

Aus der Klinik für Kinderchirurgie

der Universität zu Lübeck

Direktor: Prof. Dr. med. L. Wunsch

**Stabilität verschiedener Elastisch stabiler
intramedullärer Osteosynthesen bei diaphysären
Femurkeilfrakturen**

Biomechanische Untersuchungen am Kunstknochenmodell

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde

der Universität zu Lübeck

- Aus der Sektion Medizin -

vorgelegt von

Maaïke Schulze-Hessing

aus Berlin

Lübeck 2017

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Martin Kaiser

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Martin Russlies

Tag der mündlichen Prüfung: 06.04.2017

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 06.04.2017

-Promotionskommission der Sektion Medizin-

Inhaltsverzeichnis:

1	Einleitung	5
1.1	Epidemiologie und Klassifikationen	5
1.2	Ätiologie, Klinik und Diagnostik	7
1.3	Mögliche Komplikationen der Femurschaftfraktur	8
1.4	Therapieoptionen kindlicher Femurfrakturen	10
1.4.1	Konservative Therapieverfahren	11
1.4.2	Operative Therapieverfahren: ESIN-Osteosynthese	12
1.4.3	Operative Therapieverfahren: Fixateur externe	15
1.4.4	Operative Therapieverfahren: Plattenosteosynthese	16
1.4.5	Operative Therapieverfahren: Marknagel	17
1.5	Literaturanalyse: Ergebnisse biomechanischer Untersuchungen und retrospektiver Studien	19
2	Fragestellung und Studienziel	25
3	Material und Methodik	27
3.1	Verwendete Materialien	27
3.1.1	Kunstknochen	27
3.1.2	Herstellung der Keilfraktur am Femur-Kunstknochen	28
3.1.3	Elastisch stabile intramedulläre Nägel	30
3.1.4	End-Caps	30
3.2	Osteosynthesekonfigurationen	31
3.3	Messaufbauten und Messungen	34
3.3.1	axiale Kompression und 9°- Kompression	35
3.3.2	4 - Punkt - Biegung	39
3.3.3	Torsionsbelastung	41
3.4	Berechnungen und Statistik	44
4	Ergebnisse	47
4.1	Konfigurations-Messreihen: axiale Kompression	47
4.2	Konfigurations-Messreihen: 4 - Punkt - Biegung	50
4.3	Konfigurations-Messreihen: Torsionsbelastung	56
4.4	Konfigurations-Messreihen: 9°- Kompression	59
4.5	Zusammenfassung der Konfigurationsvergleiche	63
5	Diskussion.....	68
6	Zusammenfassung.....	82
7	Literaturverzeichnis	84
8	Anhang.....	93
9	Danksagungen.....	96
10	Lebenslauf.....	97

Abkürzungen

AO	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
AO-PAEG	AO Paediatric Expert Group
AO-PCCF	AO Paediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften
Li-La	Licht und Lachen in der Medizin e.V.
ESIN	Elastisch stabile intramedulläre Nagelung
C-Konfiguration	Einbringen der elastisch stabilen intramedullären Nägel von distal nach proximal, sodass die Nägel im Bereich der Fraktur der Innenseite des Knochens C-förmig anliegen
2C-ESIN-Konfiguration	zwei c-förmig implantierte elastisch stabile intramedulläre Nägel
3C-ESIN-Konfiguration	2C-ESIN-Konfiguration ergänzt durch einen dritten elastisch stabilen intramedullären Nagel
Fa.	Firma
3D	dreidimensional
CAD	computer-aided design, zu Deutsch: rechnerunterstütztes Konstruieren
cm	Zentimeter
mm	Millimeter
N	Newton
Nm	Newtonmeter
s	Sekunde
µm	Mikrometer
kg	Kilogramm
°	Grad
%	Prozent

1 Einleitung

1.1 Epidemiologie und Klassifikationen

Femurschaftfrakturen - inklusive der in dieser Studie untersuchten Keilfraktur - stellen mit rund 2 % aller Frakturen im Kindesalter eine eher seltene Fraktur dar (5, 30, 44, 72, 101, 118). Bezogen auf die untere Extremität ist es jedoch die zweithäufigste Fraktur im Kindesalter, am häufigsten ist sie im mittleren Schaftdrittel lokalisiert (23, 74, 118).

Jungen sind hiervon mit 71 % deutlich häufiger betroffen als Mädchen. Auch lässt sich bei Jungen neben einer geschlechtsunabhängigen Häufung dieser Frakturform im Kleinkindalter ein zweiter Altersgipfel im Alter von dreizehn bis achtzehn Jahren finden (71).

Im Kindesalter lassen sich im Femurschaftbereich vor allem Quer-, Schräg- und Spiralfrakturen, deutlich seltener auch Grünholz oder Mehrfragmentfrakturen (z.B. Keilfrakturen), finden (76, 103, 108).

Eine mögliche Klassifikation der Femurschaftfrakturen im Kindesalter lässt sich anhand der „AO Paediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures“ (AO-PCCF) der AO Paediatric Expert Group (AO-PAEG) vornehmen, die analog zur AO-Klassifikation für Frakturen im Erwachsenenalter aufgebaut ist (107). Die ersten beiden Ziffern der Klassifikation bezeichnen hierbei die Lokalisation der Fraktur, wobei die erste Zahl für den betroffenen Knochen, die zweite Zahl für den betroffenen Abschnitt des zuvor definierten Knochens steht. Das Femur wird hiernach mit der Zahl 3 kodiert, der Femurschaft als betroffener Abschnitt mit der Zahl 2 (dementsprechend 1 = proximal, 3 = distal). An dritter Stelle erfolgt nun die weitere Einteilung durch die Zuordnung der Fraktur zur Epiphyse [E], Metaphyse [M] oder Diaphyse [D]. Die vierte Stelle, ein spezieller „Kindercode“, kodiert Frakturformen, die spezifisch für die einzelnen oben genannten Frakturlokalisationen E, M oder D sind. Für den hier gewählten Frakturtyp wäre die Zahl 5 zu wählen, welche für eine Schrägfraktur mit einem Winkel zwischen der Frakturlinie und der Senkrechten zum Knochen von mehr als 30° steht und somit

annäherungsweise eine Keilfraktur repräsentiert, gleichzeitig aber auch bestehende Einteilungsschwierigkeiten und Limitierungen dieser Klassifikation verdeutlicht. An fünfter Stelle wird schließlich die Schwere der Fraktur angegeben. Entscheidend sind dabei die Anzahl der Fragmente und deren Dislokationsgrad.

Die Keilfraktur wird diesbezüglich mit der Zahl 2 kodiert. Nach der AO-PCCF der AO-PAEG wäre der im Rahmen dieser Arbeit betrachtete Frakturtyp folglich mit dem Schlüssel 32-D/5.2 zu bezeichnen.

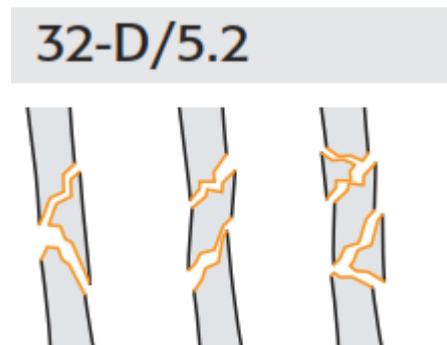


Abbildung 1: Klassifizierung der Femurschaft-Keilfraktur gemäß AO-PCCF (108)

Eine weitere Möglichkeit der Einteilung kindlicher Femurschaftfrakturen bietet die Li-La-Klassifikation, die aus einer Zusammenarbeit des gemeinnützigen Vereines Li-La e.V. mit der Universität Bern hervorgegangen ist (70). Auch hier erfolgt die Klassifikation zunächst anhand der Lokalisation der Fraktur, wobei die erste Stelle des Schlüssels die Lokalisation im Skelett bzw. die zweite Stelle die Lokalisation am Knochen wiedergibt. Zusätzlich wird an dritter Stelle der Buchstabe „s“ für den Schaftbereich bzw. „a“ für Gelenkfrakturen („artikulär“) verwendet. An der vierten Stelle werden diaphysäre Frakturen dann mit „1“ klassifiziert, wenn eine Epiphysenlösung vorliegt (definiert als distalste Form der Schaftfraktur), mit „2“, wenn eine Grünholz- oder Stauchungsfraktur vorliegt, mit „3“ im Falle einer Quer-, Schräg- oder Torsionsfraktur oder mit „4“ bei Mehrfragmentfrakturen. Die fünfte Stelle der Klassifikation stellt - im Gegensatz zur AO-PCCF - den Übergang zur Therapie dar, indem sie zwischen „0“ = undisloziert, „1“ = tolerabel disloziert sowie „2“ = nicht tolerabel disloziert unterscheidet.

Entsprechend dieser Klassifikation ist die hier untersuchte Femurkeilfraktur mit dem Schlüssel 3.2.s.4.0-2 zu kodieren (102, 118).

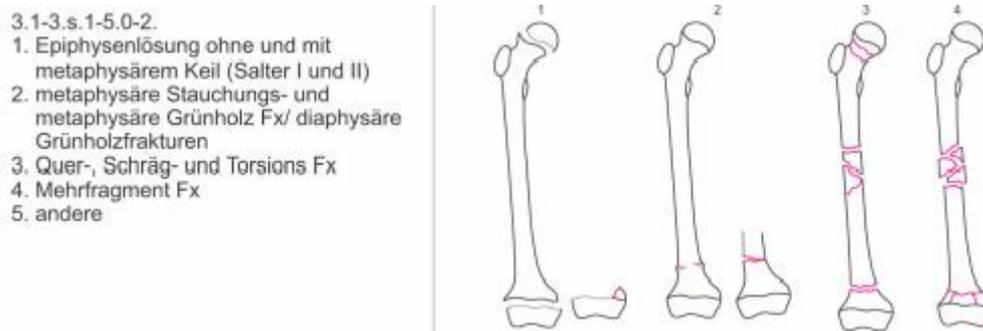


Abbildung 2: Einteilung der Femurfrakturen nach der Li-La-Klassifikation (102)

1.2 Ätiologie, Klinik und Diagnostik

Als Ursache einer Femurschaftfraktur ist meist ein schweres direktes Trauma - in 65 % verursacht durch Sport- oder Freizeitunfälle bzw. in 35 % durch Verkehrsunfälle - anzusehen. Spiralfrakturen entstehen dagegen im Rahmen eines unkontrollierten Rotationstraumas. Bei Kindern bis zum zweiten Lebensjahr sollte immer auch eine mögliche Kindesmisshandlung als Ursache ausgeschlossen werden (5, 23, 47, 71).

Klinisch macht sich diese Fraktur im Kindesalter zumeist durch eine Schwellung und/oder Deformierung des betroffenen Beines, starke Schmerzen und fehlende Belastbarkeit bemerkbar. Da nicht immer komplette Frakturen vorliegen, können Kinder im Krabbelalter häufig auch nur durch eine Schonhaltung des betroffenen Beines auffallen (44).

Über 90 % aller Frakturen weisen eine Dislokation auf (118). Die Deformierung bzw. Dislokation der Frakturfragmente wird entweder direkt durch die Gewalteinwirkung oder aber sekundär durch die am Oberschenkel befindliche kräftige Muskulatur verursacht. Bei Frakturen im proximalen Drittel des Femurschaftes kommt es durch das Überwiegen der Flexoren und des M. gluteus medius bzw. minimus zur Flexion

und Abduktion des proximalen Fragmentes sowie zu einer zusätzlichen Abduktion des proximalen Fragmentes durch den M. gluteus maximus. Das distale Fragment hingegen wird adduziert und durch den M. quadriceps femoris in Richtung des Hüftgelenkes gezogen. Bei Frakturen des mittleren Femurschaftes wird das proximale Fragment zumeist gebeugt, das distale Fragment wiederum durch die Schwerkraft nach dorsal verlagert. Frakturen im distalen Drittel des Femurschaftes führen hingegen häufig zu einer Adduktion, durch die das proximale Fragment die intakte Haut ventral perforieren kann und das distale Fragment nach dorsal verlagert wird (30).

Ausgeschlossen werden müssen auch Begleitverletzungen der angrenzenden Gelenke, da Femurschaftfrakturen zu etwa 25 % im Rahmen von Poly- oder Hochrasanztraumen auftreten und somit Hüft- und Kniegelenk sowie umliegende muskuläre bzw. ligamentäre Strukturen mit betroffen sein könnten (30, 71).

Die Diagnostik besteht somit in der Regel in der Anfertigung von Röntgenbildern des gesamten Femurs in zwei Ebenen (anterior-posterior und lateral-medial). Bei sichtbarer Dislokation ist eine Ebene ausreichend.

1.3 Mögliche Komplikationen der Femurschaftfraktur

Im Gegensatz zu Erwachsenen heilen Femurschaftfrakturen im Kindesalter nahezu immer, als Komplikationen können jedoch Rotations-, Achsenfehlstellungen und Beinlängendifferenzen auftreten (118).

Achsenfehlstellungen können im Kindesalter allerdings häufig durch die hohe Potenz der distalen Wachstumsfuge des Femurs spontan korrigiert werden (119). Im Vergleich zur distalen Wachstumsfuge, welche einen Wachstumsanteil von 70 % am Längenwachstum des Femurs aufweist, weist die proximale Wachstumsfuge des Femurs mit 30 % Wachstumsanteil jedoch nur ein geringes Wachstumspotential auf (119). Folglich gilt hinsichtlich des Korrekturpotentials, dass eine spontane Korrektur umso weniger zu erwarten ist, je weiter proximal am Femurschaft sich die Fraktur befindet (76, 119).

Eine weitere wichtige Grundlage des Korrekturpotentials bei Knochenbrücken wird in diesem Zusammenhang durch das Wolff'sche Transformationsgesetz beschrieben. Dieses besagt, dass die Veränderung eines Knochens den auf den Knochen einwirkenden Kräften folgt und dass die Ausrichtung der Knochen trabekel in Richtung der mechanischen Kräfte stattfindet. Folglich baut sich der Knochen auf und nimmt an Festigkeit in dem Bereich zu, in dem er belastet wird. Findet wenig oder keine Belastung statt, erfolgt dementsprechend der Abbau von Knochensubstanz (125).

Spontankorrekturen sind grundsätzlich in allen Ebenen des Raumes möglich (118). Nach von Laer gilt, dass Seit-zu-Seit-Verschiebungen bis zum dritten Lebensjahr im Umfang einer Schaftbreite tolerierbar sind. Ab dem dritten Lebensjahr sollten Seit-zu-Seit-Verschiebungen nur noch bis zu einem Umfang von einer halben Schaftbreite geduldet werden. Verkürzungsfehlstellungen können bis zum dritten Lebensjahr mit einer Verkürzung von 1-2 cm toleriert werden. Jenseits des dritten Lebensjahres sollte keine Verkürzungsfehlstellung mehr akzeptiert werden. Auch Verlängerungsfehlstellungen sollten stets korrigiert werden, da keine Spontankorrektur zu erwarten ist. Bezüglich einer Achsenfehlstellung gilt, dass Varusfehlstellungen bis zum dritten Lebensjahr in einem Umfang bis 20° tolerabel sind, ab dem dritten Lebensjahr sollte jedoch jede Varusfehlstellung, die 10° überschreitet, korrigiert werden. Für Valgusfehlstellungen gilt altersunabhängig eine Grenze von 10° hinsichtlich einer möglichen Spontankorrektur, da durch die Verteilung der Muskelansätze am Femur Varusfehlstellungen deutlich besser ausgeglichen werden als Valgusfehlstellungen. Ebenfalls altersunabhängig sollten Antekurvationsfehlstellungen nur bis zu 10° toleriert werden, während Rekurvationsfehlstellungen stets eine Korrektur erfahren sollten.

Auch für Rotationsfehlstellungen besteht die Möglichkeit einer Spontankorrektur (117, 118). Ein Außenrotationsfehler des distalen Fragments würde zu einer verminderten Antetorsion des Femurs der betroffenen Seite führen (118). Physiologische Detorsionsvorgänge verkleinern den Antetorsionswinkel von etwa $40-50^\circ$ bei der Geburt auf $10-15^\circ$ bei Wachstumsabschluss (118). Durch einen posttraumatisch bedingten verminderten Antetorsionswinkel wird demnach die

physiologische Detorsion der betroffenen Seite vorweggenommen (118). Die physiologische Detorsion der Gegenseite führt dann schließlich im Verlauf des Wachstums zur Aufhebung der Antetorsionsdifferenz (118). Dem gegenüber zu stellen ist der deutlich seltener vorkommende Innenrotationsfehler, welcher zu einer vermehrten Antetorsion der betroffenen Seite führt (118). Hier kann die vermehrte Antetorsion durch vermehrte Detorsion im Verlauf des Wachstums vermindert oder gar aufgehoben werden (118). Da es sich jedoch bei der Korrektur von Rotationsfehlstellungen um indirekte und ungezielte Korrekturvorgänge handelt, gilt hier bis zum dritten Lebensjahr ein Rotationsfehler von bis zu 20° als tolerabel. Ab dem dritten Lebensjahr sollte der Rotationsfehler beim Überschreiten von 10° korrigiert werden (118). Nach dem fünften Lebensjahr sind keine Spontankorrekturen von Rotationsfehlstellungen mehr zu erwarten (118).

Insgesamt gilt, dass die Fähigkeit zur Spontankorrektur mit Annäherung an das Jugendalter durch die zunehmende Ausreifung des Knochenskeletts und das nachlassende Potential der Wachstumsfugen in den Hintergrund tritt (12, 118).

1.4 Therapieoptionen kindlicher Femurfrakturen

Die AWMF Leitlinie der Gesellschaft für Kinderchirurgie empfiehlt bei dislozierten Femurschaftfrakturen bis zum dritten Lebensjahr eine Behandlung mittels Becken-Bein-Gips oder Overhead-Pflaster-Extension (5, 20, 44, 118).

Ab dem dritten Lebensjahr besteht analog dieser Leitlinie die Therapie der Wahl in der Stabilisierung der Fraktur mittels elastisch stabiler intramedullärer Nagelung [ESIN]. Hierbei kann die üblicherweise verwendete Technik mit zwei elastisch stabilen intramedullären Nägeln - wenn nötig - durch so genannte End-Caps ergänzt oder zwecks stabilerer Verklebung durch die zusätzliche Implantation eines dritten Nagels verstärkt werden (26, 55, 85, 109). Eine weitere Ergänzung zwecks Stabilitätsoptimierung ist durch die zusätzliche Verwendung einer Schraubenosteosynthese möglich (127). Im Einzelfall kann die ESIN-Osteosynthese, abhängig von Gewicht und Körpergröße, jedoch auch schon bei Kindern unter drei Jahren verwendet werden (44).

Die Indikationen zur operativen Versorgung der Femurschaftfraktur haben sich in den vergangenen Jahren stark verändert, was unter anderem in der relativ hohen Komplikationsrate einer konservativen Therapie begründet liegt (10, 48, 97, 126). Die Entscheidung zwischen operativem oder konservativem Vorgehen sollte unter anderem vom Alter und dem Gewicht des Patienten abhängig gemacht werden (49, 65, 68, 81). Weitere Entscheidungsfaktoren sind der Allgemeinzustand bzw. die Begleitverletzungen, der Frakturtyp und der individuelle Wunsch des Patienten und der Eltern (5, 11, 23, 48, 118, 123). Bei der Auswahl des Therapieverfahrens sollten außerdem eine möglichst effektive komplikationsarme Behandlung, eine rasche statische und funktionelle Belastbarkeit, ein möglichst geringes Operationstrauma und ein gutes funktionelles sowie kosmetisches Spätergebnis im Vordergrund stehen (118). Berücksichtigt werden sollten und müssen dabei in jedem Falle die Gegebenheiten des kindlichen Knochenwachstums und der Frakturheilung.

1.4.1 Konservative Therapieverfahren

Wie oben ausgeführt, stellt entsprechend der AWMF Leitlinie der Becken-Bein-Gips das konservative Therapieverfahren der Wahl zur Behandlung der Femurschaftfraktur bei Kindern bis zum dritten Lebensjahr dar (5, 20, 44, 118). Auch können ein Pflasterextensionsverband bzw. die Overhead-Extension zur Anwendung kommen (44). Letzteres zeichnet sich durch eine einfachere Handhabung in der Pflege aus als der Becken-Bein-Gips (86, 112). Von diesen Verfahren wird jedoch zunehmend Abstand genommen, da alle drei Verfahren mit einer langen Behandlungsdauer und einem konsekutiv langen Krankenhausaufenthalt in unphysiologischer Stellung der Extremitäten verbunden sind (10, 32, 97). Auch ist die Komplikationsrate bei den konservativen Verfahren hinsichtlich Beinlängendifferenzen bzw. Rotationsfehlstellungen und Achsenfehlstellungen in der Sagittal- und Horizontalebene höher als bei den operativen Therapieoptionen (10, 23, 126). Die meist inkomplette Reposition bzw. die fehlende stabile Retention führen im Verlauf zu Fehlstellungen, deren Spontankorrektur wiederum ein verstärktes Längenwachstum und somit eine Beinlängendifferenz zur Folge hat. (63, 91, 117, 118). So treten nach Extensionsbehandlungen in 70 % der Fälle Beinlängendifferenzen auf (118).

Bei allen anderen Behandlungsmethoden ist das Risiko einer Beinlängendifferenz um die Hälfte niedriger (23, 118). Das Risiko für das Auftreten eines Rotationsfehlers im Rahmen einer Traktionsbehandlung liegt bei etwa 45 %, während nach einer operativen Therapie nur in 14 % der Fälle Rotationsfehler beobachtet werden.

Zudem führen konservative Therapieverfahren zu vermehrten Röntgenkontrollen mit entsprechender Strahlenbelastung (118).

Des Weiteren werden hygienische Probleme, das Auftreten eines sakralen Dekubitus sowie einer Quadrizepsatrophie und Perfusionsstörungen des betroffenen Beines bis hin zum Kompartmentsyndrom mit ischämischer Muskelkontraktur bei der Overhead-Extension beschrieben (5, 11, 41, 82, 97).

Auf der anderen Seite sind bei der konservativen Behandlung als klare Vorteile die Vermeidung einer Operation sowie die damit verbundene Narkose und deren mögliche Komplikationen anzusehen. Demzufolge muss diese Option bei Kindern bis zum dritten Lebensjahr weiterhin Berücksichtigung finden (119).

1.4.2 Operative Therapieverfahren: ESIN-Osteosynthese

Das durch die AWMF Leitlinie „Femurschaftfraktur im Kindesalter“ (44) empfohlene operative Verfahren der ersten Wahl stellt die Osteosynthese mit elastisch stabilen intramedullären Nägeln dar. Empfohlen wird die ESIN-Osteosynthese sowohl für proximale und distale Frakturen des Femurschaftes als auch für Quer-, Schräg- und Spiralfrakturen des mittleren Femurschaftes sowie für Frakturen mit Bieigungs- oder Drehkeil (23, 79).

Zur Auswahl stehen hier sowohl Titan- als auch Stahlnägel. Stahlnägel zeichnen sich gegenüber Titannägeln unter anderem dadurch aus, dass sie preiswerter in der Anschaffung sind. Auch konnte in einer Studie unserer Arbeitsgruppe nachgewiesen werden, dass die Verwendung der Stahlnägel zu einer höheren Steifigkeit der Osteosynthese führt bzw. in einer Publikation klinisch weniger Komplikationen zur Folge hatte (52, 120).

Titannägel wiederum zeichnen sich durch ihre niedrige allergene Potenz und ihre Verwendbarkeit bei postoperativ geplanten MRT-Kontrollen - z.B. im Rahmen eines Polytraumas - aus (83).

Großes Augenmerk muss auf die korrekte Durchführung bei der Implantation der ESIN-Osteosynthese gelegt werden:

- Ein wesentlicher Bestandteil der Methode ist es, Nägel identischen Querschnitts zu verwenden (84, 98, 106).
- Als weiterer essentieller Bestandteil dieses Osteosyntheseverfahrens wird auch das Vorbiegen der Nägel auf mindestens 30-40° sowie der Nagelkufen auf 30° angesehen (28, 54, 66, 79, 84, 106). Durch die Erhöhung der Vorbiegung der Nägel auf 60° kann laut Kaiser et al. gar ein zusätzlicher Stabilitätsgewinn erzielt werden (54).
- Es wird empfohlen die Nägel bei Frakturen in Schaftmitte und bei Frakturen im proximalen Schaftdrittel ascendierend von lateral und medial, bei Frakturen im distalen Schaftdrittel descendierend lateralseitig subtrochantär zu implantieren (76, 119).
- Wird die Höhe der Nageleintrittsstellen nicht parallel gewählt, resultiert eine ungleiche Verspannung mit konsekutiver Varus-/Valgusfehlstellung (25, 76).
- Um Wachstumsstörungen vorzubeugen, muss ein Abstand zwischen der Epiphysenfuge und der Nageleintrittsstelle gewährleistet sein (76).
- Weiterhin kann es zu Achsabweichungen bzw. sekundären Dislokationen kommen, wenn durch zu weites Einschlagen der Nägel die Gegenkortikalis perforiert wird (25, 76, 118).
- Ziel einer optimalen ESIN-Osteosynthese ist es, eine Dreipunkt-Stabilisierung zu erreichen. Die drei Abstützpunkte der Nägel befinden sich somit an der Eintrittsstelle in der distalen Metaphyse, auf Frakturhöhe an der jeweiligen inneren Gegenkortikalis sowie in der proximalen metaphysären Spongiosa des Gegenfragments (123).

