craniofac Surg, **17**, (5), 943-949.

Zhou, H. Z., M. Hu, J. Yao und L. Ma (2004):

Rapid lengthening of rabbit mandibular ramus by using nitinol spring: A preliminary study;
J Craniofac Surg, **15**, (5), 725.

Zollikhofer, C. L., F. Antonucci, G. Stuckmann, P. Mattias und E. K. Salomonowitz (1992):

Historical overview on the development and characteristics of stents and future outlooks;
Cardiovasc Intervent Radiol, **15**, (5), 272-278.

9. Anhang

9.1 Abkürzungen

Af	Austenit-Finish-Temperatur
As	Austenit-Start-Temperatur
AO	Association for the Study of Osteosynthesis
C	Celsius
cc	craniocaudal
EHK	Europäisch Kurzhaar
BN	Bündelnagelung
DCP	Dynamic Compression Plate
F	Kraft
FGI	Form-Gedächtnis-Implantat (= shape-memory-alloy)
FM	Frakturmodell
ILN	Interlocking Nail (= Verriegelungsnagel)
IM	Intramedullary Rod
k	kastriert
K	Kalvin
KB	Kirschner Bohrdraht
KN	Küntscher Nagel
m	männlich
max	maximal
min	Minute
ml	mediolateral
mm	Millimeter
Mf	Martensit-Finish-Temperatur
Ms	Martensit-Start-Temperatur
N	Newton
Nm	Newtonmeter
RP	Rush Pin
s	Sekunde
SMA	shape-memory-alloy (= Form-Gedächtnis-Implantat)
SP	Steinmann Pin
v	Geschwindigkeit
VIN	Veterinary Interlocking Nail
w	weiblich

9.2 Abbildungen und Tabellen

9.2.1 Abbildungen

2.1, S.38	Schematische Darstellung der Phasenumwandlung
3.1 - 3.3, S. 44	Schemadarstellung der Messpunkte und -ebenen der Markhöhle von Humerus, Os femoris und Tibia
3.4, S.46	Verriegelungsnägel mit Sollbruchstelle
3.5, S.46	Form-Gedächtnis-Implantate
3.6 + 3.7, S.47	Form-Gedächtnis-Effekt des FGI
3.8 - 3.11, S.51	Röntgenaufnahmen im Grundbildpaar vor und nach Implantation des ILN / FGI
3.12 - 3.17, S.53	Implantation eines ILN und Setzen eines 5 mm breiten Frakturspaltes mit einer Handsäge
3.18 + 3.19, S.54	Eingießen einer Probe für die Torsions- und Kompressionstests unter dem Abzug (links) und in der Materialprüfmaschine (rechts)
3.20, S.55	Rechte intakte Tibia vor und unmittelbar nach dem Eingießen für den Biegetest
3.21 + 3.22, S.56	Warmhalten der FGI-Knochen-Frakturmodelle während der Vorbereitungen und der Messung
3.23, S.57	Lagerung eines Versuchsobjekts für Torsions- oder Kompressionsversuche
3.24, S.57	Lagerung eines Versuchsobjekts für den Biegeversuch
4.1, S.60	Schema: Länge der Knochen und ihrer jeweiligen Markhöhlen, craniocaudale Ansicht
4.2, S.63	Boxplots zur Länge von Humerus, Os femoris und Tibia
4.3, S.63	Boxplots zur Länge des Cavum medullare von Humerus, Os femoris und Tibia
4.4 - 4.6, S.68	Löcher im Cortex nach Fehlbohrungen der distalen Schraubenlöcher (links und mittig); abgebrochene Bohrer Spitze in Nähe des proximalen Schraubenlochs lateral (rechts)
4.7 + 4.8, S.68	Biegung eines ILN (links) und FGI (rechts) caudolateral bzw. caudal
4.9, S.70	Graphik zu den Torsionsversuchsmessungen an intakten Katzentibiae
4.10, S.71	Graphik zu den Torsionsversuchsmessungen an Katzentibiae im ILN-Knochen-Frakturmodell