- Unbedingt vermieden werden muss bei der Implantation jedoch das Verdrehen der Nägel umeinander, durch welches eine stabile Aufspannung und somit eine stabile Abstützung nicht mehr gewährleistet werden kann (25, 66, 98, 106).
- Der Markraum sollte dabei durch die Nägel insgesamt zu maximal 30-40 % ausgefüllt sein (42, 46, 66, 106) bzw. die beiden Nägel sollten maximal so dick sein wie ein Drittel des Markraumes an dünnster Stelle (118, 119). Diese Vorgaben beziehen sich allerdings auf die zweidimensionale Messung des Markraumes im a-p-Röntgenbild.
- Um Wundheilungsstörungen, Irritationen der Weichteile mit Serom- oder Hämatombildung und Hautperforationen zu vermeiden, müssen die Nägel abschließend ausreichend unter Hautniveau gekürzt werden (25, 76).
- Auch muss eine zu frühe Belastung nicht abgestützter Frakturen vermieden werden, um ein Herausrutschen der Nägel durch das sogenannte Teleskopieren zu vermeiden (25).

Die Vorteile dieses Verfahrens liegen in der geringen Invasivität sowohl bei der Im- als auch bei der Explantation, der geringen Rate an Refrakturen, der nur geringen Narbenbildung, der hohen Patientenzufriedenheit und dem geringen Risiko, eine Beinlängendifferenz zu entwickeln (23, 46, 69, 96, 111, 123). Auch wird das Risiko einer Hüftkopfnekrose - welche beispielsweise bei der Osteosynthese des Femurnagels für Adoleszente beschrieben wird - umgangen (2, 96). Durch postulierte Mikrobewegungen der elastisch stabilen intramedullären Nägel innerhalb des Frakturbereiches soll zusätzlich ein Wachstumsreiz gesetzt und so die Frakturdurchbauung unter Erhalt des an Wachstumsfaktoren reichen Frakturhämatoms beschleunigt werden (98). Des Weiteren können die Patienten mit einer übungsstabilen Osteosynthese nach kurzem Krankenhausaufenthalt entlassen werden und es kann frühzeitig mit der Mobilisation der betroffenen Extremität begonnen werden (46, 75).

In Zusammenhang mit der ESIN-Osteosynthese werden jedoch auch Komplikationen bzw. Nachteile berichtet:

Die Bewegungs- und frühe Belastungsstabilität ist bei instabilen Frakturen und älteren bzw. schweren Jugendlichen nicht immer gewährleistet (118). Bei einem Körpergewicht des Kindes von mehr als 49 kg besteht ein fünffach erhöhtes Risiko, eine Komplikation im Rahmen dieser osteosynthetischen Versorgung zu erleiden (68, 81, 122). Ebenfalls beschrieben ist ein erhöhtes Komplikationsrisiko für Kinder über zehn Jahren (49, 81).

Des Weiteren darf die durchaus hohe Strahlenbelastung bei der Implantation der ESIN-Osteosynthese und im Zuge der Verlaufskontrollen nicht außer Acht gelassen werden (118). Eine Reduzierung der Strahlenbelastung kann jedoch durch Verkürzung der intraoperativen Durchleuchtungszeit bzw. Reduzierung der intraoperativen Bildwandlerkontrollen, durch die Verwendung eines gepulsten Bildverstärkers und durch gut ausgebildetes sowie sensibilisiertes Personal erreicht werden (60, 61, 74). Postoperative radiologische Kontrollen sollten auf maximal drei Verlaufskontrollen reduziert werden (44). An der Klinik für Kinderchirurgie Lübeck findet regelhaft die erste Kontrolle nach einem Monat sowie die zweite Kontrolle zur Planung der Metallentfernung altersabhängig nach 3-6 Monaten statt.

Selten ist durch das Aufsteigen von Infektionserregern entlang der Nägel in den Markraum die Gefahr einer Osteomyelitis gegeben, wenn es im Rahmen einer ESIN-Osteosynthese zu einer Infektion kommt (118).

Zwecks Metallentfernung ist schließlich ein zusätzlicher Eingriff unter Narkose notwendig (118). Hierbei ist verglichen zur Implantation der elastisch stabilen intramedullären Nägel gelegentlich ein leicht vergrößerter Schnitt erforderlich, um das Nagelende mit der Zange greifen und den Nagel explantieren zu können.

1.4.3 Operative Therapieverfahren: Fixateur externe

Eine weitere operative Therapiemöglichkeit stellt die Versorgung mit dem Fixateur externe dar, welche vor allem im Rahmen von komplexen Frakturen zur Anwendung kommt. Hier liegt der Vorteil in der geringen Kreislaufbelastung beim Anbringen eines Fixateur externe im Rahmen eines Polytraumas (21, 121). Fehlstellungen können noch unter der Behandlung mit dem Fixateur korrigiert werden (59).

Auch ist mit dem Fixateur externe, falls die Begleitumstände dies zulassen, eine frühe Belastung der betroffenen Extremität möglich (62, 92, 121). Die Entfernung des osteosynthetischen Materials kann anschließend oft ohne Narkose erfolgen.

Als nachteilig anzusehen ist bei dieser Form der operativen Versorgung der äußerst geringe Tragekomfort (9, 33), die aufwändigen Hygienemaßnahmen zur Vermeidung einer Pin-Track-Infektion, das Auftreten von Rotations- und sekundären Varusfehlstellungen und die verzögerte Durchbauung der Fraktur durch die fehlende Dynamisierung im Sinne von Mikrobewegungen (21, 24, 27, 62, 92, 105, 121). Auch kann es zu Einziehungen von Narben bzw. einer gestörten Narbenbildung sowie zu Frakturen oder Refrakturen im Bereich der Eintrittsstellen der Pins - insbesondere nach der Metallentfernung - kommen (38, 43, 59, 74, 93, 110, 111, 126).

1.4.4 Operative Therapieverfahren: Plattenosteosynthese

Des Weiteren steht die aus der Erwachsenen Chirurgie übernommene Plattenosteosynthese für die operative Versorgung einer Femurschaftfraktur zur Verfügung. Diese bietet neben einem hohen Tragekomfort auch eine gute anatomische Reposition und Fixation sowie die Möglichkeit der frühen Mobilisation (14, 64). Allerdings ist die Plattenosteosynthese bei kindlichen Femurfrakturen aufgrund der bei diesem Verfahren überwiegenden Nachteile wie einer großflächigen operativen Weichteilschädigung, der Bildung großer Narben, das häufige Auftreten von Beinlängendifferenzen und der höheren Raten an Refrakturen verglichen mit der ESIN-Osteosynthese nicht als Mittel der ersten Wahl anzusehen (23, 24, 37, 64, 124).

Zudem ist das Auftreten großer Blutverluste beim Einbringen der Osteosynthese und das Fehlen der für die rasche Frakturdurchbauung wichtigen Mikrobewegungen beschrieben (14, 23, 111, 118). Auch kann der Vorteil der prinzipiell frühzeitig belastungsstabilen Plattenosteosynthese und der damit einhergehenden Möglichkeit der Frühmobilisation durch die teilweise zusätzlich notwendige Anlage eines Casts wieder zunichtegemacht werden (13, 14, 37).

Zusätzlich stellt die Metallentfernung einen, dem Aufwand des Primäreingriffs nahezu entsprechenden, Eingriff dar, der eine erneute Immobilisationszeit des Beines postoperativ erfordert (13, 14, 23, 24, 64).

Als Verbesserung dieses Verfahrens könnte jedoch die submuskulär eingebrachte Plattenosteosynthese angesehen werden. Gegenüber der herkömmlichen Plattenosteosynthese ist hier mit einer reduzierte Narbenbildung und weniger Komplikationen bezüglich einer Beinlängendifferenz zu rechnen (88, 104). Ebenso soll mit der submuskulär eingebrachten Plattenosteosynthese eine zufriedenstellende stabile Versorgung von instabilen Frakturen erfolgen oder bereits vorhandene Beindeformitäten ausgeglichen werden können (88, 89, 104). Winkelstabile Plattenosteosynthesen mit ihren Modifikationen hinsichtlich der Form können somit besonders bei großen Kindern/Adoleszenten eine Alternative bei der Versorgung darstellen, wenn das Anbringen eines Fixateur externe mit Abstand zur Fraktur wegen der Nähe der Nachbargelenke nicht vorteilhaft erscheint und eine Versorgung mit elastisch stabilen intramedullären Nägeln keine ausreichend hohe Stabilität in diesen Bereichen gewährleistet. Hierzu existieren bislang jedoch kaum valide Daten.

1.4.5 Operative Therapieverfahren: Marknagel

Dieses ebenfalls aus der Erwachsenen Chirurgie übernommene Verfahren kann nach dem derzeitigen Kenntnisstand allenfalls bei älteren und/oder adipösen Kindern als Osteosynthese-Option in Betracht gezogen werden (16, 50, 65). In allen anderen Fällen wird aufgrund der zwar seltenen, dann aber gravierenden Komplikationen wie dem Auftreten einer Hüftkopfnekrose oder signifikanter Beinlängendifferenzen davon abgeraten (4, 6, 35, 80, 87, 100, 111). Neben den hierfür verwendbaren Femurnägeln für Erwachsene sind in den letzten Jahren Femurnägel für Adoleszente (Adolescent lateral femoral nail) entwickelt worden (8, 44, 99). Allerdings werden auch beim Femurnagel für Adoleszente mögliche Komplikationen wie Hüftkopfnekrosen, Valgusfehlstellungen und Pseudarthrosen beschrieben (2).

Sollte man sich dennoch für diese Therapieoption entscheiden, wird empfohlen, die Eintrittsstelle für den Verriegelungsnagel am lateralen Anteil des Trochanter major zu wählen, um das Risiko für das Auftreten der beschriebenen Komplikationen möglichst gering zu halten (39, 40, 56, 90, 115). Derzeit liegen jedoch auch hierzu nur wenige validierte Daten für eine abschließende Bewertung vor (2).

1.5 Literaturanalyse: Ergebnisse biomechanischer Untersuchungen und retrospektiver Studien

Es sind bereits einige - vorwiegend retrospektive - Studien publiziert worden, die sich mit den biomechanischen Eigenschaften von Modifikationen der ESIN-Osteosynthese an unterschiedlichen Frakturtypen beschäftigen:

a) Use of end caps in elastic stable intramedullary nailing of femoral and tibial unstable fractures in children: preliminary results in 11 fractures (85):

In dieser klinisch-retrospektiven Studie wurden zehn Patienten mit elf instabilen Frakturen im Femur- und Tibiaschaftbereich, welche mit ESIN-Osteosynthesen und End-Caps versorgt worden waren, über einen durchschnittlichen Beobachtungszeitraum von 13,1 Monaten nachbeobachtet. Nach Angaben der Autoren traten keine „ernsthaften“ Komplikationen in dieser Nachbeobachtungszeit auf. Sie zogen aus ihrer Studie die Schlussfolgerungen, dass die Verwendung von End-Caps durch die Prävention von Ossifikationszonen im Bereich der Nagelenden die Entfernung der ESIN-Osteosynthese erleichtert und vor Hautirritationen im Bereich der Nagelenden schützen kann.

b) Biomechanical performance of flexible intramedullary nails with end caps tested in distal segmental defects of pediatric femur models (116):

Anhand einer Fraktur des distalen metaphysär-diaphysären Überganges an synthetischen Femurknochen kindlicher Größe sollte geprüft werden, ob durch die Verwendung von End-Caps bei der osteosynthetischen ESIN-Versorgung distaler Femurfrakturen ein zusätzlicher Stabilitätsgewinn erzielt werden könnte. Nach dem Einbringen der Titannägel wurden die Testknochen verschiedenen Testungen, bestehend aus 4-Punkt-Biegung, axialer Stauchung und Torsionsstress, unterzogen. Anschließend wurden die ESIN-Osteosynthesen mit End-Caps versehen und die biomechanischen Tests wiederholt. Hierbei zeigte sich ein Stabilitätsgewinn durch die zusätzliche Verwendung von End-Caps von 8,75 % bzw. 14 % unter axialer Stauchung bzw. unter der Torsionsbelastung.

In der 4-Punkt-Biegung konnte kein Stabilitätsgewinn durch die zusätzliche Verwendung von End-Caps erlangt werden.

c) Clinical evaluation of end caps in elastic stable intramedullary nailing of femoral and tibial shaft fractures in children (109):

In dieser retrospektiven Studie wurden 49 kindliche Femurfrakturen und fünf kindliche Tibiafrakturen mit einer 2C-ESIN-Osteosynthese und End-Caps versorgt. Betrachtet wurden dabei Schwierigkeiten bei der Im- und Explantation der Osteosynthesen, die Stabilität der Fraktur und der Heilungsverlauf nach der operativen Versorgung. Zu diesem Zwecke wurden Röntgenbilder und Patientenakten analysiert. Von den 54 betrachteten Patienten benötigte ein Patient nach der initialen Versorgung aufgrund unzureichender Stabilität der Osteosynthese eine Reoperation. Es wurden sechs Komplikationen beobachtet, wovon fünf als nicht auf die End-Caps zurückzuführen gewertet wurden. Es wurden keine signifikanten Beinlängendifferenzen oder Varus-/ Valgusdeformitäten beobachtet. Eine Rotationsfehlstellung $>10-20^\circ$ wurde bei einem Patienten beobachtet. Die Explantation der Nägel und End-Caps wurde in 35 von 37 Fällen als unkompliziert bewertet. Aus ihrer Studie zogen die Autoren den Schluss, dass bei dem Großteil der Patienten durch die Versorgung mit End-Caps eine postoperative Instabilität der Frakturen vermieden werden kann. Es wurde allerdings auch darauf hingewiesen, dass eine korrekte Technik bei der Implantation der ESIN unerlässlich ist und Fehler beim Einbringen der Nägel nicht durch die Verwendung von End-Caps kompensiert werden können.

d) Biomechanical analysis of a synthetic femoral spiral fracture model: Do end caps improve retrograde flexible intramedullary nail fixation? (53):

Intention dieser Arbeit war es herauszufinden, ob in-vitro die zusätzliche Implantation von End-Caps eine Verbesserung der Stabilität bei der osteosynthetischen ESIN-Versorgung mit sich bringen könnte. Zu diesem Zweck wurden zwei Gruppen mit jeweils acht künstlichen Femora, entsprechend adoleszenten Knochen gebildet, die mit einer Spiralschafffraktur versehen worden

waren. Es erfolgte in beiden Gruppen eine Implantation der 2C-ESIN-Osteosynthese von retrograd. Zusätzlich wurden dann die distalen Enden der einen Testgruppe mit End-Caps versehen. Im Rahmen der sich nun anschließenden biomechanischen Testung konnte gezeigt werden, dass mit Ausnahme der 4-Punkt-Biegung in posterior-anteriorer Ausrichtung [4.11 Nm/mm vs. 1.78 Nm/mm, $p < 0.001$] kein signifikanter Stabilitätsgewinn durch die Verwendung von End-Caps erreicht werden konnte.

e) Improving stability of elastic stable intramedullary nailing in a transverse midshaft femur fracture model: biomechanical analysis of using end caps or a third nail (95):

Es wurden 24 synthetische Femurschaftquerfrakturen hergestellt und diese in drei Gruppen zu je acht Knochen unterteilt. Zunächst wurden in allen drei Gruppen die Querfrakturen mit einer 2C-ESIN-Osteosynthese aus vorgebogenen 3,5 mm Stahlnägeln versorgt. In der zweiten Gruppe wurde dann ein zusätzlicher dritter, nicht vorgebogener 2,5 mm Stahlnagel von antero-lateral eingebracht. In der dritten Gruppe wurden die zwei Nägel mit End-Caps versorgt. Die drei Konfigurationen wurden unter 4-Punkt-Biegung, Torsion und physiologischer 9°-Kompression getestet. Hierbei zeigte sich, dass durch die Modifikation mit einem dritten Nagel verglichen mit der 2C-ESIN-Konfiguration eine signifikant stabilere osteosynthetische Versorgung erzielt werden konnte. Die Erhöhung der Steifigkeit durch den dritten Nagel zeigte sich insbesondere unter 4-Punkt-Biegung [anterior-posterior (1,04 Nm/mm vs. 0,52 Nm/mm, $p < 0,001$), posterior-anterior (0,85 Nm/mm vs. 0,43 Nm/mm, $p < 0,001$), lateral-medial (1,26 Nm/mm vs. 0,70 Nm/mm, $p < 0,001$), medial-lateral (1,16 Nm/mm vs. 0,76 Nm/mm, $p < 0,001$)] und unter der Innenrotationsbelastung [0,16 Nm/° vs. 0,11 Nm/°, $p < 0,001$]. Durch die Modifikation mit End-Caps konnte kein signifikanter Stabilitätsgewinn erzielt werden.

f) Using flexible nails to improve stabilization of proximal femur fractures in adolescents (17):

Hier wurden drei verschiedene ESIN-Konfigurationen an Quer- und Keilfrakturen des proximalen Femurschaftes eines synthetischen Femurknochens untersucht (Fa. Sawbones, 16 mm Kanal, 4 mm Titan-ESIN). Konfiguration 1 bestand aus zwei C-förmig von retrograd implantierten elastisch stabilen intramedullären Nägeln (2C-ESIN). Konfiguration 2 bestand aus 2C-ESIN implantiert von retrograd plus einem weiteren elastisch stabilen intramedullären Nagel implantiert von antegrad. Konfiguration 3 bestand aus einem elastisch stabilem intramedullären Nagel von antegrad und einem weiteren Nagel von retrograd. Die Osteosynthesen wurden einem Varusstress ausgesetzt. Es wurde ein Abbruchkriterium von 20° Varusstellung festgelegt. Bei beiden Frakturtypen erreichte die 3C-ESIN-Konfiguration höhere Werte bezogen auf die Steifigkeit als die 2C-ESIN-Konfigurationen, wobei das Ergebnis nur in Bezug auf die Testung der Querfraktur als statistisch signifikant angesehen werden konnte.

g) A biomechanical study on flexible intramedullary nails used to treat pediatric femoral fractures (42):

Künstliche Femurknochen wurden mit einer Querfraktur versehen und diese retrograd mit unterschiedlichen ESIN-Konfigurationen versorgt. Es wurden sowohl 2-C-ESIN-Osteosynthesen mit zwei Nägeln identischen oder aber unterschiedlichen Nageldurchmessers als auch eine 3C-ESIN-Konfiguration - bestehend aus zwei Nägeln mit je 2 mm Durchmesser und einem Nagel mit 4 mm Durchmesser - verwendet. Die Konfigurationen wurden bezüglich ihrer Stabilität unter Kompression, 4-Punkt-Biegung und Torsion getestet. Unter Kompression konnte durch die Osteosynthese eine Stabilität von maximal 80 % des Ausgangswertes erzielt werden. Unter 4-Punkt-Biegung wurde eine Stabilität von 12 % des Ausgangswertes und unter Torsion eine Stabilität von 1 % des Ausgangswertes nach osteosynthetischer Versorgung gemessen. Die Konfiguration mit drei Nägeln erzielte hier deutlich bessere Werte.

h) Modification of elastic stable intramedullary nailing with a 3rd nail in a femoral spiral fracture model – results of biomechanical testing and a prospective clinical study. (55):

In dieser Studie wurde untersucht, ob durch einen zusätzlich zur 2C-ESIN-Konfiguration eingebrachten dritten Nagel ein Stabilitätsgewinn erzielt werden kann. Es wurden 24 künstliche Femurknochen mit einer identischen Spiralfaktur des Femurschaftes versehen und in jeweils 3 Konfigurationsgruppen zu acht Knochen unterteilt. Konfiguration 1 bestand aus der klassischen 2C-ESIN-Osteosynthese (2C), Konfiguration 2 erhielt einen zusätzlichen dritten Nagel von medial (3CM) und Konfiguration 3 wurde mit einem dritten Nagel von lateral (3CL) versehen. Die drei Konfigurationsgruppen unterliefen Belastungstests in axialer Kompression, Rotation und 4-Punkt-Biegung. Hierbei zeigte sich eine signifikant höhere Steifigkeit in der Konfigurationsgruppe 3CL gegenüber der klassischen 2C-Osteosynthese unter anterior-posterior-Biegung (1,23 (0,62) Nm/mm vs. 0,78 (0,29) Nm/mm), Innenrotation (0,21 (0,07) Nm/° vs. 0,14 (0,04) Nm/°) und 9°-Kompression (0,61 (0,43) mm vs. 2,18 (2,37) mm). Gegenüber der 3CM-Osteosynthese wurde eine höhere Steifigkeit unter lateral-medialer-Biegung gemessen (0,88 (0,30) Nm/mm vs. 0,71 (0,23) Nm/mm). In der posterior-anterior-Biegung (1,03 (0,97) Nm/mm vs. 2,87 (2,01) Nm/mm vs. 1,78 (1,31) Nm/mm) und der Außenrotation (0,19 (0,12) Nm/° vs. 0,30 (0,13) Nm/° vs. 0,32 (0,18) Nm/°) zeigte die 3CL-Osteosynthese weniger Stabilität als die 3CM- und die 2C-Osteosynthese. Anschließend wurden aufgrund der insgesamt stabileren Werte der 3CL-Osteosynthese zwölf Patienten mit Femurschaftfrakturen mit einer 3CL-Osteosynthese und vier Patienten mit Femurschaftfrakturen, aufgrund der Beschaffenheit der Fraktur, mit einer 3CM-Osteosynthese versorgt. Auch im klinischen Alltag konnten die guten Ergebnisse der 3C-Osteosynthese bestätigt werden - keiner der mit einer 3C-Osteosynthese versorgten Patienten benötigte eine zusätzliche Stabilisation oder eine Reoperation.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich mit Ausnahme unserer Arbeitsgruppe nur wenige Studien bisher mit der Grundlagenforschung hinsichtlich der osteosynthetischen Versorgung kindlicher Femurschaftfrakturen beschäftigt

haben. Ein komplexerer Frakturtyp wie die Femurkeilfraktur wurde bisher nur in der Studie von Crist et al. untersucht (17). Hier konnte zwar eine höhere Stabilität der 3C-ESIN-Osteosynthese gegenüber den 2C-ESIN-Konfigurationen unter Varusbelastung der osteosynthetisch versorgten Femurkeil- und Femurquerfraktur nachgewiesen werden, jedoch konnten bezüglich der Testreihe an der Keilfraktur keine statistisch signifikanten Testergebnisse erzielt werden.

Ebenso sind Studien, die sich mit der Verwendung eines dritten Nagels im Rahmen der osteosynthetischen Versorgung beschäftigen, sehr selten (17, 42, 55, 95). Was die zusätzliche Verwendung von End-Caps betrifft, so lassen sich ebenso nur wenige biomechanische und klinische Studien finden. Diese gelangen zu differierenden Ergebnissen und wurden überwiegend an Femurquer- oder Spiralfrakturen durchgeführt. Das Nutzen dieser Implantate in Bezug auf einen Stabilitätszuwachs, insbesondere bei komplexen Frakturtypen, bleibt bislang unklar (53, 85, 95, 109, 116). Somit besteht ein Bedarf an weiterer Grundlagenforschung, um auch bei instabile Frakturtypen weitere Empfehlungen entwickeln zu können.

2 Fragestellung und Studienziel

Ziel der Behandlung dislozierter Femurschaftfrakturen im Kindesalter sollte somit ein möglichst gering invasives Versorgungsverfahren mit niedrigen Komplikationsraten bei kurzem Krankenhausaufenthalt sein (25, 44). Neben frühfunktioneller Nachbehandlung ist auch eine möglichst schnelle Rückkehr zur Belastung des betroffenen Beines wünschenswert (25, 44).

Aus diesem Grund stellt inzwischen - insbesondere bei Kindern ab dem dritten Lebensjahr - die osteosynthetische Versorgung einer dislozierten Femurschaftfraktur mit elastisch stabilen intramedullären Nägeln die Therapie der ersten Wahl dar (44). Die Nägel zeichnen sich gegenüber der konservativen Therapie durch eine kürzere Immobilisations- und Hospitalisationszeit sowie durch eine bessere Frakturstellung aus (25, 44, 92, 97, 100). Gegenüber der Plattenosteosynthese haben sie den Vorteil der geringeren Invasivität bei der Im- bzw. der Explantation und der konsekutiv geringeren Narbenbildung (23, 24, 25, 37, 64, 76, 118, 124) und verglichen mit dem Fixateur externe eine geringere Rate an Refrakturen, kein Risiko für Pin-Track-Infektionen sowie eine geringere psychische Belastung für den/die Patienten/in und das betreuende soziale Umfeld (9, 21, 24, 27, 62, 92, 105, 121).

Die bisher publizierten Studien zur ESIN-Osteosynthese zeigen jedoch differierende Ergebnisse und beschreiben zahlreiche Komplikationen.

Unter anderem werden das postoperative Auftreten von Nagelwanderungen, Fehlstellungen oder sekundäre Dislokationen mit konsekutiven Korrekturoperationen berichtet (25, 76, 106, 118).

Das Ziel muss also die Optimierung dieses Osteosyntheseverfahrens darstellen, um so die Komplikationsrate der ESIN-Osteosynthese zu senken. Bisherige Studien beschäftigen sich fast ausschließlich mit der Untersuchung von ESIN-Osteosynthesen im Rahmen von Quer- und Spiralfrakturen (7, 45, 53, 55). Nur eine Untersuchung legt Augenmerk auf die Verwendung von elastisch stabilen intramedullären Nägeln bei komplexen Frakturtypen wie der Femurkeilfraktur (17).

Gerade diese Frakturen sind jedoch schwierig zu versorgen und auch die Herstellung synthetischer Femurkeilfrakturen bzw. komplexer Femurfrakturen ist deutlich aufwändiger.

Zusätzlich zur der Standardkonfiguration, bestehend aus zwei c-förmig eingebrachten elastisch stabilen intramedullären Nägeln, können als Varianten ein dritter Nagel eingebracht oder End-Caps auf die Nagelenden appliziert werden (53, 55, 109, 116). Eine mögliche Modifikation der klassischen 2C-ESIN-Konfiguration stellt zum einen die 3C-ESIN-Konfiguration dar, welche bereits kasuistisch bei instabilen Femurschaftfrakturen verwendet und am Modell in Studien an Querfrakturen oder Spiralfrakturen erforscht wurde (17, 42, 51, 55). Zum anderen ist eine weitere Modifikation der Standardversorgung mit zwei Nägeln durch die Applikation von End-Caps im Bereich der Nagelenden der elastisch stabilen intramedullären Nägel möglich (53, 85, 116).

Ziel dieser Studie ist es daher, folgende Fragen zu beantworten:

- a) Kann bei der Keilfraktur als komplexer und instabiler Form der Femurschaftfraktur ein Stabilitätsgewinn der 2C-ESIN-Osteosynthese durch die zusätzliche Implantation eines dritten Nagels von lateral erzielt werden?
- b) Ermöglicht die Applikation von End-Caps zusätzlich zur 2C-ESIN-Osteosynthese bei der Keilfraktur einen Stabilitätsgewinn gegenüber der Standardversorgung mit 2C-ESIN?
- c) Lässt sich ein Stabilitätsunterschied zwischen den beiden Modifikationen bestehend aus 3C-ESIN und 2C-ESIN mit End-Caps ermitteln?
- d) Wenn es einen Unterschied hinsichtlich der Stabilität geben sollte, ist dieser statistisch signifikant, sodass sich daraus eine Empfehlung für die operative Behandlung ergibt?

3 Material und Methodik

3.1 Verwendete Materialien

3.1.1 Kunstknochen

Für die Durchführung dieser Studie wurden Kunstknochen der Fa. Sawbones der vierten Generation mit einer Länge von 450 mm und einem Durchmesser des künstlichen Markraumes von 10 mm verwendet. Entsprechend ihrer Größe können die verwendeten Kunstknochen als repräsentatives Testobjekt für adoleszente Femurknochen um das vierzehnte Lebensjahr herum angesehen werden (1). In mehreren Studien hatten sie sich vorab als nahezu identisch zum menschlichen Knochen erwiesen und deshalb bereits Verwendung in zahlreichen Forschungsfragen gefunden (36, 73, 77, 78).

Von der Verwendung kindlicher Leichenfemora wurde sowohl aufgrund mangelnder Probenanzahl als auch schwieriger Präparation und Konservierung Abstand genommen. Ebenso lassen sich bei Leichenknochen große interindividuelle Unterschiede finden, was eine konsekutive Erhöhung der Anzahl an Testungen zur Folge hätte, um ein statistisch signifikantes Ergebnis erzielen zu können (7, 15, 16, 18, 19, 128).

Die verwendeten Kunstknochen hingegen zeigen deutlich weniger interindividuelle Unterschiede und gewährleisten so eine hohe Reproduzierbarkeit in biomechanischen Testungen, wodurch sich die Anzahl der Testzyklen reduzieren lässt (19, 36, 67, 78). Auch zeigen die Kunstknochen ein nahezu identisches Elastizitätsmodul, eine identische axiale Steifigkeit und eine Torsionssteifigkeit vergleichbar mit Leichenknochen (94, 114).

Des Weiteren weisen die Kunstknochen der Fa. Sawbones in der vierten Generation eine deutlich höhere Stabilität und Belastbarkeit von 10 Millionen verglichen mit 3,16 Millionen mögliche Belastungen gegenüber ihrer Vorgängergeneration auf (18, 19).

Unter Berücksichtigung der genannten Vorteile im Vergleich der synthetischen Knochen mit Leichenfemora fiel schließlich die Entscheidung für die Verwendung von Kunstknochen zwecks Durchführung der geplanten Testreihen.

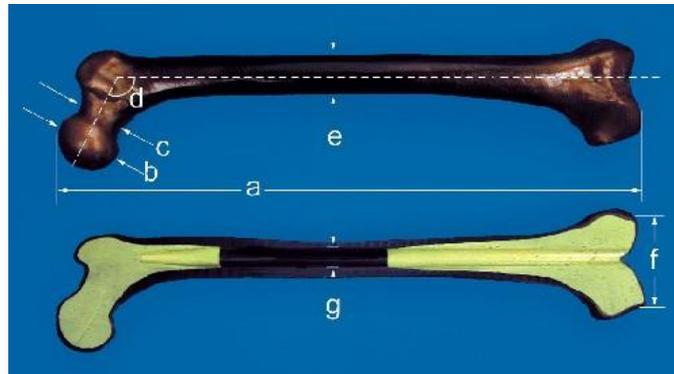


Abbildung 3 (Fa. Sawbones): Maße des Kunstknochens: a = 455 mm, b = 45 mm, c = 31 mm, d = 135°, e = 27 mm, f = 74 mm, g = 10 mm Markraum

3.1.2 Herstellung der Keilfraktur am Femur-Kunstknochen

Das Femur wurde initial mit Hilfe einer Bandsäge (Trennschleifsystem Makro 36/63) der Firma Exakt und eines Diamantschleifblattes von 0,7 mm Dicke auf der Hälfte der Femurgesamtlänge von 450 mm senkrecht durchtrennt, wodurch ein distales und ein proximales Knochenfragment erzeugt wurden.

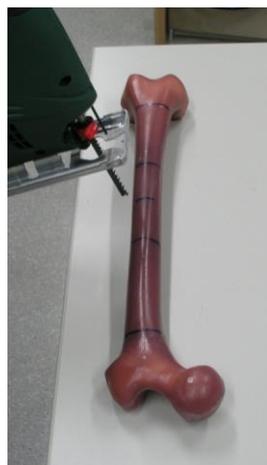


Abbildung 4: Herstellung der Keilfraktur, Durchtrennung des Femurs auf der Hälfte der Femurgesamtlänge

Die erstellte Querfraktur wurde im zweiten Schritt zu einer Keilfraktur verändert. Begonnen wurde am proximalen Ende des distalen Knochenfragments. Dazu wurde der Knochen in einer Einspannvorrichtung der Bandsäge fixiert und mit der anterioren Femurseite nach oben ausgerichtet. Um eine möglichst einheitliche und identische Fraktur bei allen Knochen zu erzeugen, wurden der Femurschaft und die Condylen nach dem Fixieren der Knochen in der Einspannvorrichtung durch Aufsetzen einer Wasserwaage auf die Condylenenden waagrecht ausgerichtet. Der Schnitt wurde in einem 45°-Winkel zum Femurschaft von lateral nach medial angesetzt, welches durch die Verwendung eines Winkelmessers, einer Schieblehre und einer Laserschnitthilfe gewährleistet wurde. In gleicher Weise wurde mit dem proximalen Femuranteil verfahren.

Die so erzeugten Keile mit einer Schenkellänge von jeweils 1,5 cm und einer Basis von 2,1 cm wurden anschließend entfernt.



Abbildung 5: Sawbones mit hergestellter Keilfraktur, Keil medial. Hier bereits mit 2-C-ESIN-Osteosynthese.

3.1.3 Elastisch stabile intramedulläre Nägel

Als elastisch stabile intramedulläre Nägel wurden Stahl-Nägel der Fa. Santech Nord mit einem Durchmesser von 3,5 mm bzw. 2,5 mm verwendet. Die Vorbiegung wurde wie in vorherigen Studien anhand einer graphischen Vorlage derart vorgenommen, dass eine Konvexität des Nagels von 40° und eine Vorbeugung der Spitze von 30° erzielt wurde, was jedoch trotz Vorlage zu geringfügigen Vorbiegungsunterschieden der elastisch stabilen intramedullären Nägel, wie sie auch im klinischen Alltag zu finden sind, führte.

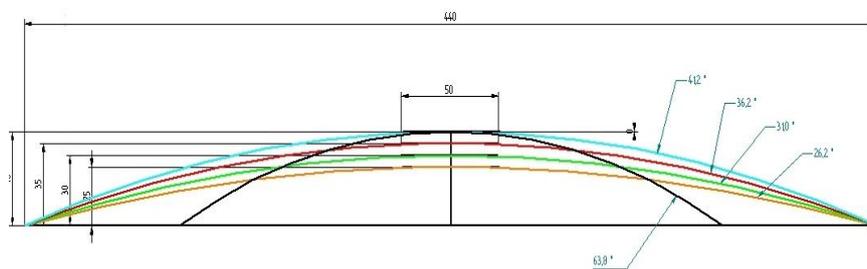


Abbildung 6: Vorlage zur Vorbiegung der Stahlnägel (51)

3.1.4 End-Caps

Als Ergänzung zur Osteosynthese mittels elastisch stabiler intramedullärer Nägel wurden in einer Konfigurations-Testreihe End-Caps der Fa. Synthes (angefertigt für einen Nageldurchmesser von 3,0 bis 4,0 mm) verwendet, welche nach Implantation der 2C-ESIN auf die gekürzten Enden der Nägel gesteckt und in der Knochenkortikalis durch das schraubenartige Gewinde verankert wurden.

Bei diesen End-Caps handelt sich um eine Weiterentwicklung der „Locking cap for medical implants“ von Alexander C. McLaren (1992) bzw. Kishore Tipirneni (2004), die gemeinsam von der Firma Synthes, Romano Matthys und Theodor Ferdinand Slongo (Veröffentlichungsnummer WO2006136037 A1) 2005 patentiert wurde (22).

3.2 Osteosynthesekonfigurationen

Entsprechend der Fragestellung wurden 3 Konfigurationen erstellt.

Konfiguration 1: 2C-ESIN-Konfiguration [„Klassische“ elastisch stabile intramedulläre Marknagelung]

Es wurde eine Schablone nach den Vorgaben der Literatur angefertigt, die eine Bohrung zum Einbringen der elastisch stabilen intramedullären Nägel 2 cm kranial der virtuellen Epiphysenfuge standardisiert ermöglichte. Somit wurden zwei Eintrittsstellen mit jeweils einem Durchmesser von 5,5 mm in einem Winkel von 45° an der Innen- bzw. Außenseite des Femurs gebohrt (23).

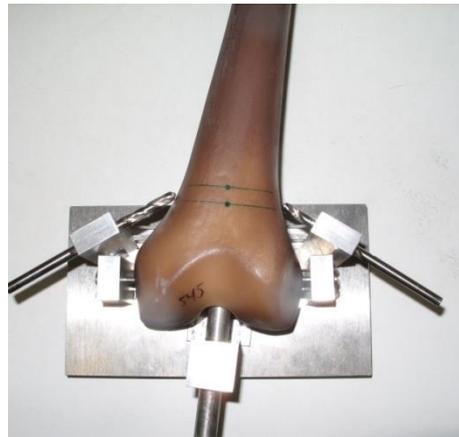
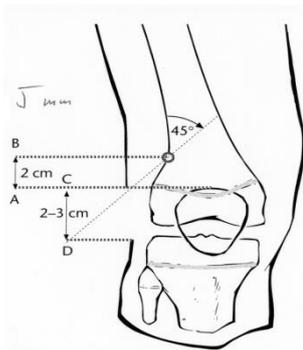


Abbildung 7a+b: Vorgabe der Bohrung (23) und entsprechend angefertigte Bohrschablone

Anschließend wurden zwei Stahl-Nägel mit dem Durchmesser von 3,5 mm durch die erzeugten Bohrlöcher in 2C-Konfiguration in den Markraum eingebracht. Die vorgebogenen Spitzen der ESIN wurden dann so weit vorgeschoben, dass sie auf Höhe des Trochanter major (entspricht dem Ende des Markraums eines Sawbones) zu liegen kamen, ohne dabei jedoch eine Distraction des Frakturbereichs zu erzeugen. Dies wurde abschließend ebenso wie die gewünschte Kreuzung der 2C-ESIN proximal bzw. distal des Frakturbereiches durch Röntgenkontrollen überprüft.

Konfiguration 2: 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps

Neben dem unter Konfiguration 1 beschriebenem Vorgehen wurde nach Implantation der zwei Nägel zwei End-Caps der Fa. Synthes (angefertigt für einen Nageldurchmesser von 3,0 bis 4,0 mm) auf die gekürzten Nagelenden gesetzt und mittels ihres Gewindes (s. Abb. 8a+b) in der Knochenkortikalis verankert.



Abbildung 8a+b: End-Cap der Fa. Synthes



Abbildung 9: Röntgenaufnahme einer Keilfraktur am Knochenmodell nach Implantation einer 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps im a-p-Strahlengang (Pfeile = End-Caps)

Konfiguration 3: 3C-ESIN-Konfiguration

Zusätzlich zu dem unter Konfiguration 1 beschriebenem Vorgehen wurde in dieser Konfigurationsreihe ein dritter Stahlnagel mit einem Durchmesser von 2,5 mm über ein drittes Bohrloch von lateral und proximal des für die 2C-ESIN-Konfiguration verwendeten Bohrloches in den Markraum eingebracht und wie die bereits implantierten elastisch stabilen intramedullären Nägel bis auf Höhe des Trochanter major vorgeschoben.



Abbildung 10: 3C-ESIN-Osteosynthese, Pfeile: Implantationsstellen der drei Nägel

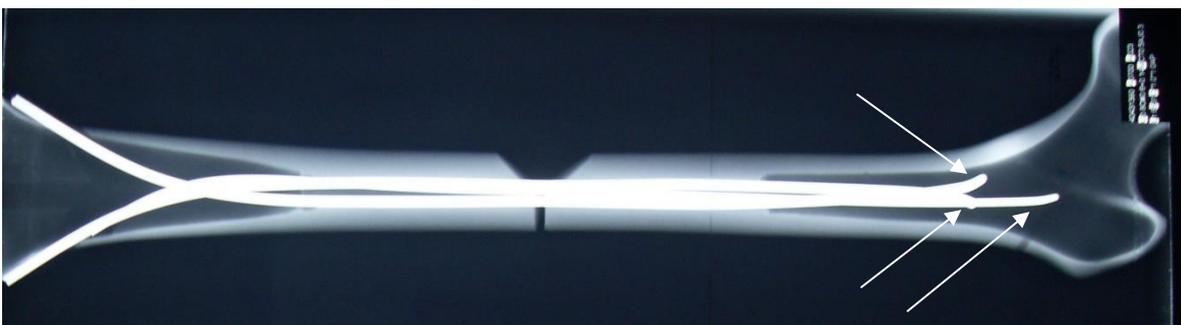


Abbildung 11: Röntgenaufnahme einer Keilfraktur am Knochenmodell nach Implantation einer 3C-ESIN-Osteosynthese im a-p-Strahlengang (Pfeile = Nagelkufen)

3.3 Messaufbauten und Messungen

Es wurden folgende Testreihen durchgeführt:

- Axiale Kompression in 0°-Position,
- 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior, von posterior nach anterior, von lateral nach medial sowie von medial nach lateral,
- Torsionsbelastung in Außen- und Innenrotation und
- Kompression in [physiologischer] 9°-Position.

Es wurde stets in der gleichen Reihenfolge bezogen auf Knochennummern und Versuchstypen gemessen und jeweils vier Messungen pro Knochen einer Testreihe ermittelt. Hierbei diente die erste Messung als Vorabmessung im Sinne einer „Präkonditionierung“ (36, 45, 67).

Zusätzlich wurden Abbruchkriterien für die einzelnen Testreihen definiert, um eine Destruktion des Kunstknochens und eine damit einhergehende Beeinflussung der nachfolgenden Testreihen zu vermeiden. Für die axiale Kompression sowie die 9°-Kompression wurden dementsprechend eine maximale axiale Belastung von 150 N oder eine Verschiebung von 2 mm als Abbruchkriterien definiert. Für die 4-Punkt-Biegung wurde als Abbruchkriterium eine Biegebelastung von 110 N oder eine Durchbiegung von 5 mm festgelegt, für die Torsionsbelastung waren die Abbruchkriterien eine Torsion von 10° oder ein Drehmoment von 10 Nm.

Zur Vorplanung der Versuchsaufbauten wurde das 3D-CAD-Programm „Solid Edge“ in der 19. Version der Fa. UGS verwendet. Die weitere Planung der Messaufbauten entstand im Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie. Anschließend wurden die benötigten Teile für die Messaufbauten in der wissenschaftlichen Werkstatt der Universität zu Lübeck angefertigt. Die Messaufbauten hatten sich vor Beginn dieser Testreihen in ähnlich angelegten Forschungsfragen als valide erwiesen (51, 52, 53, 54, 95).

Bei der Bestimmung der Maschinenverformung zeigte sich eine Verformung von 0,02 mm bei 100 N. Sie wurde als gering gewertet und konnte somit bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen werden.

3.3.1 Axiale Kompression und 9°-Kompression

Im Rahmen der axialen bzw. 9°-Kompression wurden verwendet:

- Materialprüfmaschine 1456 [Fa. Zwick],
- Kraftsensor bis 2000 N [Fa. Hottinger Baldwin],
- Software DIADEM 6.0 zur Datenerfassung [Fa. National Instruments],
- zwei (axiale Kompression) bzw. vier Wegtaster (9°-Kompression) MS30-1-LD-2 mit 2 µm Auflösung [Fa. Megatron] und
- Adapter aus Technovit 4006 [kalt polymerisierender Kunststoff, Fa. Kulzer].

Zwecks Messung der Verschiebung unter axialer Kompression wurde der Knochen mittels Wasserwaage senkrecht ausgerichtet und das Modell am proximalen und distalen Ende des Kunstknöchens mittels Adaptern fixiert. Die verwendeten Adapter sollten das Ausweichen der Knochenenden bei Krafteinleitung verhindern.

1,0 cm ober- bzw. unterhalb der Fraktur wurde nun jeweils eine Schelle angebracht. Der Taster an der anterioren Knochenseite tangierte die Unterkante der oberen Schelle, der Taster an der posterioren Knochenseite tangierte die Unterkante der unteren Schelle, wodurch nun die anteriore bzw. posteriore Verschiebung bestimmt werden konnte (Abb. 12). Die Verschiebung der beiden Fragmente wurde durch die Subtraktion des distalen vom proximalen Tasterbetrag bestimmt. Die Verschiebung (Kompression oder Distraktion) wurde in mm angegeben. Ein niedriger Wert der Verschiebung wurde mit einer höheren Steifigkeit gleichgesetzt.

Als Abbruchkriterium wurde eine maximale axiale Belastung von 150 N oder eine Verschiebung der Fragmente von 2 mm definiert, um eine Destruktion der Femora zu vermeiden. Die Prüfgeschwindigkeit wurde bei 0,05 mm/s festgesetzt. Die angewendete Vorkraft von 25 N diente dem Zweck, die normalerweise auf den

Oberschenkelknochen wirkende Spannung des umliegenden Gewebes zu imitieren (36, 67, 77).

Für die 9°-Kompression wurden zwei zusätzliche Wegtaster verwendet, welche zum einen die Verschiebung in Form einer Varisierung bzw. Valgisierung am Trochanter major und zum anderen die Verschiebung in Form einer Ante- bzw. Rekurvation an der Crista intertrochanterica messen sollten (Abb. 13a-c).



Abbildung 12: Messaufbau zur axialen Kompression, Pfeil: Tasterposition an der unteren Schelle; Taster der oberen Schelle auf der bildabgewandten Knochenseite



Abbildung 13a: Messaufbau zur 9°- Kompression, Pfeile: Tasterposition an den Schellenunterkanten sowie der Crista intertrochanterica

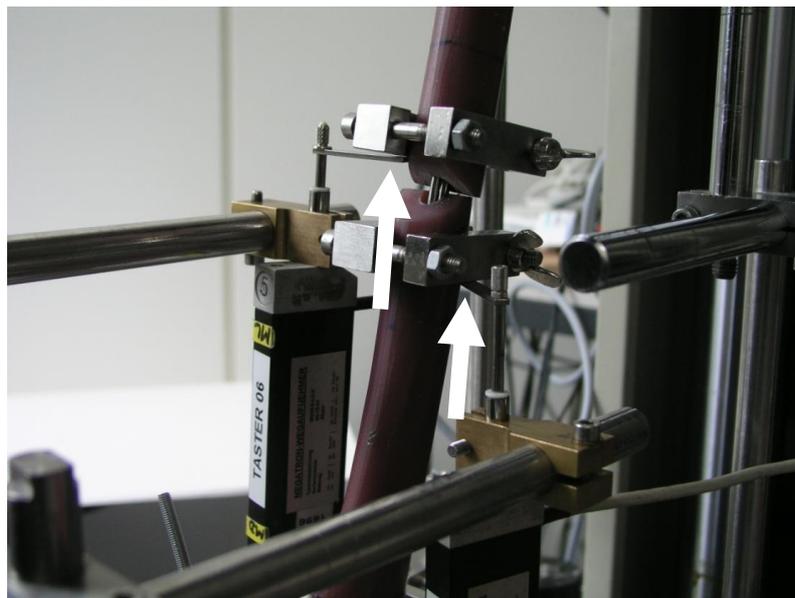
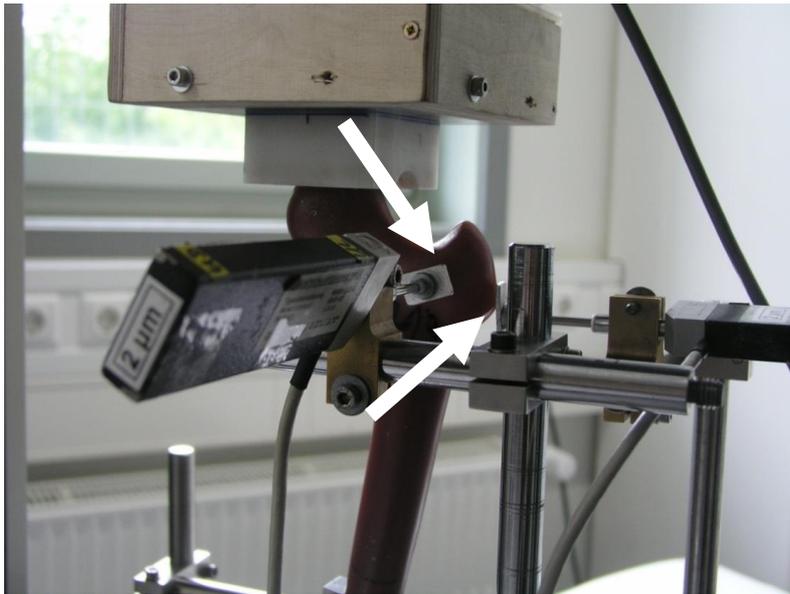


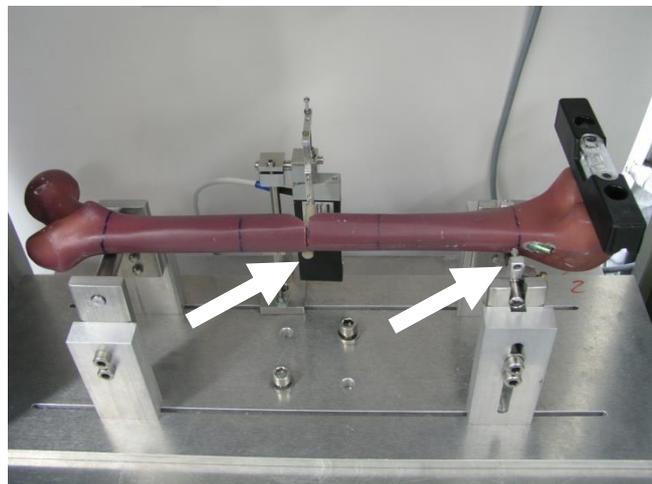
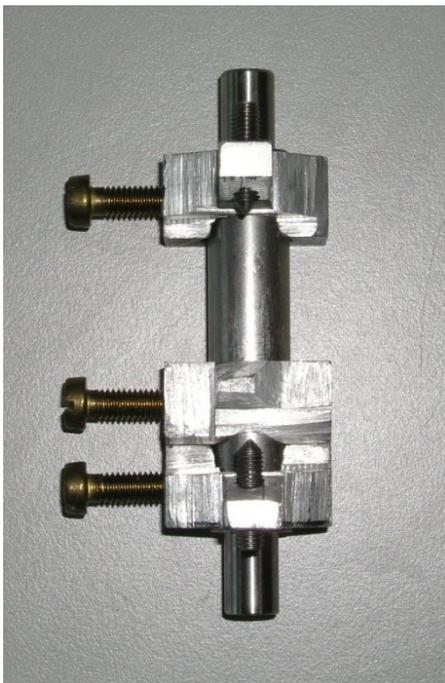
Abbildung 13b-c: Messaufbau zur 9°- Kompression, Pfeile: Tasterposition an den Schellenunterkanten sowie der Crista intertrochanterica und dem Trochanter major

3.3.2 4 - Punkt - Biegung

Bei der 4-Punkt-Biegung wurden verwendet:

- Materialprüfmaschine 1456 [Fa. Zwick],
- Wegtaster MS30-1-LD-2 mit 1 μm Auflösung [Fa. Megatron],
- Kraftsensor bis 2000 N [Fa. Hottinger Baldwin] und
- Software DIADEM 6.0 zur Datenerfassung [Fa. National Instruments].

Zur waagerechten Ausrichtung des Femurknochens im Messaufbau wurde eine Wasserwaage verwendet. Bei der 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior und von posterior nach anterior wurden die beiden Condylen waagerecht, bei der Belastung von lateral nach medial und von medial nach lateral senkrecht zueinander ausgerichtet. Die Beibehaltung der waagerechten Ausrichtung wurde durch eine Zusatzkonstruktion gewährleistet (Abb. 14a).