4.11, S.73	Graphik zu den Torsionsversuchsmessungen an Katzentibiae im FGI-Knochen-Frakturmodell
4.12, S. 74	Graphik zu den Kompressionsversuchsmessungen an intakten Katzentibiae
4.13 + 4.14, S.75	Verbiegung des ILN (links) und der unteren Schrauben im distalen Abschnitt des Nagels (rechts)
4.15, S.77	Graphik zu den Kompressionsversuchsmessungen an Katzentibiae im ILN-Knochen-Frakturmodell
4.16, S.79	Graphik zu den Kompressionsversuchsmessungen an Katzentibiae im FGI-Knochen-Frakturmodell
4.17 - 4.19, S.79	Frakturspalt vor der Messung (links) und im Messverlauf (mittig) und nach Versuchsende (rechts) bei Kompression des FGI-Knochen-Frakturmodells
4.20, S.81	Graphik zu den Biegeversuchsmessungen an intakten Katzentibiae
4.21, S.81	Tibiaschrägfraktur im distalen Bereich nach Biegung (Tibia Nr. 3)
4.22, S.84	Graphik zu den Biegeversuchsmessungen an Katzentibiae im ILN-Knochen-Frakturmodell
4.23 + 4.24, S.84	Biegung des ILN mittig am Frakturspalt (links) und im oberen Schraubenloch des distalen Nagelabschnitts (rechts) im Biegeversuch
4.25, S.86	Graphik zu den Biegeversuchsmessungen an Katzentibiae im FGI-Knochen-Frakturmodell
4.26, S.86	kurzer Abfall mit anschließendem Anstieg der Kraft-Weg-Kurve (Stick-Slip-Effekt)
 9.2.2 Tabellen	
2.1, S.4	Knochenlänge, Markhöhlenlänge und -durchmesser sowie Engstellendurchmesser und Compactadicke von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze im Transversalschnitt: Mittelwerte von jeweils 16 Knochen nach KIENLE und BRUNNBERG (2002)
2.2, S.4	Knochenlänge, Markhöhlenlänge und -durchmesser sowie Engstellendurchmesser und Compactadicke von Humerus, Os femoris und Tibia der Katze im Sagittalschnitt: Mittelwerte von jeweils 16 Knochen nach KIENLE und BRUNNBERG (2002)
2.3, S.5	Ursachen für Frakturen von Humerus, Os femoris und/oder Tibia bei der Katze nach Literaturangaben
2.4, S.6	Häufigkeit von Frakturen von Humerus, Os femoris und Tibia nach Angaben in der Literatur

- 2.5, S.7 Alter der Katzen mit einer Fraktur des Humerus, Os femoris und/oder der Tibia nach Literaturangaben
- 2.6, S.9 Prozentualer Anteil epi- und diaphysärer Humerusfrakturen
- 2.7, S.11 Prozentualer Anteil epi- und diaphysärer Os femoris-Frakturen
- 2.8, S.12 Prozentualer Anteil epi- und diaphysärer Tibia und Tibia/Fibula-Frakturen
- 2.9, S.18 Das Heilungsergebnis intramedullärer Frakturversorgung bei der Katze und beim Hund nach Literaturangaben
- 2.10, S.20-21 Osteosynthese verschiedener Schafffrakturen mit Verriegelungsnägeln verschiedener Typen bei Hund und Katze und das Behandlungsergebnis nach Literaturangaben
- 2.11, S.25-26 Material und Methode sowie Ergebnisse verschiedener Studien zum ILN und dessen Einsatz beim Hund
- 2.12, S.32-34 Komplikationen der klinischen Studien nach Osteosynthese mit einem ILN
- 3.1, S.43 Rasse, Alter, Geschlecht, Körpergewicht und Tötungsgrund der zehn Katzen zur Bestimmung der Knochen- und Markhöhlenverhältnisse
- 3.2, S.49-50 Rasse, Alter, Geschlecht, Körpergewicht und Tötungsgrund der 39 Katzen für die biomechanische Studie
- 3.3, S.58 Parametersatz: die Messparameter der Torsionsversuche
- 3.4, S.59 Parametersatz: die Messparameter der Kompressions- und Biegeversuche
- 4.1, S.61 Die Länge in mm von Humerus, Os femoris und Tibia bei zehn verschiedenen Katzen
- 4.2, S.62 Die Länge des Cavum medullare in mm von Humerus, Os femoris und Tibia bei zehn verschiedenen Katzen
- 4.3, S.64 Der Markhöhlendurchmesser in mm des Humerus distal und proximal bei mediolateraler und craniocaudaler Sicht
- 4.4, S.65 Der Markhöhlendurchmesser in mm im Os femoris distal und proximal bei mediolateraler und craniocaudaler Sicht
- 4.5, S.66 Der Markhöhlendurchmesser in mm in der Tibia distal und proximal bei mediolateraler und craniocaudaler Sicht
- 4.6, S.69 Die Torsionssteifigkeit intakter Katzentibiae verschiedener Länge unter Beachtung des Winkels und der Kraft beim Versagen

- 4.7, S.71 Die Torsionssteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im ILN-Knochen-Frakturmodell mit Nägeln verschiedener Länge
- 4.8, S.72 Die Torsionssteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im FGI-Knochen-Frakturmodell mit Nägeln verschiedener Länge
- 4.9, S.74 Die axiale Steifigkeit intakter Katzentibiae verschiedener Länge mit Beachtung der Kraft beim Versagen, der Strecke bis zum Versagen und der Form des Versagens
- 4.10, S.76 Die axiale Steifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im ILN-Knochen-Frakturmodell
- 4.11, S.78 Die Kraft beim Versagen und die Strecke bis zum Versagen von Katzentibiae verschiedener Länge im FGI-Knochen-Frakturmodell
- 4.12, S.80 Die Biegesteifigkeit intakter Katzentibiae verschiedener Länge
- 4.13, S. 83 Die Biegesteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im ILN-Knochen-Frakturmodell
- 4.14, S.85 Die Biegesteifigkeit von Katzentibiae verschiedener Länge im FGI-Knochen-Frakturmodell

9.3 Danksagung

Herrn Professor Dr. Dr. Leo Brunnberg möchte ich für die tatkräftige Unterstützung und Betreuung bei der Erstellung dieser Arbeit und während meiner Zeit an der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere der Freien Universität Berlin, sowie für die Vergabe des spannenden Themas herzlich danken.

Allen Kollegen der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere danke ich für ihre fachliche Anregung, konstruktive Kritik und herzliche Zusammenarbeit.

Des Weiteren gilt mein Dank Professor Dr.-Ing. Georg Duda, dem Leiter des Julius Wolff Instituts für Biomechanik und Muskuloskeletale Regeneration im Virchow Klinikum Berlin, der mir die Durchführung der Versuche im Biomechanik Prüflabor des Instituts ermöglichte, sowie Herrn Dipl.-Ing. Alexander Schill für die wertvolle Hilfestellung vor Ort.

Bei der Firma Königssee Implantate bedanke ich mich für die kostenfreie Überlassung und schnelle Herstellung der Verriegelungsnägel. Der Firma Arge-Upo Medizintechnik GmbH & Co. KG möchte für die Zusammenarbeit und Herstellung der Form-Gedächtnis-Implantate danken.

Besonderer Dank gilt meinen lieben Eltern, ohne deren uneingeschränkte Unterstützung mir die Anfertigung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre, und meinem Mann, Dr. Dominik Ingendaay, der immer für mich da ist und mir Rückendeckung gibt.

9.4 Selbstständigkeitserklärung

Hiermit bestätige ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig angefertigt und ausschließlich die angegebenen Quellen und Hilfen in Anspruch genommen habe.

Berlin, den 20. Februar 2009

Christina Ingendaay