Abbildungen 14a-b: Zusatzkonstruktion [Bild 14a und Pfeil proximal der Femurcondylen] zur Beibehaltung der waagerechten Condylenausrichtung unter Biegebelastung [Bild 14b], der Pfeil im Bereich des Femurschaftes markiert die Tasterposition [Bild 14b]

Bei der 4-Punkt-Biegung wurden die gemessene Kraft und die Verschiebung der drei Testungen unter der Belastung von anterior nach posterior (Rekursionsbelastung), von posterior nach anterior (Antekurationsbelastung), von lateral nach medial (Valgusbelastung) und von medial nach lateral (Varusbelastung) aufgezeichnet und daraus das Biegemoment in Nm berechnet. Ein höheres Biegemoment bedeutet somit eine höhere Steifigkeit.

Auch hier betrug die Prüfgeschwindigkeit 0,05 mm/s. Als Abbruchkriterien wurden eine Biegebelastung von 110 N oder eine Durchbiegung von 5 mm definiert. Es wurde eine Vorkraft von 2 N angewandt.

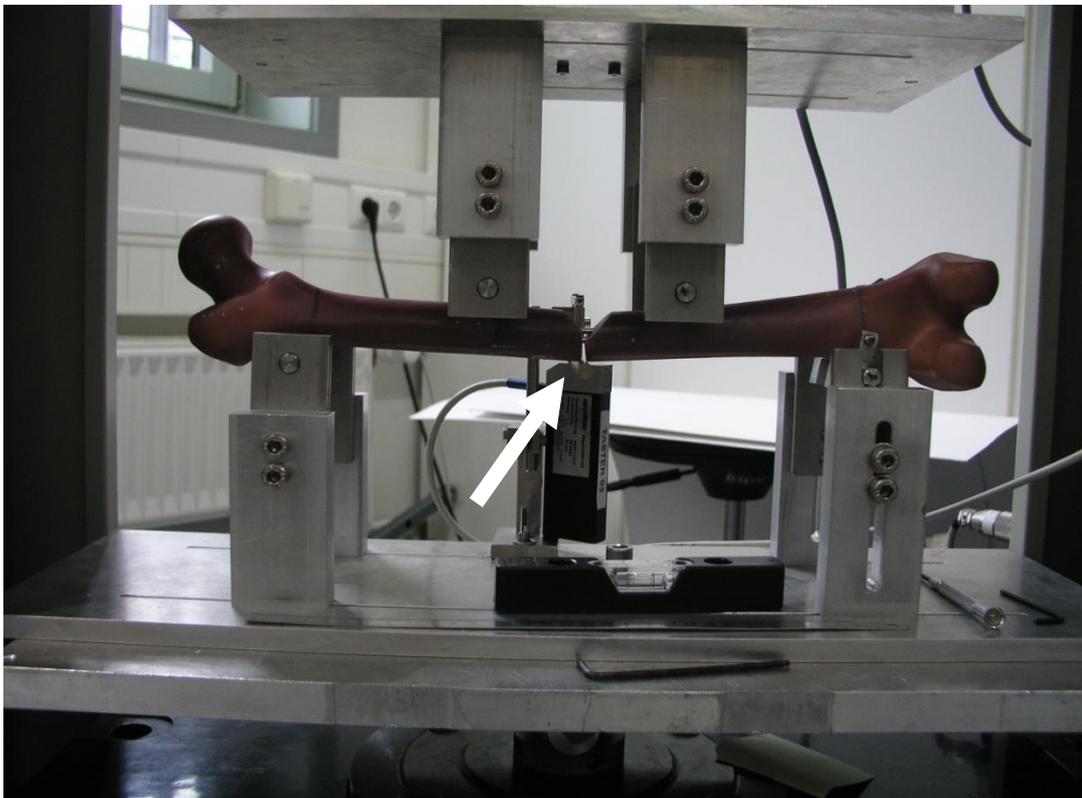


Abbildung 15a: Messaufbau zur 4-Punkt-Biegung [hier von medial nach lateral],
Pfeil: Tasterposition

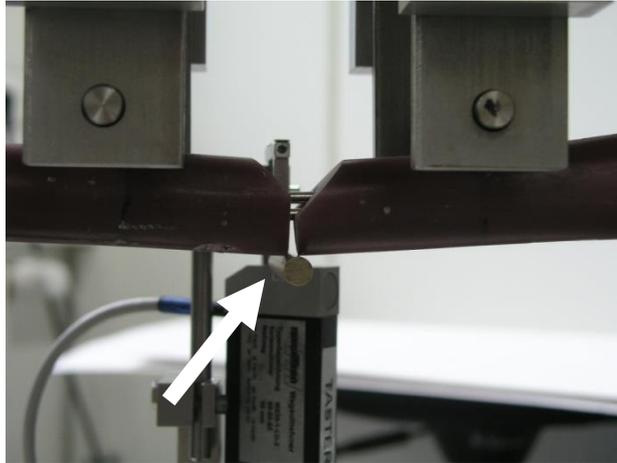


Abbildung 15b: Messaufbau zur 4-Punkt-Biegung (hier von medial nach lateral),
Pfeil: Tasterposition

3.3.3 Torsionsbelastung

Für die Torsionsbelastung in Innen- und Außenrotation wurden verwendet:

- Materialprüfmaschine 1456 [Fa. Zwick],
- Kraftsensor bis 2000 N [Fa. Hottinger Baldwin],
- Software DIADEM 6.0 zur Datenerfassung [Fa. National Instruments],
- zwei Impulsgeber zur Winkelmessung MOB 1200 [Firma Megatron],
- ein Drehmomentsensor 39261 [Fa. Burster] mit einem Messbereich bis maximal 10 Nm und
- Adapter aus Technovit 4006 [Fa. Kulzer].

Das Femur wurde dabei so in den Messaufbau eingespannt, dass der Frakturbereich sich in der waagerechten Ebene und innerhalb der Rotationsachse des Versuchsaufbaus befand. Der distale Femuranteil wurde in einem Technovit-Adapter fixiert. Ein Rahmen um den proximalen Femuranteil herum sollte eine nicht erwünschte Eigenrotation verhindern und den Femurkopf im Sinne einer Hüftpfanne während der Rotationsbelastung stabilisieren. Durch das anschließende Verdrehen des distalen gegenüber dem proximalen Femuranteil um 10° wurde zunächst die Innenrotation, dann die Außenrotation durchgeführt und die hierbei gemessene Kraft und Verschiebung für die Berechnung des Drehmoments verwendet.

Auch hier bedeutet ein höheres Drehmoment eine höhere Stabilität. Hierbei kamen zwei Impulsgeber zur Winkelmessung an beiden Seiten des Frakturspalts zur Anwendung, die die Verdrehung der Frakturfragmente zueinander festhielten. Die Prüfgeschwindigkeit betrug wiederum 0,05 mm/s. Das Abbruchkriterium wurde bei 10° bzw. 10 Nm festgelegt.

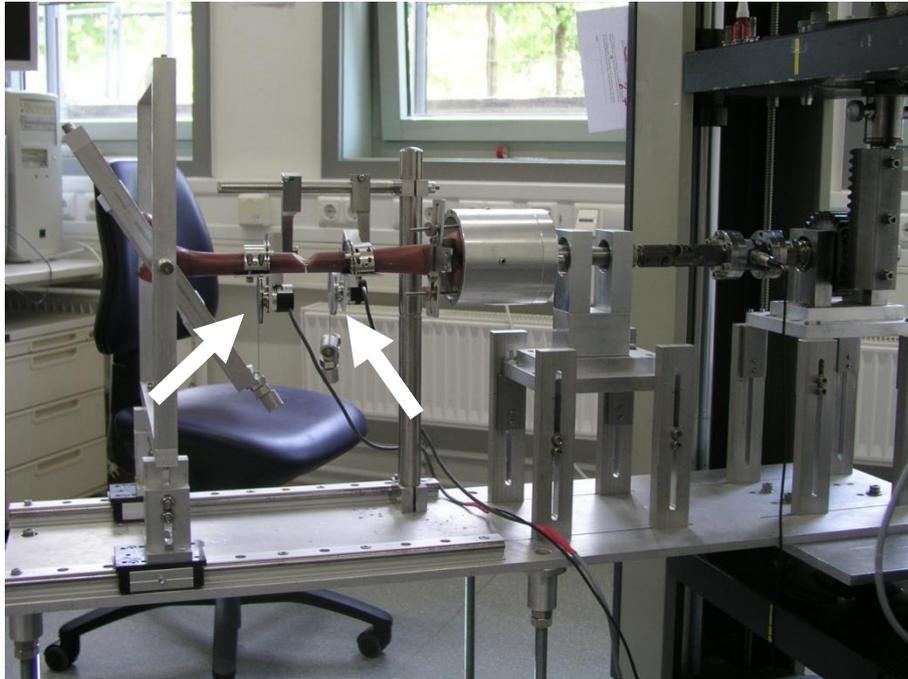


Abbildung 16: Messaufbau zur Torsionsbelastung, Pfeile: Impulsgeber zur Winkelmessung

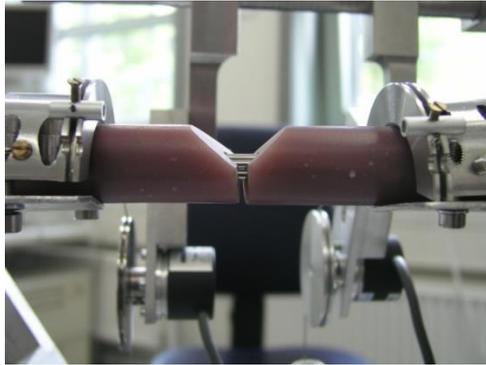


Abbildung 17a: Messaufbau zur Torsionsbelastung, Frakturbereich vor Torsionsbelastung

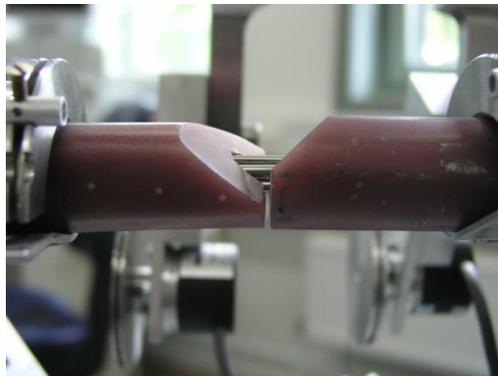


Abbildung 17b: Messaufbau zur Torsionsbelastung, Frakturbereich unter Außenrotationsbelastung, hier deutliche Verschiebung der Frakturfragmente gegeneinander sichtbar



Abbildung 17c: Messaufbau zur Torsionsbelastung, Aufklappen des Frakturbereiches unter Außenrotationsbelastung

3.4 Berechnungen und Statistik

Nach der Literaturrecherche bisheriger biomechanischer Studien an Kunstknochen, in denen zwischen drei und maximal zehn Testknochen verwendet wurden (7, 36, 57, 67, 78) fiel die Entscheidung nach statistischer Beratung und entsprechender Fallzahlberechnung auf die Verwendung von fünf Testknochen pro Konfiguration. Für Konfiguration 1 war die Standardversorgung mit 2C-ESIN vorgesehen. Die Standardversorgung sollte nun durch mehrere Testreihen mit der Konfiguration 2, bestehend aus einer 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps, und Konfiguration 3, bestehend aus einer 3C-ESIN-Osteosynthese, bezüglich ihrer Stabilität bei der osteosynthetischen Versorgung einer kindlichen Femurkeilfraktur verglichen werden.

Nach der Herstellung der Keilfraktur und der Durchführung der Osteosynthesen wurden die Kunstknochen innerhalb ihrer Konfigurationsgruppe randomisiert. Anschließend durchlief jede Konfigurationsgruppe in standardisierter Reihenfolge die folgenden vier Testverfahren: axiale Kompression, 4-Punkt-Biegung, Rotationsbelastung in Innen- und Außenrotation und 9°-Kompression. Für jeden Testknochen wurden dabei vier Messungen erhoben, wobei die jeweils erste Messung eines Testknochens im Sinne einer „Präkonditionierung“ verworfen wurde. Der Testknochen wurde nach jeder Messung erneut ausgerichtet, um anschließend aus der ursprünglichen Startposition eine neue Messung durchzuführen. So wurden pro Konfiguration und Testverfahren jeweils fünf Messungen erfasst. Die Messungen wurden dann mit SPSS 17.0 aufgezeichnet und statistisch ausgewertet. Die gemessenen Daten wurden mittels Diadem 10.0 verarbeitet.

Für die axiale und die 9°-Kompression wurden die Kurven anhand der ermittelten Kraft und der Verschiebung der Fraktarenden zueinander bestimmt. Das Kraftsignal wurde wegen einer bei der analogen Erfassung auftretenden Verrauschung durch eine einseitige Glättungsbreite von 12 Punkten, d.h. 12 benachbarte Punkte wurden gemittelt bzw. linearisiert, geglättet. Das Ablesen der Verschiebung erfolgte bei der axialen Kompression dann bei einer aufgewandten Kraft von 150 N, bei der 9°-Kompression bei 100 N.

Die Kurven für die 4-Punkt-Biegung entstanden anhand der aufgewandten Kraft sowie der Durchbiegung und Rückverformbarkeit. Aus den entstandenen Kurven wurde dann das Biegemoment bei einer Verschiebung von 2 mm ermittelt.

Die Kurven der Außen- bzw. Innenrotationsversuche wurden hinsichtlich der aufgewandten Kraft in Beziehung zur erzielten Winkeldifferenz gesetzt und anschließend das Drehmoment abgelesen.

Zusätzlich wurde bei der 4-Punkt-Biegung und den Rotationsversuchen eine Regressionsanalyse durchgeführt.

Für die aus den Kurven gewonnenen Daten wurde ein Test auf Normalverteilung durchgeführt. Hier kam der Chi-Quadrat-Test zur Anwendung, da es sich bei den erhobenen Daten um eine nicht-kontinuierliche Verteilung handelte und weniger als 100 Messungen durchgeführt wurden. In den Fällen, in denen sich mit dem Chi-Quadrat-Test kein Ergebnis erzielen ließ, wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewandt. Wurde ein p-Wert $> 0,05$ ermittelt, wurde eine Normalverteilung angenommen. War das p hingegen $< 0,05$, war eine solche ausgeschlossen.

Anhand der ermittelten p-Werte wurde nun entweder der Mann-Whitney-Test oder der F-Test bzw. T-Test für unverbundene Stichproben durchgeführt. Die so generierten p-Werte sind in den Tabellen 1 – 4 aufgeführt. Für $p < 0,05$ lag hier eine statistisch signifikant stabilere Konfiguration vor, Differenzen mit p-Werten $> 0,05$ wurden als statistisch nicht signifikant betrachtet.

Durch den Verzicht auf Globaltests zum Vergleich der drei Konfigurationsgruppen entsteht durch multiples Testen in der gleichen Stichprobe die Gefahr der α -Fehler-Kumulierung. Um der Kumulierungsgefahr entgegenzuwirken, wurde die Holm-Bonferroni-Korrektur durchgeführt (siehe hierzu Tabellen 12-14).

Zusätzlich wurde pro Testverfahren ein Box and Whisker Plot erstellt, um mögliche Differenzen zwischen den drei Konfigurationen graphisch zu verdeutlichen.

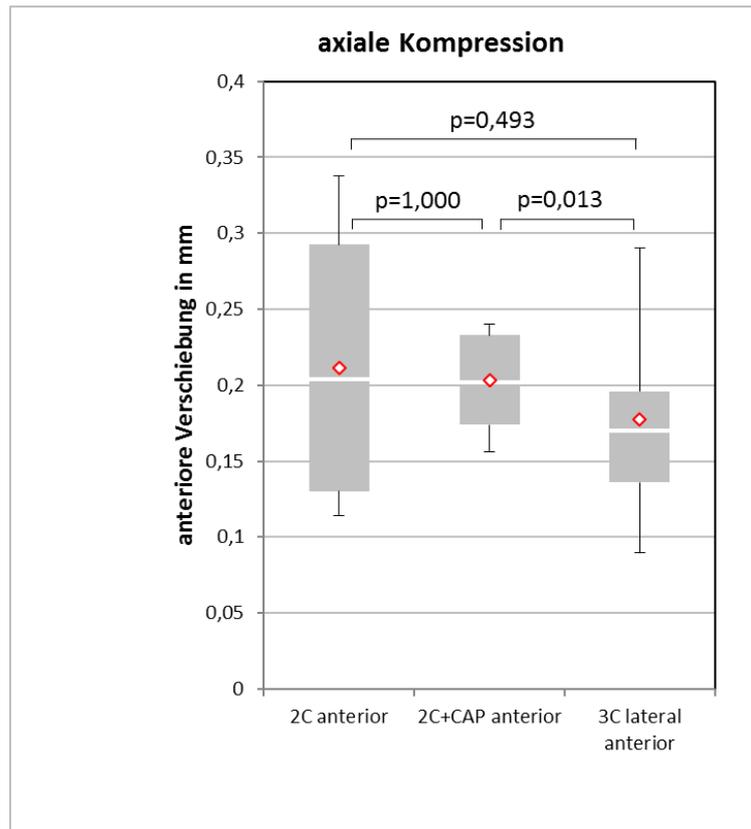
Des Weiteren wurden in den Fällen, in denen der Mittelwert im Box and Whisker Plot über dem 95 % - Signifikanzniveau lag und ein deutlicher Ausreißerwert ausgemacht werden konnte, eine Ausreißerbestimmung durchgeführt. Hierbei wurde davon ausgegangen, dass Ausreißerwerte Werte sind, die so weit vom Mittelwert entfernt liegen, dass man vermuten darf, dass der Fall für die gemessene Grundgesamtheit nicht repräsentativ ist (WinStat Benutzerhandbuch).

4 Ergebnisse

4.1 Konfigurations-Messreihen: axiale Kompression

Im Rahmen der Messungen wurden sowohl positive Messwerte als Ausdruck der stattgefundenen Kompression als auch negative Werte, welche eine stattgehabte Distraktion widerspiegeln, gemessen. Im Zuge der Auswertung wurden jedoch alle Messwerte als positiv betrachtet, da sowohl eine Distraktion als auch eine Kompression im Sinne einer Sinterung bzw. Achsenverschiebung der Fraktur nicht erwünscht sind und somit eine Instabilität darstellen.

Im Rahmen der statistischen Analyse zeigte sich zwischen der 2C-ESIN-Konfiguration, der 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps und der 3C-ESIN-Konfiguration bezüglich der anterioren Verschiebung im Rahmen der axialen Kompression keine statistisch signifikante Differenz. Lediglich mit der 3C-ESIN-Konfiguration ließ sich gegenüber der 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps unter axialer Kompression, bezogen auf die anteriore Verschiebung, eine statistisch höhere Stabilität erzielen. Bei der Betrachtung der Messwerte der anterioren Verschiebung der 2-C-ESIN-Konfiguration wurden Ausreißerwerte eliminiert. Der mittlere Wert der anterioren Verschiebung, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 1 wiedergegeben.

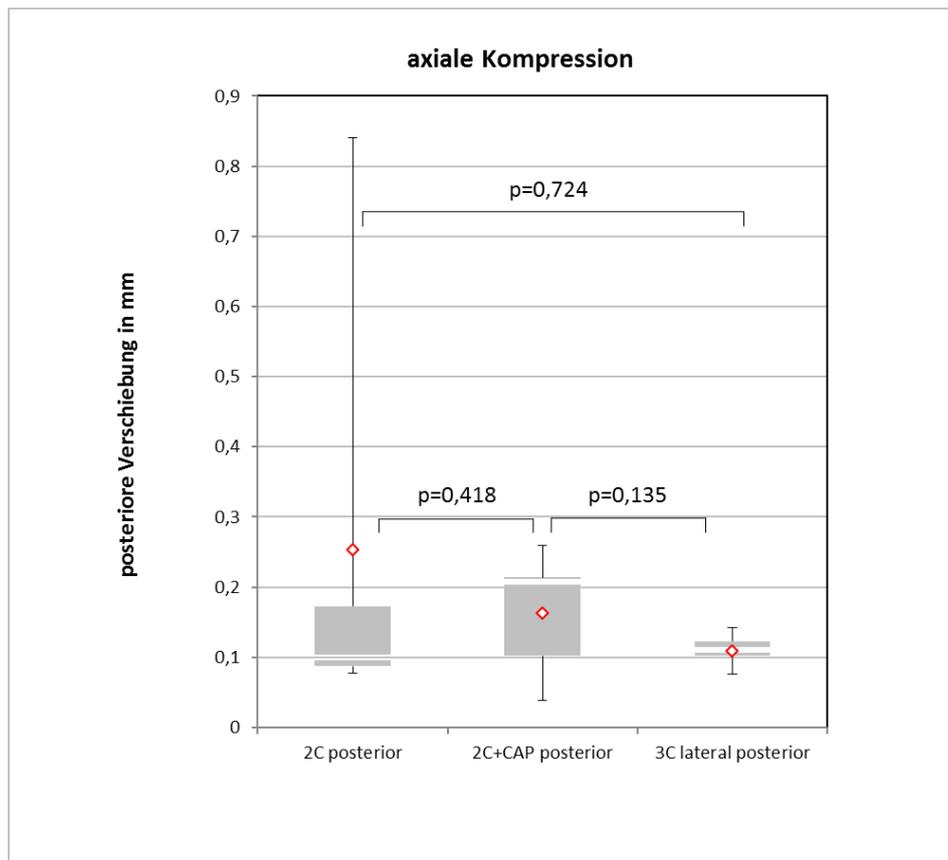


	Ax 2C anterior	Ax 2C+CAP anterior	Ax 3C lateral anterior
n	12	15	15
Min	0,114	0,156	0,090
25th	0,130	0,174	0,136
Median	0,204	0,202	0,170
75th	0,293	0,233	0,196
Max	0,338	0,240	0,290
\bar{x}	0,212	0,203	0,178
SD	0,092	0,031	0,063

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, Ax = axiale Kompression, anterior = anteriore Verschiebung, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: mittlerer Wert der anterioren Verschiebung, weiße Linie im Boxplot = Median, kleinere Verschiebung = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 1: Vergleich der ESIN-Konfigurationen unter axialer Belastung: anteriore Verschiebung

Im Rahmen der Betrachtung der posterioren Verschiebung zeigten die drei Konfigurationen keinen statistisch signifikanten Stabilitätsunterschied. Der mittlere Wert der posterioren Verschiebung, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 2 dargestellt.



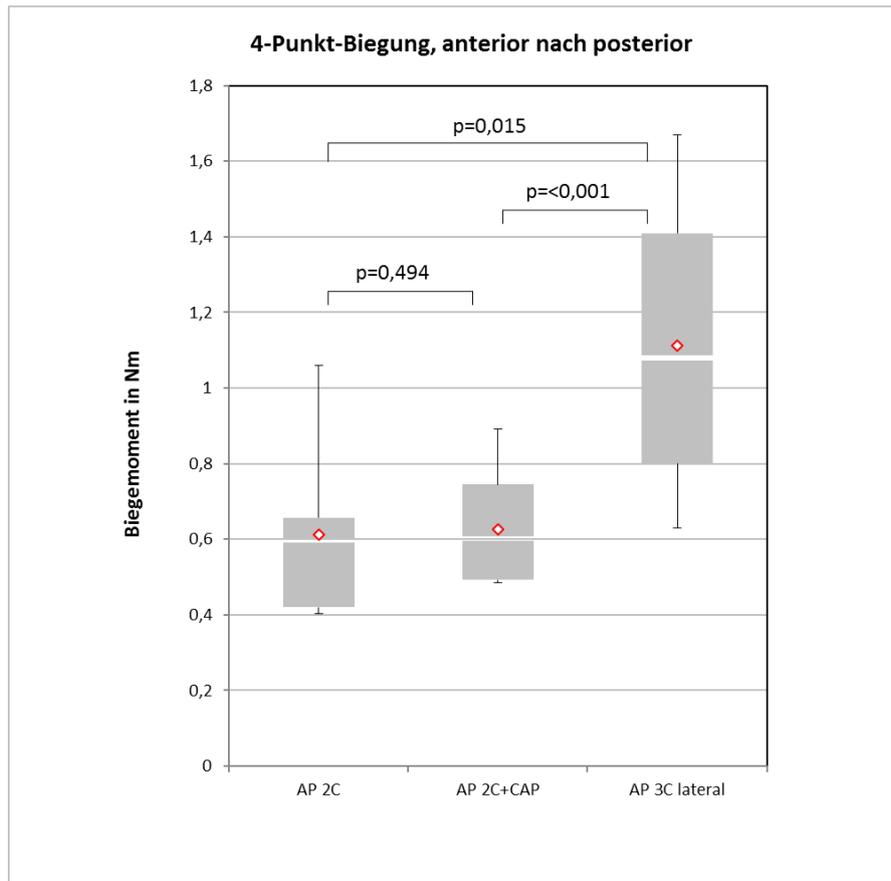
	Ax 2C posterior	Ax 2C+CAP posterior	Ax 3C lateral posterior
n	15	15	15
Min	0,078	0,038	0,076
25th	0,088	0,102	0,102
Median	0,100	0,208	0,110
75th	0,173	0,214	0,123
Max	0,840	0,260	0,142
\bar{x}	0,254	0,164	0,110
SD	0,298	0,080	0,020

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, Ax = axiale Kompression, posterior = posteriore Verschiebung, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: mittlerer Wert der posterioren Verschiebung, weiße Linie im Boxplot = Median, kleinere Verschiebung = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 2: Vergleich der ESIN-Konfigurationen unter axialer Belastung: posteriore Verschiebung

4.2 Konfigurations-Messreihen: 4 - Punkt - Biegung

In der statistischen Analyse der 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior zeigte sich, dass die 2C-ESIN-Konfiguration und die 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps als statistisch gleich anzusehen waren, während sich die 3C-ESIN-Konfiguration als stabiler gegenüber der klassischen Versorgung mit 2C-ESIN und der Modifikation der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps erwies. Bei der Betrachtung der Messwerte der 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior der 2-C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps wurden Ausreißerwerte eliminiert. Der Mittelwert für das Biegemoment, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 3 angegeben.

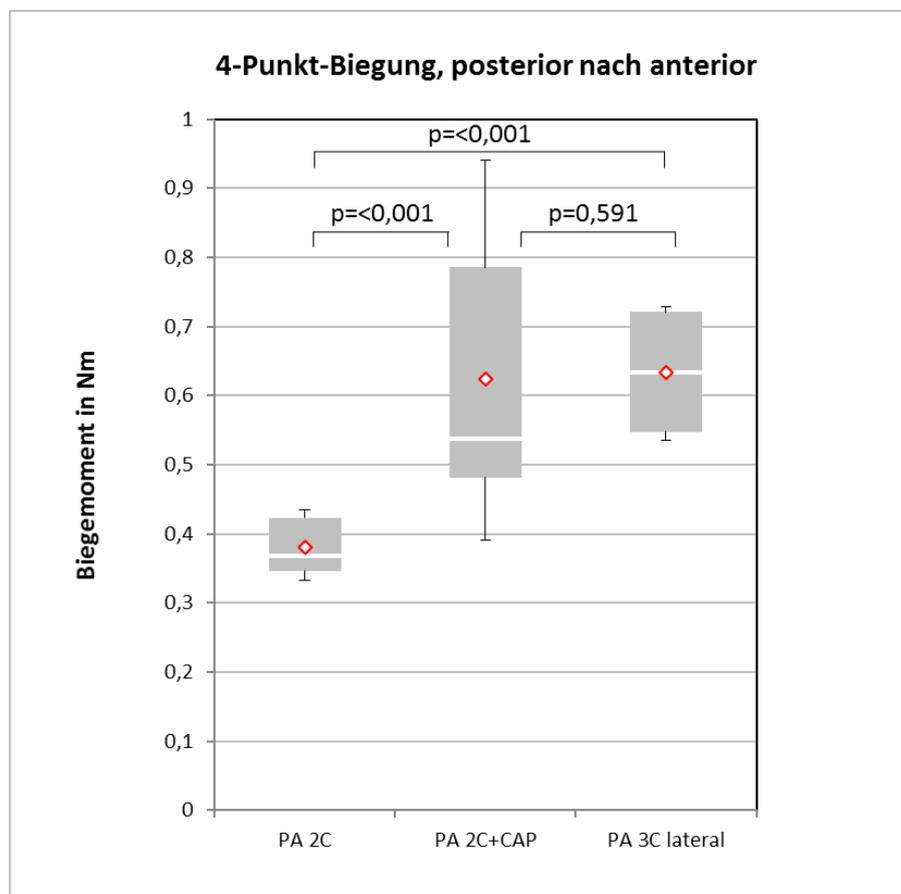


	AP 2C	AP 2C+CAP	AP 3C lateral
n	15	12	15
Min	0,402	0,486	0,630
25th	0,421	0,492	0,800
Median	0,597	0,602	1,080
75th	0,657	0,745	1,410
Max	1,060	0,891	1,670
\bar{x}	0,611	0,627	1,111
SD	0,196	0,147	0,390

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, AP = anterior-posteriore Biegung, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: Mittelwert für das Biegemoment, weiße Linie im Boxplot = Median, größeres Biegemoment = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 3: ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior

Anhand der statistischen Analyse der 4-Punkt-Biegung von posterior nach anterior sind die 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps und die 3C-ESIN-Konfiguration als signifikant stabiler anzusehen als die 2C-ESIN-Konfiguration. Der Vergleich zwischen der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps und der 3C-ESIN-Osteosynthese zeigte keinen statistisch signifikanten Stabilitätsunterschied. Bei der Betrachtung der Messwerte der 4-Punkt-Biegung von posterior nach anterior wurden für die 2-C- bzw. 3-C-ESIN-Konfiguration Ausreißerwerte eliminiert. Der Mittelwert für das Biegemoment, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 4 wiedergegeben.

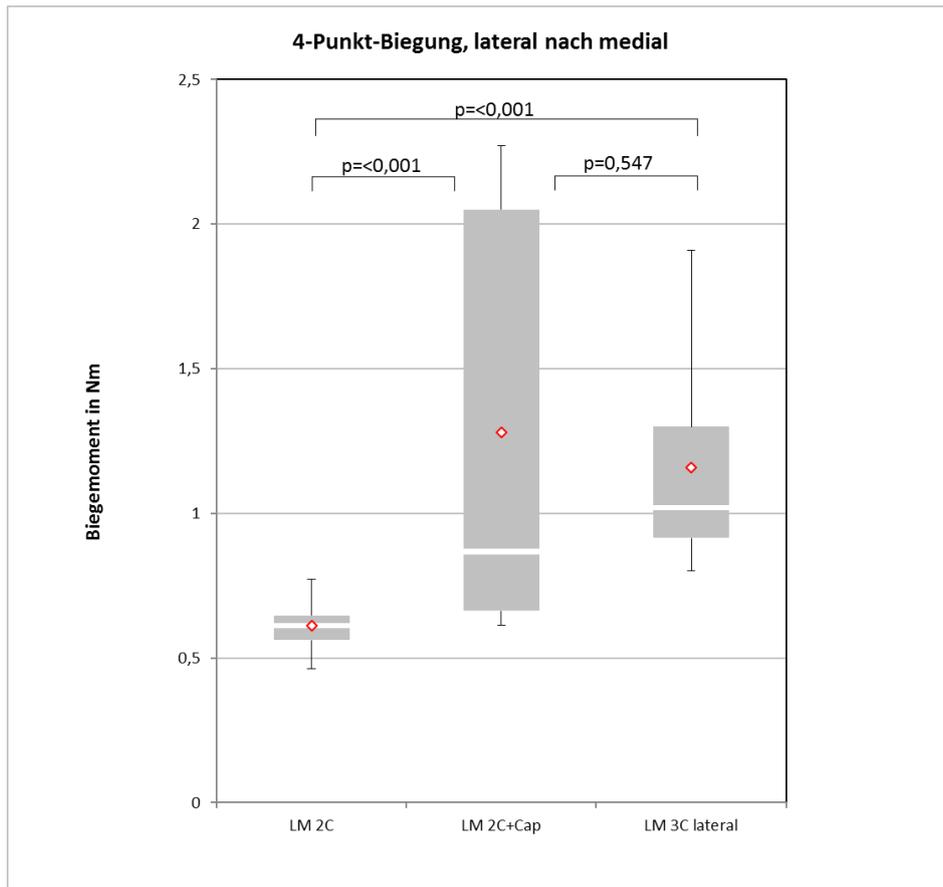


	PA 2C	PA 2C+CAP	PA 3C lateral
n	12	15	12
Min	0,332	0,390	0,535
25th	0,347	0,482	0,547
Median	0,368	0,538	0,634
75th	0,423	0,786	0,721
Max	0,434	0,941	0,729
\bar{x}	0,381	0,625	0,633
SD	0,042	0,207	0,091

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, PA = posteriore-anteriore Biegung, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: Mittelwert für das Biegemoment, weiße Linie im Boxplot = Median, größeres Biegemoment = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 4: ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von posterior nach anterior

Im Rahmen der Betrachtung der 4-Punkt-Biegung von lateral nach medial waren die 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps und die 3C-ESIN-Konfiguration signifikant stabiler als die 2C-ESIN-Konfiguration. Der Vergleich der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps mit der 3C-ESIN-Osteosynthese zeigte keinen statistisch signifikanten Stabilitätsunterschied. Der Mittelwert für das Biegemoment, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 5 dargestellt.

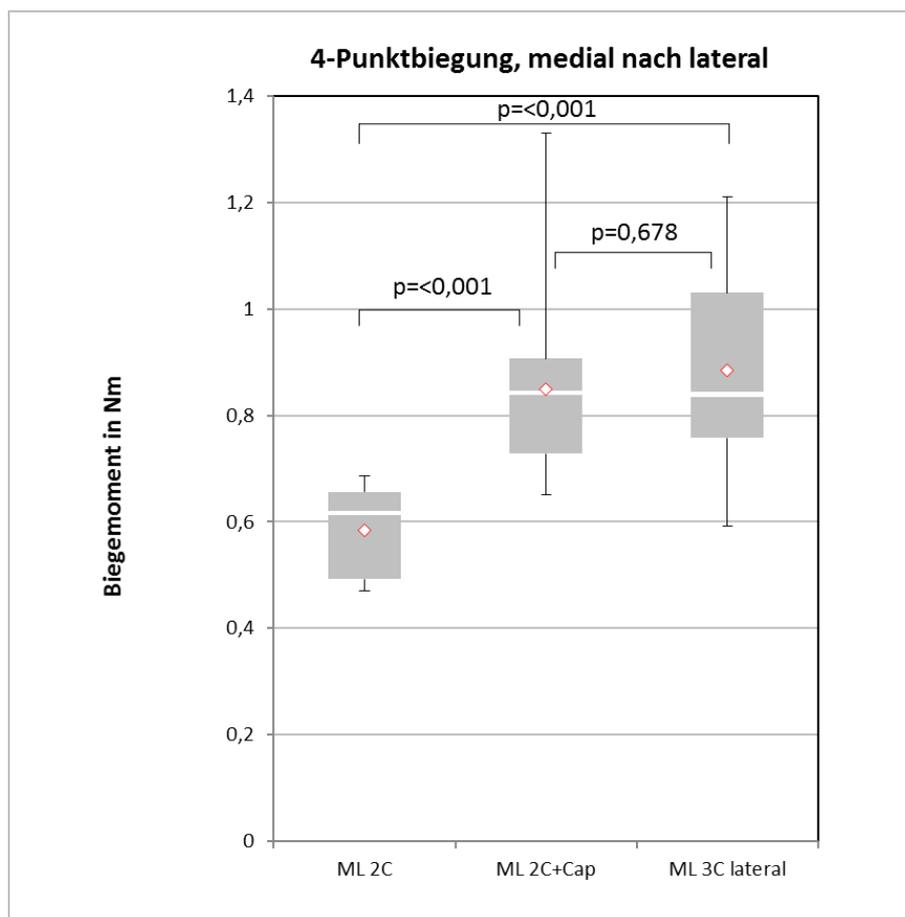


	LM 2C	LM 2C+Cap	LM 3C lateral
n	15	15	15
Min	0,464	0,613	0,801
25th	0,563	0,663	0,915
Median	0,611	0,868	1,020
75th	0,648	2,050	1,300
Max	0,773	2,270	1,910
\bar{x}	0,613	1,279	1,159
SD	0,097	0,720	0,351

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, LM = lateral-mediale Biegung, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: Mittelwert für das Biegemoment, weiße Linie im Boxplot = Median, größeres Biegemoment = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 5: ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von lateral nach medial

Bei der 4-Punkt-Biegung von medial nach lateral waren die 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps und die 3C-ESIN-Konfiguration statistisch signifikant stabiler als die 2C-ESIN-Konfiguration. Der Vergleich der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps mit der 3C-ESIN-Osteosynthese ließ wiederum keinen statistisch signifikanten Stabilitätsunterschied erkennen. Der Mittelwert für das Biegemoment, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 6 angegeben.



	ML 2C	ML 2C+Cap	ML 3C lateral
n	15	15	15
Min	0,470	0,651	0,592
25th	0,492	0,728	0,757
Median	0,616	0,842	0,839
75th	0,657	0,907	1,030
Max	0,687	1,330	1,210
\bar{x}	0,585	0,849	0,884
SD	0,088	0,168	0,210

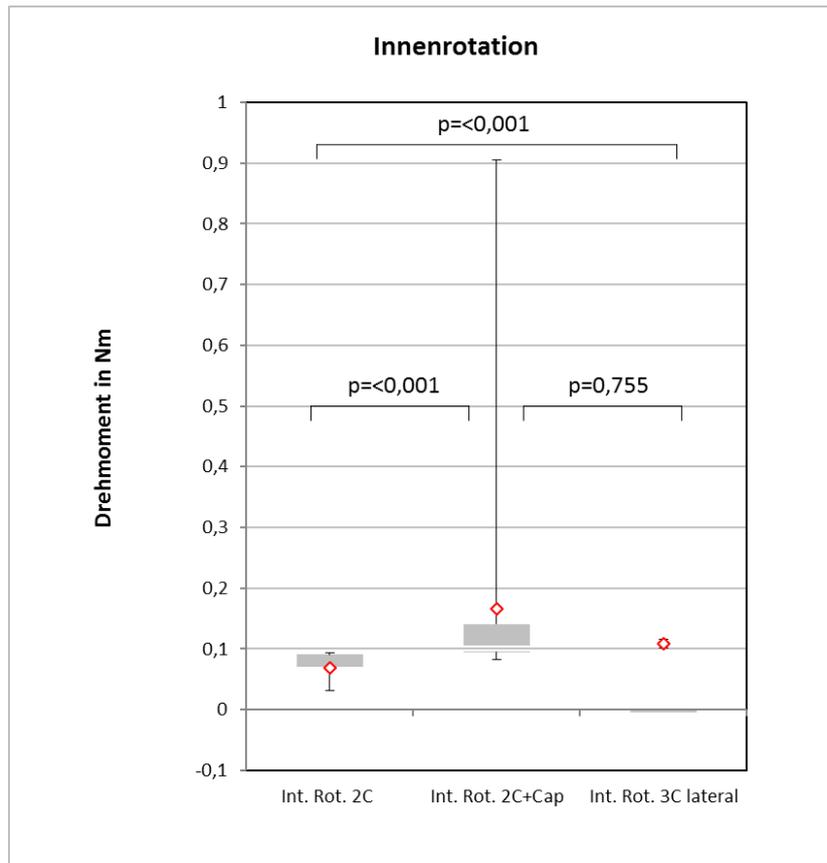
Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, ML = medial-laterale Biegung, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: Mittelwert für das Biegemoment, weiße Linie im Boxplot = Median, größeres Biegemoment = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 6: ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von medial nach lateral

4.3 Konfigurations-Messreihen: Torsionsbelastung

Im Rahmen der Rotationsversuche wurde das distale Femurende um 10° gegenüber dem proximalen Anteil verdreht und dabei das Drehmoment ermittelt.

Bei den Innenrotationsversuchen erwies sich die 2C-Konfiguration mit End-Caps als signifikant stabiler als die 2C-ESIN-Konfiguration. Die 3C-ESIN-Konfiguration zeigte sich signifikant stabiler gegenüber der 2C-ESIN-Konfiguration. Der Vergleich der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps mit der 3C-ESIN-Osteosynthese ließ keinen statistisch signifikanten Stabilitätsunterschied erkennen. Das mittlere Drehmoment, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 7 wiedergegeben.

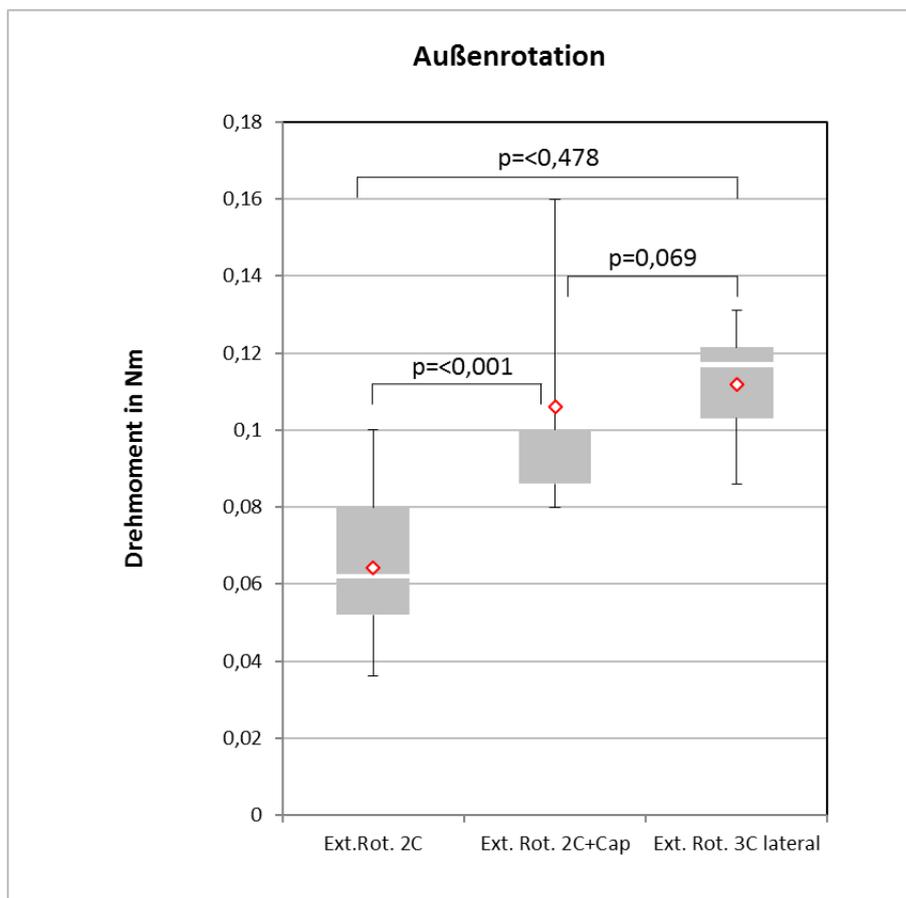


	Int. Rot. 2C	Int. Rot. 2C+Cap	Int. Rot. 3C lateral
n	15	15	15
Min	0,032	0,083	0,102
25th	0,061	0,095	0,106
Median	0,065	0,101	0,108
75th	0,091	0,141	0,112
Max	0,093	0,905	0,116
\bar{x}	0,068	0,166	0,109
SD	0,023	0,206	0,004

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, Int. Rot. = Innenrotation, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: mittleres Drehmoment, weiße Linie im Boxplot = Median, größeres Drehmoment = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 7: ESIN-Konfigurationen unter Innenrotationsbelastung

Bei der Außenrotation erwies sich die Modifikation mit 2C-ESIN mit End-Caps als signifikant stabiler gegenüber der Standardversorgung mit 2C-ESIN. Der Vergleich der 2C-ESIN-Osteosynthese mit der 3C-ESIN-Osteosynthese dokumentierte keinen statistisch signifikanten Stabilitätsunterschied. Ebenso zeigte der Vergleich der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps mit der 3C-ESIN-Osteosynthese keinen statistisch signifikanten Stabilitätsunterschied. Das mittlere Drehmoment, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 8 dargestellt.



	Ext. Rot. 2C	Ext. Rot. 2C+Cap	Ext. Rot. 3C lateral
n	15	15	15
Min	0,036	0,080	0,086
25th	0,052	0,086	0,103
Median	0,062	0,100	0,117
75th	0,080	0,100	0,122
Max	0,100	0,160	0,131
\bar{x}	0,064	0,106	0,112
SD	0,019	0,029	0,016

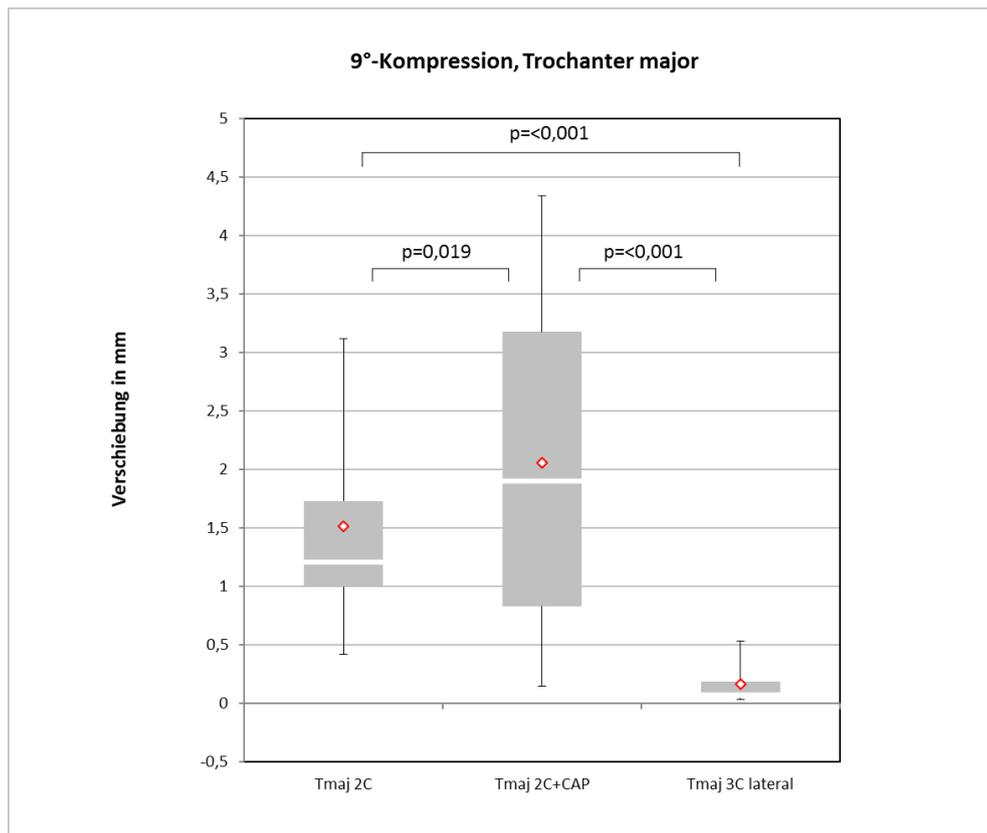
Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, Ext. Rot. = Außenrotation, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: mittleres Drehmoment, weiße Linie im Boxplot = Median, größeres Drehmoment = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 8: ESIN-Konfigurationen unter Außenrotationsbelastung

4.4 Konfigurations-Messreihen: 9°- Kompression

Bei der, den physiologischen Bedingungen nachempfundenen, 9°-Kompression wurde die Verschiebung in Millimetern an folgenden vier Punkten bestimmt: analog der stattfindenden Varisierung am Trochanter major und korrespondierend der Antekurvatur in der Mitte der Crista intertrochanterica sowie jeweils ein Zentimeter ober- und unterhalb des Frakturspalts.

Hierbei ergaben die Messungen am Trochanter major eine signifikant stabilere Versorgung durch die 2C-ESIN-Konfiguration verglichen mit der 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die 3C-ESIN-Konfiguration statistisch gesehen signifikant stabiler war als die Standardversorgung mit 2C-ESIN und deren Modifikation mit zwei End-Caps. Der mittlere Wert der Verschiebung, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 9 angegeben.

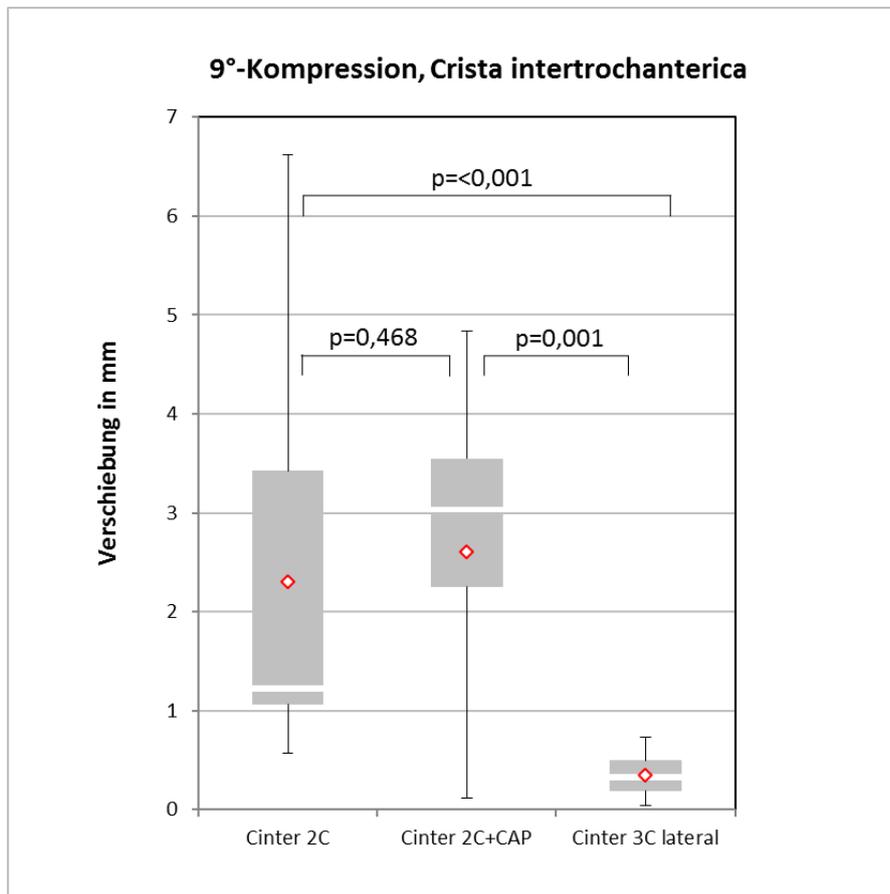


	9°Tmaj 2C	9°Tmaj 2C+CAP	9°Tmaj 3C lateral
n	15	15	15
Min	0,418	0,146	0,034
25th	0,993	0,830	0,050
Median	1,208	1,900	0,064
75th	1,729	3,175	0,177
Max	3,118	4,338	0,534
\bar{x}	1,515	2,054	0,164
SD	0,773	1,491	0,185

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, 9° = 9°-Kompression, Tmaj = Trochanter major, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: mittlerer Wert der Verschiebung, weiße Linie im Boxplot = Median, kleinere Verschiebung = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 9: ESIN-Konfigurationen unter 9°-Kompression, Messung am Trochanter major

Im Rahmen der Messungen an der Crista intertrochanterica zeigte sich, dass durch die Anwendung der 2C-ESIN-Konfiguration mit End-Caps keine signifikante Verbesserung der Stabilität gegenüber der gewöhnlichen 2C-ESIN-Konfiguration erreicht werden konnte. Allerdings erwies sich die 3C-ESIN-Konfiguration als statistisch signifikant stabiler gegenüber der 2C-ESIN-Konfiguration und deren Modifikation mit End-Caps bezüglich der Verschiebung im Bereich der Crista intertrochanterica im Rahmen der 9°-Kompression. Bei der Betrachtung der Messwerte der 9°-Kompression der 3-C-ESIN-Konfiguration wurden Ausreißerwerte eliminiert. Der mittlere Wert der Verschiebung, der Median und die Standardabweichung sind in Graphik bzw. Tabelle 10 wiedergegeben.



	9°Cinter 2C	9°Cinter 2C+CAP	9°Cinter 3C lateral
n	15	15	12
Min	0,574	0,110	0,038
25th	1,061	2,250	0,188
Median	1,220	3,030	0,328
75th	3,426	3,549	0,495
Max	6,622	4,832	0,732
\bar{x}	2,304	2,604	0,342
SD	1,984	1,445	0,236

Legende: 2C = 2 Nägel, 2C+CAP = 2 Nägel mit Endkappen, 3C = 3 Nägel, 9° = 9°-Kompression, Cinter = Crista intertrochanterica, n = Anzahl der Messungen, Min = kleinster Wert, 25th = unteres Quartil, 75th = oberes Quartil, Max = größter Wert, \bar{x} = Mittelwert, SD = Standardabweichung; Rotes Viereck im Boxplot: mittlerer Wert der Verschiebung, weiße Linie im Boxplot = Median, kleinere Verschiebung = höhere Stabilität

Graphik+Tabelle 10: ESIN-Konfigurationen unter 9°-Kompression, Messung an der Crista intertrochanterica

4.5 Zusammenfassung der Konfigurationsvergleiche

Im Rahmen der biomechanischen Testreihen konnte gezeigt werden, dass die Versorgung mit 3C-ESIN unter den Belastungsformen 4-Punkt-Biegung und 9°-Kompression sowie der Innenrotation eine signifikant stabilere Alternative in der operativen Versorgung einer Keilfraktur darstellte als die Standardosteosynthese mit 2C-ESIN.

Die zusätzliche Stabilisierung der 2C-ESIN mit End-Caps stellte eine statistisch signifikant stabilere Versorgung gegenüber der klassischen 2C-ESIN-Osteosynthese der Keilfraktur dar, was unter der 4-Punkt-Biegung, ausgenommen die Biegung von anterior nach posterior, und den Rotationsbelastungen deutlich zum Ausdruck kam.

Im Vergleich mit der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps erwies sich die Standardversorgung mit 2C-ESIN lediglich unter der 9°-Kompression bezüglich der Verschiebung am Trochanter major als vorteilhaftere Versorgung.

Die Versorgung mit einer 3C-ESIN-Osteosynthese stellte eine signifikant stabilere Alternative gegenüber der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps unter den Belastungsformen 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior, der 9°-Kompression und der axialen Kompression bei Messung der anterioren Verschiebung dar.

3C-ESIN stabiler als 2C-ESIN
4-Punkt-Biegung, anterior-posterior
4-Punkt-Biegung, posterior-anterior
4-Punkt-Biegung, lateral-medial
4-Punkt-Biegung, medial-lateral
9°-Kompression, Trochanter major
9°-Kompression, Crista intertrochanterica
Innenrotation
2C-ESIN mit End-Caps stabiler als 2C-ESIN
4-Punkt-Biegung, posterior-anterior
4-Punkt-Biegung, lateral-medial
4-Punkt-Biegung, medial-lateral
Innenrotation
Außenrotation
2C-ESIN stabiler als 2C-ESIN mit End-Caps
9°-Kompression, Trochanter major
3C-ESIN stabiler als 2C-ESIN mit End-Caps
Axiale Kompression, anterior
4-Punkt-Biegung, anterior-posterior
9°-Kompression, Trochanter major
9°-Kompression, Crista intertrochanterica

Tabelle 11: Zusammenfassung der Konfigurationsvergleiche

	2C		2CCAP	p
Axiale Kompression				
Mittlere Abweichung in mm (SD)				
Anterior	0,21 (0,09)	>	0,20 (0,03)	1,000 / n.s.
Posterior	0,25 (0,30)	>	0,16 (0,08)	0,418 / n.s.
4-Punkt-Biegung				
Mittelwert in Nm/mm (SD)				
Anterior-posterior	0,61 (0,20)	<	0,63 (0,15)	0,494 / n.s.
Posterior-anterior	0,38 (0,04)	<	0,63 (0,21)	<0,001
Lateral-medial	0,61 (0,10)	<	1,28 (0,72)	<0,001
Medial-lateral	0,59 (0,09)	<	0,85 (0,17)	<0,001
Rotation				
Mittelwert in Nm/° (SD)				
Außenrotation	0,06 (0,02)	<	0,12 (0,03)	<0,001
Innenrotation	0,07 (0,02)	<	0,17 (0,21)	<0,001
Kompression bei 9°				
Mittlere Abweichung in mm (SD)				
Trochanter major	1,52 (0,77)	<	2,05 (1,49)	0,019*
Crista intertrochanterica	2,30 (1,98)	<	2,60 (1,45)	0,468 / n.s.

Legende:

Höheres Biegemoment = höhere Stabilität

Höheres Drehmoment = höhere Stabilität

Höhere Kompression = geringere Stabilität

*Nach Korrektur mit Holm-Bonferroni keine Bestätigung des signifikanten Stabilitätsunterschiedes

Tabelle 12: Konfigurationsvergleich 2C-ESIN-Osteosynthese vs. 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps

	2C		3CL	p
Axiale Kompression				
Mittlere Abweichung in mm (SD)				
Anterior	0,21 (0,09)	>	0,18 (0,06)	0,493 / n.s.
Posterior	0,25 (0,03)	>	0,11 (0,20)	0,724 / n.s.
4-Punkt-Biegung				
Mittelwert in Nm/mm (SD)				
Anterior-posterior	0,61 (0,20)	<	1,11 (0,39)	0,015*
Posterior-anterior	0,38 (0,04)	<	0,63 (0,09)	< 0,001
Lateral-medial	0,61 (0,10)	<	1,16 (0,35)	< 0,001
Medial-lateral	0,59 (0,09)	<	0,88 (0,21)	< 0,001
Rotation				
Mittelwert in Nm/° (SD)				
Außenrotation	0,06 (0,02)	<	0,11 (0,02)	0,478 / n.s.
Innenrotation	0,07 (0,02)	<	0,12 (0,00)	< 0,001
Kompression bei 9°				
Mittlere Abweichung in mm (SD)				
Trochanter major	1,52 (0,77)	>	0,16 (0,19)	< 0,001
Crista intertrochanterica	2,30 (1,98)	>	0,34 (0,24)	< 0,001

Legende

Höheres Biegemoment = höhere Stabilität

Höheres Drehmoment = höhere Stabilität

Höhere Kompression = geringere Stabilität

*Nach Korrektur mit Holm-Bonferroni keine

Bestätigung des signifikanten

Stabilitätsunterschiedes

Tabelle 13: Konfigurationsvergleich 2C-ESIN-Osteosynthese vs. 3C-ESIN-Osteosynthese

	2CCAP		3CL	p
Axiale Kompression				
Mittlere Abweichung in mm (SD)				
Anterior	0,20 (0,03)	>	0,18 (0,06)	0,013*
Posterior	0,16 (0,08)	>	0,11 (0,20)	0,135 / n.s.
4-Punkt-Biegung				
Mittelwert in Nm/mm (SD)				
Anterior-posterior	0,63 (0,15)	<	1,11 (0,39)	<0,001
Posterior-anterior	0,63 (0,21)	<	0,63 (0,09)	0,591 / n.s.
Lateral-medial	1,28 (0,72)	>	1,16 (0,35)	0,547 / n.s.
Medial-lateral	0,85 (0,17)	<	0,88 (0,21)	0,678 / n.s.
Rotation				
Mittelwert in Nm/° (SD)				
Außenrotation	0,12 (0,03)	>	0,11 (0,02)	0,069 / n.s.
Innenrotation	0,17 (0,21)	>	0,12 (0,00)	0,755 / n.s.
Kompression bei 9°				
Mittlere Abweichung in mm (SD)				
Trochanter major	2,05 (1,49)	>	0,16 (0,19)	<0,001
Crista intertrochanterica	2,60 (1,45)	>	0,34 (0,24)	0,001

Legende

Höheres Biegemoment = höhere Stabilität

Höheres Drehmoment = höhere Stabilität

Höhere Kompression = geringere Stabilität

*Nach Korrektur mit Holm-Bonferroni keine

Bestätigung des signifikanten

Stabilitätsunterschiedes

Tabelle 14: Konfigurationsvergleich 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps vs. 3C-ESIN-Osteosynthese

5 Diskussion

Wurden früher dislozierte Femurschaftfrakturen im Kindesalter häufig konservativ behandelt, rückten in den letzten Jahren operative Verfahren wie der Fixateur externe und später die ESIN-Osteosynthese zunehmend in den Vordergrund. Auslöser waren hier vor allem Studien in denen nachgewiesen wurde, dass insbesondere unter der osteosynthetischen Versorgung mit den sogenannten Prevot-Nägeln im Verlauf bessere Ergebnisse erzielt werden konnten und signifikant weniger Komplikationen auftraten als unter einer Behandlung mittels Extensionsverbänden oder Casts (58, 74).

Dies sollte in den weiteren Jahren durch insbesondere retrospektive Arbeiten bestätigt werden, die die ESIN-Behandlung als ein relativ komplikationsarmes Verfahren beschrieben (31, 49, 69, 79, 106). Als positiv angesehen wurde hier die kurze Hospitalisationszeit, die Möglichkeit der frühen Mobilisation im Sinne einer übungsstabilen Osteosynthese, ein geringes Risiko für das Auftreten von Beinlängendifferenzen und die verminderte Rate an Refrakturen gegenüber dem Fixateur externe und der Plattenosteosynthese (3, 20, 84, 96, 111, 118). Ebenfalls als vorteilhaft wurde die geringe Invasivität sowohl bei der Implantation als auch bei der Explantation der Nägel mit minimaler Narbenbildung angesehen (51, 118). Auch stellte sich das Belassen des an Wachstumsfaktoren reichen Frakturhämatoms gegenüber dem offenen Zugang bei der Plattenosteosynthese als sinnvoll heraus und die nach ESIN-Versorgung postulierten „Mikrobewegungen“ führten zu einem schnelleren Heilungsprozess als beim rigiden Fixateur (98). Des Weiteren stellt die Schonung der Epiphysenfuge einen elementaren Bestandteil dieser Therapie dar und trägt wesentlich zum komplikationsarmen postoperativen Heilungsverlauf bei (25, 51, 118). Nicht zuletzt zeichnet sich ein breites Indikationsgebiet an der unteren und oberen Extremität für die Popularitätszunahme der ESIN-Osteosynthese in den vergangenen Jahren verantwortlich (23, 46, 79, 118).

Demgegenüber zu stellen sind die in gezielten Komplikations- und Fehleranalysen beschriebenen Komplikationen der ESIN-Osteosynthese (34, 66, 84). Diese sind zum einen durch technische Fehler bedingt:

- So können durch außerhalb des Knochens zu stark umgebogene oder aber nicht ausreichend gekürzte Nägel Wundheilungsstörungen hervorgerufen werden (25). In diesem Zusammenhang werden ebenso Irritationen der Weichteile mit Serom- und Hämatombildung bis hin zur Hautperforation berichtet (25, 76).
- Achsabweichungen oder sekundäre Dislokationen können entstehen, wenn die Nägel nicht ausreichend vorgebogen sind, ihr Durchmesser zu dünn gewählt wurde oder die Nägel durch zu tiefes Einschlagen die Gegenkortikalis perforieren (25, 76, 118). Auch eine unzureichend weite Implantation der Nägel sowie das Verdrehen der Nägel umeinander geht mit einer ungenügenden Dreipunkt-Abstützung einher (23, 25, 31).
- Unterschiedliche Höhen der Nageleintrittsstellen können durch eine ungleiche Verspannung eine Varus- bzw. Valgusdeformität hervorrufen (25, 76).
- Weitere Beobachtungen zeigen ein Herausrutschen der Nägel durch „Teleskopieren“ der Fraktur bei zu früher Belastung ohne ausreichende Stabilität (25).
- Als seltene Komplikation sind Wachstumsstörungen beschrieben, wenn beim Einbringen des Prevot-Nagels nicht genug Abstand zur Epiphysenfuge gewahrt wurde (76).

Zum anderen können die im Zusammenhang mit der ESIN-Osteosynthese beschriebenen Komplikationen durch systemimmanente Fehler hervorgerufen werden:

- Zunächst müssen als Kontraindikationen der elastisch stabilen intramedullären Nagelung intraartikuläre Frakturen sowie komplexe instabile Femurfrakturen und die damit zusammenhängende fehlende Möglichkeit zur kortikalen Abstützung beachtet werden (75, 113).

- Als weitere Einschränkungen für die Anwendung von ESIN-Osteosynthesen bei Femurschaftfrakturen erwiesen sich ein Alter über zehn Jahren oder ein Gewicht über 49 kg, welche bei Nichtbeachtung ein erhöhtes Komplikationsrisiko zur Folge haben (49, 68, 81, 122).
- Ebenfalls zu beachten ist die Strahlenbelastung durch intra- und postoperative Verlaufskontrollen, die entsprechend der Erfahrung des OP-Teams und durch eine Minimierung der Durchleuchtungszeiten reduziert werden kann (44, 60, 61, 74).

Da die Publikationen zeigen, dass trotz einwandfreier technischer Durchführung und Erfahrung des Operateurs nach ESIN-Osteosynthese von Femurschaftfrakturen Komplikationen auftreten können (3, 31, 34, 49, 81, 106), wurde die folgende biomechanische Untersuchung durchgeführt, um durch Modifikationen der Standardversorgung mit zwei elastisch stabilen intramedullären Nägeln einen Stabilitätsgewinn der Osteosynthese zu erzielen, was somit möglicherweise eine Minimierung der genannten Komplikationen zur Folge hätte.

Hierzu wurden im Rahmen dieser Studie fünfzehn synthetische Femurknochen - entsprechend der Größe eines Adoleszenten - mit einer Keilfraktur versehen. Anschließend erhielten fünf Femurknochen eine 2C-ESIN-Osteosynthese, fünf Femurknochen wurden mit einer 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps versehen und fünf weitere Femurknochen wurden mit einer 3C-ESIN-Osteosynthese versorgt. Es wurden Nägel aus Stahl mit einem Nageldurchmesser von 3,5 mm und End-Caps für einen Nageldurchmesser von 3-4 mm verwendet sowie im Falle der 3C-ESIN-Konfiguration ein dritter Nagel mit einem Durchmesser von 2,5 mm. Die Osteosynthesekonfigurationen wurden schließlich bezüglich ihrer Stabilität unter axialer Kompression, 4-Punkt-Biegung, Torsionsbelastung und 9°-Kompression getestet.

Die Auswertung der Messungen dieser Studie zeigte einen signifikanten Stabilitätsgewinn durch die 3C-ESIN-Osteosynthese gegenüber der Standardkonfiguration mit 2C-ESIN unter 4-Punkt-Biegung und 9°-Kompression sowie unter Innenrotationsbelastung. Auch durch die 2C-ESIN-Osteosynthese mit

End-Caps konnte ein signifikanter Stabilitätsgewinn gegenüber der Standardosteosynthese verzeichnet werden. Ein Stabilitätzuwachs durch die zusätzliche Verwendung von End-Caps wurde unter Rotationsbelastung und 4-Punkt-Biegung, ausgenommen die anterior-posteriore Belastung, beobachtet.

Des Weiteren dokumentierte die Auswertung der Messungen eine signifikant stabilere Versorgung mittels 3C-ESIN-Osteosynthese unter axialer Kompression anterior, 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior und 9°-Kompression verglichen mit der Modifikation mit End-Caps.

Die Standardosteosynthese zeigte lediglich unter der 9°-Kompression gemessen am Trochanter major eine signifikant höhere Stabilität als die Modifikation mit End-Caps.

Die vorab durchgeführte Literaturanalyse dokumentierte, dass sich allerdings nur wenige Studien mit der Biomechanik der „klassischen“ ESIN-Osteosynthese bzw. mit Modifikationen der ESIN-Osteosynthese beschäftigten.

Zumeist wurden in diesen die einfacher herzustellenden Querfrakturen verwendet, während im Rahmen dieser Studie mit der Keilfraktur ein komplexer Frakturtyp untersucht wurde. Es lassen sich daher kaum Aussagen zu komplexeren Frakturformen finden. Lediglich in einer Studie lassen sich vergleichbare Untersuchungen an einer Keilfraktur des Femurknochens finden:

Crist et al. (17) verglichen in ihrer Studie die aszendierende 2C-ESIN-Standardosteosynthese mit der Modifikation einer 2C-ESIN-Osteosynthese bestehend aus einem Nagel implantiert von retrograd und einem Nagel implantiert von antegrad sowie einer weiteren Modifikation bestehend aus einer 3 C-ESIN-Osteosynthese. Bei letzterer wurden zwei Nägel von retrograd implantiert und der dritte Nagel von antegrad eingebracht. Es wurden synthetische Femurknochen mit einem Kanaldurchmesser von 16 mm sowie Titannägel mit einem Durchmesser von 4 mm verwendet. Die drei Osteosynthesekonfigurationen wurden dann an Quer- und Keilfrakturen des synthetischen Femurs alleinig einem Varusstress ausgesetzt.

Bei beiden Frakturtypen zeigte die Modifikation mit 3C-ESIN eine höhere Stabilität als die 2C-ESIN-Osteosynthese. Das Ergebnis war jedoch nur für die Querfraktur statistisch signifikant.

Anhand der in dieser Arbeit untersuchten Keilfraktur konnte der von Crist et al. ermittelte Stabilitätsgewinn durch die zusätzliche Verwendung eines dritten Nagels bestätigt werden. Auch konnte im Gegensatz zu der o.g. Studie ein signifikanter Stabilitätsunterschied durch die Verwendung des dritten Nagels bei der osteosynthetischen Versorgung einer Keilfraktur nachgewiesen werden. Der signifikante Stabilitätzuwachs durch die Verwendung einer 3C-ESIN-Osteosynthese zeigt sich im Vergleich mit der Standardkonfiguration in dieser Arbeit unter 4-Punkt-Belastung, 9°-Kompression und Innenrotationsbelastung. Alle drei Nägel waren hier von retrograd implantiert worden.

Im Gegensatz dazu war in der Studie von Crist et al. der dritte Nagel von antegrad implantiert und statt Stahlnägel waren Titannägel verwendet worden. Auch wurden für die klassische 2C-ESIN-Osteosynthese in der beschriebenen Studie von Crist et al. Nägel verwendet, die in Bezug auf den o.g. Kanaldurchmesser von der allgemeinen Empfehlung abwichen. Die Vergleichbarkeit der beiden Studien wird weiterhin dadurch eingeschränkt, dass Crist et al. die Osteosynthesen lediglich unter einer Belastungsrichtung testeten.

Weitere Studien, welche Untersuchungen an einer Keilfraktur durchführen, finden sich nicht. Jedoch existieren wenige Vergleichsarbeiten, die sich mit der Verwendung eines dritten Nagels beschäftigen:

Green et al. (42) untersuchten den Stabilitätzuwachs durch die 3C-ESIN-Osteosynthese gegenüber der Standardosteosynthese mit zwei Nägeln an synthetischen Femurquerfrakturen. Hierzu wurden Kombinationen unterschiedlicher Nageldurchmesser verwendet. Die Konfigurationen wurden bezüglich ihrer Stabilität unter Kompression, 4-Punkt-Biegung und Torsion getestet.

Unter Kompression nahm die anfängliche Belastbarkeit auf 80 %, unter 4-Punkt-Biegung auf 12 % und unter Torsion auf 1 % des Ausgangswertes ab.

Die Kombination mit drei Nägeln erzielte auch in der Studie von Green et al. eine höhere Stabilität. Es wurden jedoch Nagelkombinationen aus zwei 2 mm Nägeln mit einem 4 mm Nagel verwendet.

Die hier dargestellten Ergebnisse stehen im Einklang zu Vorstudien aus der Lübecker Biomechanik-Arbeitsgruppe, welche den Stabilitätsgewinn durch die 3C-ESIN-Osteosynthese beschreiben (55, 95). Zum einen wurde diese Modifikation an synthetischen Femurspiralfrakturen untersucht und mit der klassischen 2C-ESIN-Osteosynthese verglichen (55). Hierzu wurden jeweils acht Knochen mit einer 3C-ESIN-Osteosynthese versehen, wobei der dritte Nagel in der ersten Gruppe von lateral bzw. in der zweiten Gruppe von medial implantiert wurde. Die Verwendung einer relativ großen Anzahl an Testobjekten ist als positiv hervorzuheben. Die drei Konfigurationsgruppen wurden unter axialer Belastung, 4-Punkt-Biegung und Torsionsbelastung getestet. Die 3C-ESIN-Osteosynthese mit dem dritten Nagel implantiert von lateral zeigte hier insgesamt die besten Werte und erzielte eine signifikant höhere Steifigkeit gegenüber der Standardkonfiguration unter anterior-posterior-Biegung (1,23 (0,62) Nm/mm vs. 0,78 (0,29) Nm/mm), Innenrotation (0,21 (0,07) Nm/° vs. 0,14 (0,04) Nm/°) und 9°-Kompression (0,61 (0,43) mm vs. 2,18 (2,37) mm). Gegenüber der 3CM-Osteosynthese wurde eine höhere Steifigkeit unter lateral-medialer-Biegung gemessen (0,88 (0,30) Nm/mm vs. 0,71 (0,23) Nm/mm). In der posterior-anterior-Biegung (1,03 (0,97) Nm/mm vs. 2,87 (2,01) Nm/mm vs. 1,78 (1,31) Nm/mm) und der Außenrotation (0,19 (0,12) Nm/° vs. 0,30 (0,13) Nm/° vs. 0,32 (0,18) Nm/°) zeigte die 3CL-Osteosynthese weniger Stabilität als die 3CM- und die 2C-Osteosynthese.

Zum anderen erfolgte der Konfigurationsvergleich an synthetischen Femurschaftquerfrakturen (95). Auch hier wurden jeweils acht künstliche Femurknochen entweder mit der Standardosteosynthese mit zwei elastisch stabilen intramedullären Stahlnägeln mit einem Durchmesser von 3,5 mm oder der Modifikation aus der Standardosteosynthese mit einem dritten Nagel mit einem

Durchmesser von 2,5 mm, eingebracht von antero-lateral, versorgt. Der Konfigurationsvergleich fiel bei der Querfraktur noch eindeutiger aus.

Eine signifikante Erhöhung der Steifigkeit durch die 3C-ESIN-Osteosynthese konnte hier unter 4-Punkt-Biegung [anterior-posterior (1,04 Nm/mm vs. 0,52 Nm/mm, $p < 0,001$), posterior-anterior (0,85 Nm/mm vs. 0,43 Nm/mm, $p < 0,001$), lateral-medial (1,26 Nm/mm vs. 0,70 Nm/mm, $p < 0,001$), medial-lateral (1,16 Nm/mm vs. 0,76 Nm/mm, $p < 0,001$)] und unter der Innenrotationsbelastung [0,16 Nm/° vs. 0,11 Nm/°, $p < 0,001$] dokumentiert werden.

Die Ergebnisse sind in Bezug auf den Vergleich zwischen Standardosteosynthese und der Modifikation mit einem dritten Nagel nahezu deckungsgleich zu den in dieser Arbeit anhand der Keilfraktur ermittelten Ergebnissen. Auch hier zeigte die 3C-ESIN-Osteosynthese unter 9°-Kompression gemessen am Trochanter major (0,16 (0,19) mm vs. 1,52 (0,77) mm) und der Crista intertrochanterica (0,34 (0,24) mm vs. 2,30 (1,98) mm) sowie unter Innenrotationsbelastung (0,12 (0,00) Nm/° vs. 0,07 (0,02) Nm/°) eine signifikant höhere Stabilität als die 2C-ESIN-Konfiguration. Unter 4-Punkt-Belastung konnte für die untersuchte Keilfraktur ebenso wie anhand der oben beschriebenen Querfraktur für alle Belastungsebenen der 4-Punkt-Biegung eine signifikant stabilere Versorgung mittels 3C-ESIN-Osteosynthese nachgewiesen werden: anterior-posterior (1,11 (0,39) Nm/mm vs. 0,61 (0,20) Nm/mm), posterior-anterior (0,63 (0,09) Nm/mm vs. 0,38 (0,04) Nm/mm), lateral-medial (1,16 (0,35) Nm/mm vs. 0,61 (0,10) Nm/mm), medial lateral (0,88 (0,21) Nm/mm vs. 0,59 (0,09) Nm/mm). Eine weitere Konfiguration mit einem von medial eingebrachten dritten Nagel wurde in dieser Studie nicht untersucht. Eine signifikant stabilere Versorgung durch die 2C-ESIN-Konfiguration gegenüber der 3C-ESIN-Konfiguration konnte für keine der Belastungsformen nachgewiesen werden.

Die Ergebnisse der o.g. Spiralfaktur konnten in unserer Arbeitsgruppe somit sowohl anhand der klinischen Arbeit der Querfraktur als auch der in dieser Arbeit untersuchten Keilfraktur bestätigt werden und führten bereits vor längerer Zeit zu der Empfehlung in der AWMF Leitlinie „Femurschaftfraktur im Kindesalter“, bei

instabilen Frakturen wie der Spiral- Schräg- oder Mehrfragmentfraktur die Stabilität der ESIN-Osteosynthese durch das Einbringen eines dritten Nagels zu erhöhen (44). Absolut entscheidend ist jedoch, dass vor der Modifikation eine optimale „klassische“ 2-C-ESIN-Osteosynthese erzielt wird (44).

Des Weiteren wird in der AWMF Leitlinie auch auf die Modifikation durch End-Caps zur Erhöhung der Stabilität bei instabilen Femurschaftfrakturen verwiesen (44). Auch hierzu existieren nur wenige Vergleichsarbeiten:

Wiederum anhand der Querfraktur wurde in der Lübecker Biomechanik-Arbeitsgruppe die Modifikation mit End-Caps untersucht (95). Hierzu wurden erneut acht synthetische kindliche Femurschaftquerfrakturen hergestellt und mit zwei 3,5 mm Stahlnägeln sowie End-Caps versorgt. Auch hier erfolgte die Testung unter axialer und physiologischer 9°-Kompression, 4-Punkt-Biegung sowie Torsionsbelastung. Ein signifikanter Stabilitätsgewinn durch die Modifikation mit End-Caps konnte im Vergleich mit der Standardosteosynthese und der Modifikation mit einem dritten Nagel nicht nachgewiesen werden.

Ein signifikanter Stabilitätsgewinn durch die Modifikation mit End-Caps konnte in der Lübecker Biomechanik-Arbeitsgruppe bisher nur für die Femurschaftspiralfaktur nachgewiesen werden (53). Es waren jeweils acht künstliche adoleszente Femurschaftspiralfrakturen mit der Standardosteosynthese sowie mit der Modifikation mit End-Caps versehen worden. Unter biomechanischer Testung zeigte sich ein signifikanter Stabilitätsgewinn durch die End-Caps während der 4-Punkt-Belastung von posterior nach anterior (4,11 Nm/mm vs. 1,78 Nm/mm).

Volpon et al. (116) untersuchten in ihrer Arbeit die Modifikation der Standardosteosynthese mit End-Caps anhand von Frakturen des distalen metaphysär-diaphysären Überganges. Die Osteosynthesen wurden unter 4-Punkt-Biegung, axialer Stauchung und Torsionsstress getestet. Es konnte gezeigt werden, dass die Verwendung von End-Caps gegenüber der Standardversorgung einen Stabilitätswachstum von lediglich 8,75 % bzw. 14 % unter axialer Stauchung

bzw. Torsionsbelastung mit sich bringen konnte. Ein Stabilitätsgewinn durch die Modifikation mit End-Caps unter 4-Punkt-Belastung konnte nicht erzielt werden.

Des Weiteren wurde das Nutzen der End-Caps anhand zweier klinischer Studien untersucht:

Nectoux et al. (85) sahen den Vorteil der End-Caps in einer erleichterten Entfernung der Nägel durch Vorbeugung einer überschießenden Ossifikation an den Nagelspitzen sowie in der Prävention von Hautirritationen oder –perforationen durch Nagelwanderung. Hierzu waren in einer klinischen Studie zehn Patienten mit elf Frakturen im Femur- und Tibiaschaftbereich über einen Zeitraum von durchschnittlich 13,1 Monaten nachbeobachtet worden. Die Aussagekraft dieser Studie wird jedoch durch die kurze Nachbeobachtungszeit, die Verteilung auf Femur und Tibia sowie durch die mit zehn Patienten geringe Patientenzahl deutlich eingeschränkt.

Slongo et al. (109) berichteten über 49 kindliche Femurfrakturen und 5 kindliche Tibiafrakturen, die mittels einer 2C-ESIN-Osteosynthese und End-Caps versorgt worden waren. Retrospektiv zeigte sich, dass von den 54 betrachteten Patienten einer nach der initialen Versorgung aufgrund unzureichender Stabilität der Osteosynthese eine Reoperation benötigte. Insgesamt wurden sechs Komplikationen beobachtet, wovon fünf als nicht auf die End-Caps zurückzuführen gewertet wurden. Hierzu wurde eine Nagelwanderung in den Gelenkbereich, eine verzögerte Frakturheilung, zwei im postoperativen Verlauf unzureichende Retentionen sowie eine intraoperativ insuffiziente Reposition gezählt. Signifikante Beinlängendifferenzen oder Varus-/Valgusdeformitäten wurden nicht beobachtet. Die Explantation der Nägel wurde in 35 von 37 Fällen als unkompliziert bewertet. Aus ihrer Studie zogen die Autoren den Schluss, dass durch die Modifikation mit End-Caps eine postoperative Instabilität der Frakturen größtenteils vermieden werden kann.

Zeigten sich bei der Untersuchung der Femurschaftquerfraktur keine Vorteile und bei der Untersuchung der Femurschaftspiralfraktur wie oben erwähnt kaum Vorteile, so konnte für die in dieser Arbeit untersuchte Femurschaftkeilfraktur eine signifikant stabilere Versorgung durch die Modifikation mit End-Caps gegenüber der Standardosteosynthese unter 4-Punkt-Biegung [posterior-anterior (0,63 (0,21) Nm/mm vs. 0,38 (0,04) Nm/mm), lateral-medial (1,28 (0,72) Nm/mm vs. 0,61 (0,10) Nm/mm), medial-lateral (0,85 (0,17) Nm/mm vs. 0,59 (0,09) Nm/mm)] und Torsionsbelastung [Außenrotation (0,12 (0,03) Nm/° vs. 0,06 (0,02) Nm/°), Innenrotation (0,17 (0,21) Nm/° vs. 0,07 (0,02) Nm/°)] nachgewiesen werden.

Die in dieser Arbeit nachgewiesene signifikant stabilere Versorgung mit End-Caps unter 4-Punkt-Belastung spiegelt sich auch in der retrospektiven Studie von Slongo et al. (109) wider, welche nach Anwendung von End-Caps in vivo wie oben beschrieben keine Valgus- bzw. Varusdeformitäten im postoperativen Verlauf beobachteten. Das Verhindern von instabilitätsbedingten Sinterungen, welche zu Beinlängendifferenzen führen können, mag jedoch je nach Frakturtyp nicht immer durch die Anwendung der End-Caps zu verhindern sein, da sowohl anhand der in unserer Arbeitsgruppe untersuchten Quer- und Spiralfraktur als auch der hier untersuchten Keilfraktur kein signifikanter Stabilitätsgewinn unter axialer Kompression oder physiologischer 9°-Kompression nachgewiesen werden konnte.

Der in der Studie von Volpon et al. (116) beschriebene Stabilitätsgewinn durch die Modifikation der Standardosteosynthese mit End-Caps unter Torsionsbelastung und axialer Kompression konnte anhand der Ergebnisse der Keilfraktur bestätigt werden, wobei unter axialer Kompression und Versorgung mit End-Caps anhand der Keilfraktur kein signifikanter Stabilitätsgewinn nachgewiesen werden konnte. Das Ergebnis unter 4-Punkt-Belastung ist konträr: Ein signifikanter Stabilitätsgewinn durch die Modifikation mit End-Caps gegenüber der Standardosteosynthese anhand der von uns untersuchten Keilfraktur konnte unter posterior-anteriorer, lateral-medialer und medial-lateraler Biegungsbelastung nachgewiesen werden. Volpon et al. konnten kein Stabilitätsgewinn durch End-Caps unter 4-Punkt-Biegung nachweisen. Ursächlich könnte sein, dass Volpon et al. die Verwendung von

End-Caps bei der Versorgung an Frakturen des metaphysär-distalen Überganges untersucht hatten.

Ein Vergleich zu der oben beschriebenen Studie von Nectoux et al. erscheint aufgrund des sehr unterschiedlichen Studiendesign nicht sinnvoll.

Abschließend zeigen die Ergebnisse und Auswertungen unserer biomechanischen Untersuchungen, dass durch die zusätzliche Verwendung von End-Caps bei Femurschaftkeilfrakturen für die 4-Punkt-Biegung - ausgenommen die Belastung von anterior nach posterior - und die Torsionsbelastung eine signifikante Verbesserung erreicht, jedoch insgesamt kein einheitlicher und deutlicher Stabilitätsgewinn erzielt werden konnte, was sich gleichwohl in den hier verglichenen Studien widerspiegelt.

Was den Vergleich der beiden Modifikationen miteinander betrifft, so findet sich nur die Vorstudie der Lübecker Biomechanik-Arbeitsgruppe, welche die beiden Modifikationen bei Querfrakturen synthetischer Femora miteinander verglichen hat (95). Für die Querfraktur konnte durch die Versorgung mit einem dritten Nagel gegenüber der Modifikation mit End-Caps ebenso wie in der vorliegenden Untersuchung ein signifikant stabileres Ergebnis unter 4-Punkt-Biegung [anterior-posterior (1,04 (0,37) Nm/mm vs. 0,44 (0,11) Nm/mm), posterior-anterior (0,85 (0,30) Nm/mm vs. 0,48 (0,13) Nm/mm), lateral-medial (1,26 (0,54) Nm/mm vs. 0,60 (0,19) Nm/mm), medial-lateral (1,16 (0,33) Nm/mm vs. 0,73 (0,25) Nm/mm)], Rotationsbelastung [Außenrotation (0,14 (0,02) Nm/° vs. 0,10 (0,03) Nm/°), Innenrotation (0,16 (0,04) Nm/° vs. 0,10 (0,03) Nm/°)] und 9°-Kompression gemessen an der Crista intertrochanterica (4,97 (2,89) mm vs. 7,44 (2,48) mm) gezeigt werden.

Auch hier ließ sich anhand der Keilfraktur das Ergebnis nahezu reproduzieren. Es wurde eine signifikant stabilere Versorgung mittels 3C-ESIN-Osteosynthese gegenüber der Modifikation der Standardosteosynthese mit End-Caps unter axialer Kompression anterior (0,18 (0,06) mm vs. 0,20 (0,03) mm), 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior (1,11 (0,39) Nm/mm vs. 0,63 (0,15) Nm/mm) und

9°-Kompression [Trochanter major (0,16 (0,19) mm vs. 2,05 (1,49) mm), Crista intatrochanterica (0,34 (0,24) mm vs. 2,60 (1,45) mm)] nachgewiesen.

Als einschränkendes Element dieser Arbeit muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Verwendung von Kunstknochen und insbesondere die eigene Herstellung der Keilfrakturen geringe Unterschiede zwischen den einzelnen Knochen mit sich bringt. Dies kann sowohl zu einer höheren Stabilität der Osteosynthese durch Verhaken der Fragmente miteinander als auch zu einer verminderten Stabilität durch vermehrtes Abrutschen der Fragmente führen. Ebenso waren trotz Verwendung einer Schablone zur Vorbiegung der elastisch stabilen intramedullären Nägel geringfügige Unterschiede im Grad der Vorbiegung nicht zu vermeiden.

Des Weiteren ist es bei der Verwendung eines Kunstknochens nicht möglich, die elastisch stabilen intramedullären Nägel - wie bei der realen Operation gewünscht - ausreichend weit in das proximale Femurende vorzuschieben. Dies könnte die Stabilität der Osteosynthese negativ beeinflussen. Da diese Einschränkung jedoch bei allen Testobjekten dieser Arbeit gleichermaßen auftritt, bleibt die Aussage bezüglich der Überlegenheit einer Modifikation davon unbeeinflusst. Die beschriebenen Unterschiede zwischen den einzelnen Testobjekten mögen durch Heraufsetzen der Werte für den Abbruch eines Versuches zu reduzieren sein, worauf in dieser Studie allerdings zwecks Vermeidung einer Destruktion und damit verbundener ausgeschlossener weiterer Verwendung verzichtet wurde.

Verbreitet ist auch die Bevorzugung von synthetischen Testobjekten gegenüber Leichenknochen, was allerdings Messungen und Ergebnisse ohne Berücksichtigung des Periosts sowie des Weichteil- und Muskelmantels mit sich bringt. Da sowohl den Weichteilen als auch dem Periost jedoch ein wichtiger Anteil der Stützfunktion zugeschrieben wird, muss das laut Chao et al. als einschränkendes Element betrachtet werden, denn die auf den Oberschenkelknochen einwirkenden Kräfte würden durch die umgebenden Muskeln und die weiteren Weichteilkomponenten um ein Vielfaches reduziert werden (29). Auf der anderen Seite fallen die Ausprägung des Weichteilmantels und

das Ausmaß der Periost- und Weichteilschädigung im Rahmen eines Frakturereignisses stets von Individuum zu Individuum unterschiedlich aus. Somit ist es sinnvoll, diese nicht vollständig quantifizierbaren Faktoren durch die Verwendung von Kunstknochen auszuschließen und somit die Ergebnisse mit anderen Arbeiten vergleichbar zu machen.

Als weitere Einschränkung dieser Studie muss das - im Gegensatz zu den Vorstudien - relativ häufige Auftreten von Ausreißerwerten genannt werden. Diese sind vermutlich dadurch zustande gekommen, dass hier mit der Keilfraktur im Vergleich zu den Vorstudien die instabilste Variante einer Femurschaftfraktur getestet wurde. Die einzelnen Ausreißerwerte wurden eliminiert, was wiederum weitere Probleme hinsichtlich der Standardabweichung nach sich zog. Trotzdem war nach statistischer Auswertung doch von einem positiven Effekt der zusätzlichen Maßnahme wie des dritten Nagels oder der End-Caps auszugehen.

Im Gegensatz zu den hier diskutierten Einschränkungen liegt ein Vorteil dieser Studie sicher darin, dass die Testung mittels vier verschiedener Belastungsformen durchgeführt wurde. Die natürlich gegebenen multidirektionalen Belastungsformen auf die Fraktur wurden so bestmöglich imitiert und gleichzeitig wurde der Komplexität der zu untersuchenden Keilfraktur Rechnung getragen. Diesbezüglich war bei Durchsicht der Literatur auffällig, dass in ähnlichen Studien häufig nur ein bis drei ausgewählte Belastungsformen zur Anwendung kamen (36, 42, 45, 73). Begründungen für diese Selektion wurden seitens der Autoren nicht genannt.

Weiterer Validitätsnachweis dieser Studie ist die eindeutige Korrelation zwischen der makroskopischen und der gemessenen Stabilität. So zeigten die synthetischen Femura, die unter der Belastung mit einem Aufklappen des Frakturspaltes reagierten, auch niedrigere Stabilitätswerte in den Messungen. Zudem zeigte die Durchsicht der Messwerte regelhaft eine deutliche Differenz im Vergleich der Messungen verschiedener Testknochen und nur geringe Unterschiede bei den Messwerten eines einzelnen bzw. einer spezifischen Knochennummer zugeordneten Testknochens, was wiederum für die Validität dieser Studie spricht.

Abschließend lassen sich die als Ziel dieser Studie formulierten Fragen nach biomechanischer Untersuchung und Auswertung damit wie folgt beantworten:

Bei der Keilfraktur als Beispiel einer komplexen und instabilen Form der Femurschaftfraktur wird durch die zusätzliche Implantation eines dritten Nagels ein Stabilitätsgewinn gegenüber der 2C-ESIN-Osteosynthese erreicht.

Auch die Applikation von End-Caps zusätzlich zur 2C-ESIN-Osteosynthese ermöglicht bei der Keilfraktur einen - wenn auch weniger deutlichen - Stabilitätsgewinn gegenüber der Standardversorgung mit 2C-ESIN.

Vergleicht man die beiden Modifikationen der Standardosteosynthese miteinander, so wird durch die Implantation eines dritten Nagels eine stabilere Osteosynthese als durch die Verwendung von End-Caps erzielt.

Letztlich eignen sich beide Modifikationen zur Verbesserung der Stabilität und somit auch zur Verringerung der Komplikationen bei der osteosynthetischen Versorgung einer instabilen Femurschaftfraktur.

6 Zusammenfassung

Die elastisch stabile intramedulläre Nagelung stellt das von den AWMF Leitlinien Kinderchirurgie empfohlene Verfahren der Wahl zur Versorgung einer Keilfraktur des Femurschaftes bei Kindern über drei Jahren dar. Das Verfahren besticht gegenüber den Therapiealternativen durch ein geringes Risiko an Komplikationen wie beispielsweise Beinlängendifferenzen, Refrakturen oder starker Narbenbildung. Nichtsdestotrotz können auch bei diesem Osteosyntheseverfahren postoperative Komplikationen wie Instabilitäten mit konsekutiven Fehlstellungen und Reoperationen beobachtet werden.

Ziel dieser Studie war es, durch Modifikationen der klassischen 2C-ESIN-Konfiguration eine höhere Stabilität der Osteosynthese unter biomechanischer in-vitro Belastung zu erzielen. Zu diesem Zweck wurden fünfzehn Kunstkochen der Fa. Sawbone mit Femurkeilfrakturen versehen und jeweils fünf Knochen mit einer „klassischen“ 2C-ESIN-Osteosynthese versorgt, während bei weiteren fünf Knochen zusätzlich zur 2C-ESIN-Osteosynthese End-Caps auf die Nagelenden aufgeschraubt wurden bzw. bei weiteren fünf zusätzlich ein dritter Nagel (3C-ESIN-Osteosynthese) implantiert wurde. Es wurden Stahlnägel der Fa. Santech Nord verwendet, die nach Vorbiegung ascendierend vom distalen Femur aus in die Markhöhle eingebracht wurden.

Anschließend wurden Abbruchkriterien für die unterschiedlichen Versuchsreihen definiert, um eine Destruktion der Knochen und der jeweiligen Osteosynthese zu vermeiden, welche weitere Messungen ausgeschlossen hätte.

Die Knochen wurden unter axiale Kompression, 4-Punkt-Biegung, Torsionsbelastung und physiologische 9°-Kompression gebracht und anhand der Messergebnisse das Drehmoment, das Biegemoment bzw. die jeweilige Verschiebung im Frakturspalt bestimmt.

Es zeigte sich eine statistisch signifikante Überlegenheit der 3C-ESIN-Konfiguration gegenüber der Standardversorgung unter 4-Punkt-Biegung, physiologischer 9°-Kompression und Innenrotation.

Bei der Konfiguration bestehend aus der 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps konnten weniger eindeutige Aussagen getroffen werden. Hier erwies sich die Modifikation unter 4-Punkt-Biegung - ausgenommen unter Belastung von anterior nach posterior - und unter Rotationsbelastung verglichen mit der Standardosteosynthese als signifikant stabilere Versorgung.

Die Standardosteosynthese erwies sich lediglich unter der 9°-Kompression gemessen am Trochanter major und nur im Vergleich mit der Modifikation mit End-Caps als signifikant stabilere Osteosynthese.

Der Vergleich der beiden Modifikationen der Standardosteosynthese zeigte die Variante mit einem dritten Nagel als signifikant stabilere Versorgungsmöglichkeit bei einer Femurschaftkeilfraktur. Es wurden verglichen mit der Modifikation mit End-Caps signifikant stabilere Werte unter axialer Kompression anterior, 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior sowie unter physiologischer 9°-Kompression gemessen.

Als Einschränkung zu berücksichtigen bleibt bei den in dieser Studie verwendeten synthetischen Knochen das Fehlen des vermutlich stabilisierenden Weichteilmantels wie der Muskeln und Ligamente, was allerdings bei allen gemessenen Knochen gleichermaßen zutraf und somit keinen Einfluss auf die Aussagen bezüglich der stabileren Konfiguration hat.

Durch die zusätzliche Implantation eines dritten Nagels wird bei der Keilfraktur als Beispiel einer komplexen und instabilen Form der Femurschaftfraktur ein Stabilitätsgewinn gegenüber der 2C-ESIN-Osteosynthese erreicht.

Gegenüber der Standardversorgung mit 2C-ESIN ermöglicht auch die zusätzliche Applikation von End-Caps bei der Keilfraktur einen - wenn auch weniger deutlichen - Stabilitätsgewinn. Auch wenn durch die Implantation eines dritten Nagels eine stabilere Osteosynthese als durch die zusätzliche Verwendung von End-Caps erzielt wurde, können beide Varianten zur Verbesserung der Stabilität bei der osteosynthetischen Versorgung der instabilen kindlichen Femurschaftfraktur empfohlen werden.

7 Literaturverzeichnis

- (1) Anderson M, Messner MB, Green WT: Distribution of Lengths of the Normal Femur and Tibia in Children from One to Eighteen Years of Age. *J Bone Joint Surg Am* 46, 1197-1202 (1964)
- (2) Angadi DS, Shepherd DE, Vadivelu R, Barrett T: Rigid intramedullary nail fixation of femoral fractures in adolescents: What evidence is available? *J Orthopaed Traumatol.* 15, 147-153 (2014)
- (3) Baldwin K, Hsu JE, Wenger DR, Hosalkar HS: Treatment of femur fractures in school-aged children using elastic stable intramedullary nailing: a systematic review. *J Pediatr Orthop B.* 20, 303-308 (2011)
- (4) Beaty JH, Austin SM, Warner WC, Canale ST, Nichols L: Interlocking intramedullary nailing of femoral-shaft fractures in adolescents: preliminary results and complications. *J Pediatr Orthop.* 14, 178-183 (1994)
- (5) Beaty JH, Kasser JR: *Rockwood and Wilkins`Fractures in children.* 6. Aufl., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (2005)
- (6) Beebe KS, Sabharwal S, Behrens F: Femoral shaft fractures: is rigid intramedullary nailing safe for adolescents? *Am J Orthop* 35, 172-174 (2006)
- (7) Benz G, Kallieris S, Blume U: Biomechanik des experimentell gesetzten Biege- und Torsionsbruchs vor und nach Versorgung mit Nancy-Nägeln. *Zentralbl Kinderchir* 9, 104-109 (2000)
- (8) Bienkowski P, Harvey EJ, Reindl R, Berry GK, Benaroch TE, Ouellet JA: The locked flexible intramedullary humerus nail in pediatric femur and tibia shaft fractures: a feasibility study. *J Pediatr Orthop.*, 24, 634-637 (2004)
- (9) Blasier RD, Aronson J, Tursky EA: External fixation of pediatric femur fractures. *J Pediatr Orthop.* 17, 342-346 (1997)
- (10) Braun W, Zerai H, Mayr E und Ruter A: [Pediatric femoral shaft fracture: effect of treatment procedure on results with reference to somatic and psychological aspects]. *Unfallchirurg* 98, 449-453 (1995)
- (11) Buckley SL: Current trends in the treatment of femoral shaft fractures in children and adolescents. *Clin Orthop Relat Res*, 60-73 (1997)
- (12) Buehler KC, Thompson JD, Sponseller PD, Black BE, Buckley SL, Griffin PP: A prospective study of early spica casting outcomes in the treatment of femoral shaft fractures in children. *J Pediatr Orthop.* 15, 30-35 (1995)
- (13) Caglar O, Aksoy MC, Yazici M, Surat A: Comparison of compression plate and flexible intramedullary nail fixation in pediatric femoral shaft fractures. *J Pediatr Orthop B.* 15, 210-214 (2006)
- (14) Caird MS, Mueller KA, Puryear A, Farley FA: Compression plating of pediatric femoral shaft fractures. *J Pediatr Orthop.* 23, 448-452 (2003)

- (15) Chong AC, Friis EA, Ballard GP, Czuwala PJ, Cooke FW: Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading. *Ann Biomed Eng* 35, 1196-1205 (2007)
- (16) Chong AC, Miller F, Buxton M, Friis EA: Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone. *J Biomech Eng* 129, 487-493 (2007)
- (17) Crist BD, Dart BR, Czuwala PJ, Olney BW, Pence CD: Using flexible nails to improve stabilization of proximal femur fractures in adolescents. *Am J Orthop* 35, 37-41 (2006)
- (18) Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A: Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 29, 525-535 (1996)
- (19) Cristofolini L, Viceconti M: Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech* 33, 279-288 (2000)
- (20) Curtis JF, Killian JT, Alonso JE: Improved treatment of femoral shaft fractures in children utilizing the pontoon spica cast: a long-term follow-up. *J Pediatr Orthop.* 15, 36-40 (1995)
- (21) Davis TJ, Topping RE, Blanco JS. External fixation of pediatric femoral fractures. *Clin Orthop* 318, 191-198 (1995)
- (22) Device for the fixation of bones (Patent), unter:
<http://www.google.com/patents/WO2006136037A1?cl=en> (Tag des Zugriffs: 23.06.2015)
- (23) Dietz HG, Schmittenbecher PP, Illing P: *Intramedulläre Osteosynthese im Wachstumsalter*. 1. Aufl., Urban & Schwarzenberg, München/Wien/Baltimore (1997)
- (24) Dietz HG, Joppich I, Marzi I, Parsch K, Schlickewei W, Schmittenbecher PP: [Treatment of femoral fractures in childhood. Consensus Report of the 19th Meeting of the Child Traumatology Section of the DGU, Munich, 23-24 June 2000]. *Unfallchirurg* 104, 788-790 (2001)
- (25) Dietz HG, Illing P, Schmittenbecher PP, Slongo Th, Sommerfeldt DW: *Praxis der Kinder- und Jugendtraumatologie*, Springer Medizin Verlag, Heidelberg (2011)
- (26) Dietz HG, Schlickewei W: Femoral shaft fractures in children. *Unfallchirurg.*, 114, 382-387 (2014)
- (27) Domb BG, Sponseller PD, Ain M, Miller NH: Comparison of dynamic versus static external fixation for pediatric femur fractures. *J Pediatr Orthop.* 22, 428-430 (2002)
- (28) Doser A, Helwig P, Konstantinidis L, Kuminack KF, Südkamp NP, Strohm PC: Does the extent of prebending affect the stability of femoral shaft fractures stabilized by titanium elastic nails? A biomechanical investigation on an adolescent femur model. *J Pediatr Orthop.* 31, 834-838 (2011)
- (29) Duda GN, Schneider E, Chao EY: Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech.* 30, 933-941 (1997)
- (30) Durst J: *Frakturen des Femurschaftes*. In: *Traumatologische Praxis*, 1. Aufl., 522, Schattauer, Stuttgart (1997)

- (31) Fein LH, Pankovich AM, Spero CM, Baruch HM: Closed flexible intramedullary nailing of adolescent femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma* 3, 133-141 (1989)
- (32) Ferguson J, Nicol RO: Early spica treatment of pediatric femoral shaft fractures. *J Pediatr Orthop.* 20, 189-192 (2000)
- (33) Fernandez FF, Schmickal T, Egenolf M, Hochstein P, Wentzensen A: Fixateur externe Versorgung von instabilen kindlichen Femurdiaphysenfrakturen: 10- Jahres- Erfahrung. *Aktuelle Traumatologie* 31, 156-162 (2001)
- (34) Flynn JM, Hresko T, Reynolds RA, Blasier RD, Davidson R, Kasser J: Titanium elastic nails for pediatric femur fractures: a multicenter study of early results with analysis of complications. *J Pediatr Orthop.* 21, 4-8 (2001)
- (35) Frank DA, Gallo RA, Altman GT, Altman DT: Osteonecrosis of the femoral head after retrograde intramedullary nailing of a femoral shaft fracture in an adolescent. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 87, 2080-2085 (2005)
- (36) Fricka KB, Mahar AT, Lee SS, Newton PO: Biomechanical analysis of antegrade and retrograde flexible intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures using a synthetic bone model. *J Pediatr Orthop.* 24, 167-171 (2004)
- (37) Fyodorov I, Sturm PF, Robertson WW, Jr.: Compression-plate fixation of femoral shaft fractures in children aged 8 to 12 years. *J Pediatr Orthop.* 19, 578-581 (1999)
- (38) Galpin RD, Willis RB, Sabano N: Intramedullary nailing of pediatric femoral fractures. *J Pediatr Orthop.* 14, 184-189 (1994)
- (39) Gordon JE, Swenning TA, Burd TA, Szymanski DA, Schoenecker PL: Proximal femoral radiographic changes after lateral transtrochanteric intramedullary nail placement in children. *J Bone Joint Surg Am* 85-A, 1295-1301 (2003)
- (40) Gordon JE, Khanna N, Luhmann SJ, Dobbs MB, Ortman MR, Schoenecker PL: Intramedullary nailing of femoral fractures in children through the lateral aspect of the greater trochanter using a modified rigid humeral intramedullary nail: preliminary results of a new technique in 15 children. *J Orthop Trauma* 18, 414-423 (2004)
- (41) Gracilla RV, Diaz HM, Penaranda NR, Pagsisilgan JM, Spiegel DA, Quirapas D, Reyes ER: Traction spica cast for femoral-shaft fractures in children. *Int Orthop* 27, 145-148 (2003)
- (42) Green JK, Werner FW, Dhawan R, Evans PJ, Kelley S, Webster DA: A biomechanical study on flexible intramedullary nails used to treat pediatric femoral fractures. *J Orthop Res* 23, 1315-1320 (2005)
- (43) Gregory P, Pevny T, Teague D: Early complications with external fixation of pediatric femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma* 10, 191-198 (1996)
- (44) Gresing T, Rapp M, Illing P, Leitlinien Kinderchirurgie: Femurschaftfraktur im Kindesalter, unter:
http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/006016l_S1_Femurschaftfraktur_im_Kindesalter_2014-09.pdf (Tag des Zugriffs: 06.05.2015)

- (45) Gwyn DT, Olney BW, Dart BR, Czuwala PJ: Rotational control of various pediatric femur fractures stabilized with titanium elastic intramedullary nails. *J Pediatr Orthop.* 24, 172-177 (2004)
- (46) Heinrich SD, Drvaric D, Darr K, MacEwen GD: Stabilization of pediatric diaphyseal femur fractures with flexible intramedullary nails [a technique paper]. *J Orthop Trauma* 6, 452-459 (1992)
- (47) Herrmann B, Dettmeyer R, Banaschak S, Thyen U: *Kindesmisshandlung*. 1. Aufl., Springer Verlag, Berlin (2008)
- (48) Heyworth BE, Galano GJ, Vitale MA, Vitale MG: Management of closed femoral shaft fractures in children, ages 6 to 10: national practice patterns and emerging trends. *J Pediatr Orthop* 24, 455-459 (2004)
- (49) Ho CA, Skaggs DL, Tang CW und Kay RM: Use of flexible intramedullary nails in pediatric femur fractures. *J Pediatr Orthop.* 26, 497-504 (2006)
- (50) Jencikova-Celerin L, Phillips JH, Werk LN, Wiltrout SA, Nathanson I: Flexible interlocked nailing of pediatric femoral fractures: experience with a new flexible interlocking intramedullary nail compared with other fixation procedures. *J Pediatr Orthop.*, 28, 864-873 (2008)
- (51) Kaiser MM: Stabilität verschiedener elastisch stabiler intramedullärer Osteosynthesen bei diaphysären Femurspiralfrakturen, Med. Habil. Schr. Lübeck (2009)
- (52) Kaiser MM, Wessel LM, Zachert G, Stratmann C, Eggert R, Gros N, Schulze-Hessing M, Kienast B: Biomechanical analysis of a synthetic femur spiral fracture model: Influence of different materials on the stiffness in flexible intramedullary nailing. *Clin Biomech* 26, 592-597 (2011)
- (53) Kaiser MM, Zachert G, Wendlandt R, Rapp M, Eggert R, Stratmann C, Wessel LM, Schulz AP, Kienast BJ: Biomechanical analysis of a synthetic femoral spiral fracture model: Do end caps improve retrograde flexible intramedullary nail fixation? *J Orthop Surg Res.* 18, 46 (2011)
- (54) Kaiser MM, Zachert G, Wendlandt R, Eggert R, Stratmann C, Gros N, Schulze-Hessing M, Rapp M: Increasing stability by pre-bending the nails in elastic stable intramedullary nailing: a biomechanical analysis of a synthetic femoral spiral fracture model. *J Bone Joint Surg Br.* 94, 713-718 (2012)
- (55) Kaiser MM, Stratmann C, Zachert G, Schulze-Hessing M, Gros N, Eggert R, Rapp M: Modification of elastic stable intramedullary nailing with a 3rd nail in a femoral spiral fracture model - results of biomechanical testing and a prospective clinical study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 15, 3 (2014)
- (56) Kanellopoulos AD, Yiannakopoulos CK, Soucacos PN: Closed, locked intramedullary nailing of pediatric femoral shaft fractures through the tip of the greater trochanter. *J Trauma* 60, 213-222 (2006)

- (57) Kiely N.: Mechanical properties of different combinations of flexible nails in a model of a pediatric femoral fracture. *J Pediatr Orthop.* 22, 424-427 (2002)
- (58) Kirby RM, Winquist RA und Hansen ST Jr.: Femoral shaft fractures in adolescents: a comparison between traction plus cast treatment and closed intramedullary nailing. *J Pediatr Orthop.* 1, 193-197 (1981)
- (59) Kirschenbaum D, Albert MC, Robertson WW Jr., Davidson RS: Complex femur fractures in children: treatment with external fixation. *J Pediatr Orthop.* 10, 588-591 (1990)
- (60) Kraus R, Meyer C, Heiss C, Stahl JP, Schnettler R: [Intraoperative radiation exposure in elastic stable intramedullary nailing [ESIN] during the growth period. Observations in 162 long bone shaft fractures]. *Unfallchirurg* 110, 28-32 (2007)
- (61) Kraus R, Schiefer U, Schafer C, Meyer C, Schnettler R: Elastic stable intramedullary nailing in pediatric femur and lower leg shaft fractures: intraoperative radiation load. *J Pediatr Orthop.* 28, 14-16 (2008)
- (62) Krettek C, Haas N, Walker J, Tscherne H: Treatment of femoral shaft fractures in children by external fixation. *Injury* 22, 263-266 (1991)
- (63) Kuner EH, Mayer HP, Schlickewei W: Technik und Ergebnisse der Plattenosteosynthese am kindlichen Femur. *Hefte Unfallheilk* 212, 355-360 (1990)
- (64) Kuner EH: Die Plattenosteosynthese zur Behandlung von Femurschaftfrakturen bei Kindern. *Operat Orthop Traumatol* 3, 227-237 (1991)
- (65) Kuremsky MA, Frick SL: Advances in the surgical management of pediatric femoral shaft fractures. *Curr Opin Pediatr* 19, 51-57 (2007)
- (66) Lascombes P, Haumont T, Journeau P: Use and abuse of flexible intramedullary nailing in children and adolescents. *J Pediatr Orthop.* 26, 827-834 (2006)
- (67) Lee SS, Mahar AT, Newton PO: Ender nail fixation of pediatric femur fractures: a biomechanical analysis. *J Pediatr Orthop.* 21, 442-445 (2001)
- (68) Li Y, Stabile KJ, Shilt JS: Biomechanical analysis of titanium elastic nail fixation in a pediatric femur fracture model. *J Pediatr Orthop.* 28, 874-878 (2008)
- (69) Ligier JN, Metaizeau J-P, Prevot J, Lascombes P: Elastic stable intramedullary pinning of long bone shaft fractures in children. *Z Kinderchir.* 40, 209-212 (1985)
- (70) Li-La e.V., unter: <http://www.li-la.org/content/> (Tag des Zugriffs: 21.08.2012)
- (71) Loder RT, O'Donnell PW, Feinberg JR: Epidemiology and mechanisms of femur fractures in children. *J Pediatr Orthop.* 26, 561-566 (2006)
- (72) Mäyränpää MK, Mäkitie O, Kallio PE: Decreasing incidence and changing pattern of childhood fractures: A population-based study. *J Bone Miner Res* 25, 2752-2759 (2010)
- (73) Mahar AT, Lee SS, Lalonde FD, Impelluso T, Newton PO.: Biomechanical comparison of stainless steel and titanium nails for fixation of simulated femoral fractures. *J Pediatr Orthop.* 24, 638-641 (2004)

- (74) Maier M, Maier-Heidkamp P, Lehnert M, Wirbel R, Marzi I: [Results of femoral shaft fractures in childhood in relation to different treatment modalities]. *Unfallchirurg* 106, 48-54 (2003)
- (75) Maier M, Marzi I: Elastic Stable Intramedullary Nailing of Femur Fractures in Children. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 20, 364-372 (2008)
- (76) Maier M, Schneidmüller D, Marzi I: Frakturen des Femurschaftes. In: Marzi I. (Hrsg.): *Kindertraumatologie*. 2. Aufl., 263, Springer, Heidelberg (2010)
- (77) Mani US, Sabatino CT, Sabharwal S, Svach DJ, Suslak A, Behrens FF: Biomechanical comparison of flexible stainless steel and titanium nails with external fixation using a femur fracture model. *J Pediatr Orthop.* 26, 182-187 (2006)
- (78) Mehlman CT, Nemeth NM, Glos DL: Antegrade versus retrograde titanium elastic nail fixation of pediatric distal-third femoral-shaft fractures: a mechanical study. *J Orthop Trauma* 20, 608-612 (2006)
- (79) Metaizeau JP: *Osteosynthese chez l' enfant par E.C.M.E.S.* Sauramps Medical Montpellier (1988)
- (80) Mileski RA, Garvin KL, Crosby LA: Avascular necrosis of the femoral head in an adolescent following intramedullary nailing of the femur. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 76, 1706-1708 (1994)
- (81) Moroz LA, Launay F, Kocher MS, Newton PO, Frick SL, Sponseller PD, Flynn JM: Titanium elastic nailing of fractures of the femur in children. Predictors of complications and poor outcome. *J Bone Joint Surg Br* 88, 1361-1366 (2006)
- (82) Mubarak SJ, Frick S, Sink E, Rathjen K, Noonan KJ: Volkmann contracture and compartment syndromes after femur fractures in children treated with 90/90 spica casts. *J Pediatr Orthop.* 26, 567-572 (2006)
- (83) Müller K, Valentine-Thon E: Hypersensitivity to titanium: clinical and laboratory evidence. *Neuro Endocrinol. Lett.* 27, 31–35 (2006)
- (84) Narayanan UG, Hyman JE, Wainwright AM, Rang M, Alman BA: Complications of elastic stable intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures, and how to avoid them. *J Pediatr Orthop.* 24, 363-369 (2004)
- (85) Nectoux E, Giacomelli MC, Karger C, Gicquel P, Clavert JM: Use of end caps in elastic stable intramedullary nailing of femoral and tibial unstable fractures in children: preliminary results in 11 fractures. *J Child Orthop.* 2, 309–314 (2008)
- (86) Newton PO, Mubarak SJ: Financial aspects of femoral shaft fracture treatment in children and adolescents. *J Pediatr Orthop.*, 14, 508-512 (1994)
- (87) O'Malley DE, Mazur JM, Cummings RJ: Femoral head avascular necrosis associated with intramedullary nailing in an adolescent. *J Pediatr Orthop.* 15, 21-23 (1995)
- (88) Oh CW, Song HR, Jeon IH, Min WK, Park BC: Nail-assisted percutaneous plating of pediatric femoral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 456, 176-181 (2007)

- (89) Oh CW, Song HR, Kim JW, Kyung HS, Lee HJ, Min WK, Park BC: Deformity correction with submuscular plating technique in children. *J Pediatr Orthop B.* 19, 47-54 (2010)
- (90) Orlor R, Hersche O, Helfet DL, Mayo KA, Ward T, Ganz R: [Avascular femur head necrosis as severe complication after femoral intramedullary nailing in children and adolescents]. *Unfallchirurg* 101, 495-499 (1998)
- (91) Pervot J, Ligier JN: Indikationen für eine Osteosynthese der Oberschenkelfraktur, In: Hoffmann v. Kappherr S: Operationsindikationen bei Frakturen im Kindesalter. 179-180, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart/New York (1987)
- (92) Platz A, Käch K: Versorgung instabiler kindlicher Schafffrakturen der unteren Extremität mit dem Fixateur externe, *Swiss Surg* 2, 284-289 (1996)
- (93) Probe R, Lindsey RW, Hadley NA, Barnes DA: Refracture of adolescent femoral shaft fractures: a complication of external fixation. A report of two cases. *J Pediatr Orthop.* 13, 102-105 (1993)
- (94) Pugh KJ, Morgan RA, Gorczyca JT, Pienkowski D: A mechanical comparison of subtrochanteric femur fracture fixation. *J Orthop Trauma* 12, 324-329 (1998)
- (95) Rapp M, Gros N, Zachert G, Schulze-Hessing M, Stratmann C, Wendlandt R, Kaiser MM: Improving stability of elastic stable intramedullary nailing in a transverse midshaft femur fracture model: biomechanical analysis of using end caps or a third nail. *J Orthop Surg Res.* 10, 96 (2015)
- (96) Rathjen KE, Riccio AI, De La Garza D: Stainless steel flexible intramedullary fixation of unstable femoral shaft fractures in children. *J Pediatr Orthop.* 27, 432-441 (2007)
- (97) Reeves RB, Ballard RI, Hughes JL: Internal fixation versus traction and casting of adolescent femoral shaft fractures. *J Pediatr Orthop.* 10, 592-595 (1990)
- (98) Rether JR: Intramedulläre Stabilisierung von Schafffrakturen im Wachstumsalter. *Trauma Berufskranh* 7, 112-117 (2005)
- (99) Reynolds RA, Legakis JE, Thomas R, Slongo TF, Hunter JB, Clavert JM: Intramedullary nails for pediatric diaphyseal femur fractures in older, heavier children: early results. *J Child Orthop* 6, 181-188 (2012)
- (100) Sanders JO, Browne RH, Mooney JF, Raney EM, Horn BD, Anderson DJ, Hennrikus WL, Robertson WW: Treatment of femoral fractures in children by pediatric orthopedists: results of a 1998 survey. *J Pediatr Orthop.* 21, 436-441 (2001)
- (101) Schalamon J, Dampf S, Singer G, Ainoedhofer H, Petnehazy T, Hoellwarth ME, Saxena AK: Evaluation of fractures in children and adolescents in a level I trauma center in Austria. *J Trauma* 71, E19-E25 (2011)
- (102) Schneidmüller D, von Laer L: Frakturklassifikationen im Kindesalter. In: Marzi I (Hrsg.): *Kindertraumatologie.* 1. Aufl., 23-29, Steinkopff Verlag, Darmstadt (2006)
- (103) Schneidmüller D, Röder C, Kraus R, Marzi I, Kaiser M, Dietrich D, Laer L: Development and validation of a paediatric long-bone fracture classification. A prospective multicentre study in 13 European paediatric trauma centres. *BMC Musculoskeletal Disorders* 12, 89 (2011)

- (104) Sink EL, Hedequist D, Morgan SJ, Hresko T: Results and technique of unstable pediatric femoral fractures treated with submuscular bridge plating. *J Pediatr Orthop.* 26, 177-181 (2006)
- (105) Skaggs DL, Leet AI, Money MD, Shaw BA, Hale JM, Tolo VT: Secondary fractures associated with external fixation in pediatric femur fractures. *J Pediatr Orthop.* 19, 582-586 (1999)
- (106) Slongo TF: Complications and failures of the ESIN technique. *Injury* 36, A78-85 (2005)
- (107) Slongo T, Audigé L, Schlickewei W, Clavert J-M, Hunter J: Development and Validation of the AO Pediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures by the Pediatric Expert Group of the AO Foundation in Collaboration With AO Clinical Investigation and Documentation and the International Association for Pediatric Traumatology. *J Pediatr Orthop.* 26, 43-49 (2006)
- (108) Slongo T and Audigé L on behalf of the AO Pediatric Classification Group Fracture and dislocation classification compendium for children. The AO pediatric comprehensive classification of long-bone fractures (PCCF). *J Orthop Trauma* 21, S135- S160 (2007)
- (109) Slongo T, Audigé L, Hunter JB, Berger SM: Clinical evaluation of end caps in elastic stable intramedullary nailing of femoral and tibial shaft fractures in children. *Eur J Trauma Emerg Surg* 37, 305-312 (2011)
- (110) Sola J, Schoenecker PL, Gordon JE: External fixation of femoral shaft fractures in children: enhanced stability with the use of an auxiliary pin. *J Pediatr Orthop.* 19, 587-591 (1999)
- (111) Stans AA, Morrissy RT, Renwick SE: Femoral shaft fracture treatment in patients age 6 to 16 years. *J Pediatr Orthop.* 19, 222-228 (1999)
- (112) Sugi M, Cole WG: Early plaster treatment for fractures of the femoral shaft in childhood. *J Bone Joint Surg Br.*, 69, 743-745 (1987)
- (113) Synthes: <http://www.synthes.com/MediaBin/International%20DATA/016.000.207.pdf> (Tag des Zugriffs: 20.08.2012)
- (114) Szivek JA, Gealer RL: Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *J Appl Biomater* 2, 277-280 (1991)
- (115) Townsend DR, Hoffinger S: Intramedullary nailing of femoral shaft fractures in children via the trochanter tip. *Clin Orthop Relat Res*, 113-118 (2000)
- (116) Volpon JB, Perina MM, Okubo R, Maranhão DA: Biomechanical performance of flexible intramedullary nails with end caps tested in distal segmental defects of pediatric femur models. *J Pediatr Orthop.* 32, 461-466 (2012)
- (117) Von Laer L: Beinlängendifferenzen und Rotationsfehler nach Oberschenkelschaftfrakturen im Kindesalter. *Arch Orthop Unfallchir* 89, 121-137 (1977)
- (118) Von Laer L, Kraus R, Linhardt W: Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter. 5. Aufl., G. Thieme Verlag, Stuttgart (2007)
- (119) Von Laer L, Kraus R, Linhardt W: Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter. 6. Aufl., G. Thieme Verlag, Stuttgart (2013)

- (120) Wall EJ, Jain V, Vora V, Mehlman CT, Crawford AH: Complications of titanium and stainless steel elastic nail fixation of pediatric femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am* 90, 1305-1313 (2008)
- (121) Weinberg AM, Reilmann H, Lampert C, von Laer L: [Experience with external fixation in treatment of shaft fractures in childhood]. *Unfallchirurg* 97, 107-113 (1994)
- (122) Weiss JM, Choi P, Ghatan C, Skaggs DL, Kay RM: Complications with flexible nailing of femur fractures more than double with child obesity and weight >50 kg. *J Child Orthop.*, 3, 53-58 (2009)
- (123) Wenger DR, Pring ME: *Rang`s Children`s Fractures*. 3. Aufl., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (2005)
- (124) Wessel L, Seyfriedt C: [Leg length inequality after childhood femoral fractures--permanent or temporary phenomenon?]. *Unfallchirurg* 99, 275-282 (1996)
- (125) Wolff J: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. 1. Aufl., Reprint [der Ausg.], Hirschwald, 1892 / Hrsg.: Georg Bergmann und Georg Duda, Pro Business Verlag, Berlin (2010)
- (126) Wright JG, Wang EE, Owen JL, Stephens D, Graham HK, Hanlon M, Natrass GR, Reynolds RA, Coyte P: Treatment for paediatric femoral fractures: a randomised trial. *Lancet* 365, 1153-1158 (2005)
- (127) Zachert G, Rapp M, Eggert R, Schulze-Hessing M, Gros N, Stratmann C, Wendlandt R, Kaiser MM: Additional tension screws improve stability in elastic stable intramedullary nailing: Biomechanical analysis of a femur spiral fracture model. *Eur J Pediatr Surg.* 25, 365-372 (2015)
- (128) Zimmerman MC, Waite AM, Deehan M, Tovey J, Oppenheim W: A biomechanical analysis of four humeral fracture fixation systems. *J Orthop Trauma* 8, 233-239 (1994)

8 Anhang

Abbildungsverzeichnis

1. Klassifizierung der Femurschaft-Keilfraktur gemäß AO-PCCF.....	6
2. Einteilung der Femurfrakturen nach der Li-La-Klassifikation.....	7
3. Maße des Kunstknochens.....	28
4. Herstellung der Keilfraktur.....	28
5. Sawbones mit hergestellter Keilfraktur.....	29
6. Vorlage zur Vorbiegung der Stahlnägel.....	30
7. Vorgabe der Bohrung und entsprechend angefertigte Bohrschablone.....	31
8. End-Cap der Fa. Synthes.....	32
9. Röntgenaufnahme einer Keilfraktur am Knochenmodell nach Implantation einer 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps im a-p Strahlengang.....	32
10. 3C-ESIN-Osteosynthese.....	33
11. Röntgenaufnahme einer Keilfraktur am Knochenmodell nach Implantation einer 3C-ESIN-Osteosynthese im a-p-Strahlengang.....	33
12. Messaufbau zur axialen Kompression.....	36
13. Messaufbau zur 9°- Kompression.....	37/38
14. Zusatzkonstruktion zur Beibehaltung der waagerechten Condylenausrichtung unter Biegebelastung.....	39
15. Messaufbau zur 4-Punkt-Biegung.....	40/41
16. Messaufbau zur Torsionsbelastung I.....	42
17. Messaufbau zur Torsionsbelastung II.....	43

Tabellenverzeichnis

1. Vergleich der ESIN-Konfigurationen unter axialer Belastung: anteriore Verschiebung.....	48
2. Vergleich der ESIN-Konfigurationen unter axialer Belastung: posteriore Verschiebung.....	49/50
3. ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von anterior nach posterior.....	51
4. ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von posterior nach anterior.....	52/53
5. ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von lateral nach medial.....	54
6. ESIN-Konfigurationen unter 4-Punkt-Biegung von medial nach lateral.....	55/56
7. ESIN-Konfigurationen unter Innenrotationsbelastung.....	57
8. ESIN-Konfigurationen unter Außenrotationsbelastung.....	58/59
9. ESIN-Konfigurationen unter 9°-Kompression, Messung am Trochanter major.....	60
10. ESIN-Konfigurationen unter 9°-Kompression, Messung an der Crista intertrochanterica.....	61/62
11. Zusammenfassung der Konfigurationsvergleiche.....	64
12. Konfigurationsvergleich 2C-ESIN-Osteosynthese vs. 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps.....	65
13. Konfigurationsvergleich 2C-ESIN-Osteosynthese vs. 3C-ESIN-Osteosynthese.....	66
14. Konfigurationsvergleich 2C-ESIN-Osteosynthese mit End-Caps vs. 3C-ESIN-Osteosynthese.....	67

Herstellerliste

Kunstknochen:

Fa. Sawbones, Europe AB Krossverksgatan 3 in 21616 Malmö, Schweden

Stahlnägel:

Fa. Santech Nord, Medizintechnik, Schnuckenweide 17, 29640 Schneverdingen

End-Caps:

Fa. Synthes GmbH, Eimattstrasse 3 in 4436 Oberdorf, Schweiz

Sensoren:

Fa. Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & co kg, Talstr. 1 – 5, 76593 Gernsbach
[Drehmomentsensor]

Fa. Hottinger Baldwin Messtechnik, Im Tiefen See 45, 64293 Darmstadt
[Kraftsensor]

Fa. MEGATRON Elektronik AG & Co. Industrietechnik, Hermann-Oberth-Str. 7,
85640 Putzbrunn/München [Mikrosensor-Wegtaster]

Software:

Fa. Heraeus Kulzer GmbH, Philipp-Reis-Straße 8/13, D-61273 Wehrheim

Fa. Microsoft Deutschland GmbH, Konrad-Zuse-Straße 1, 85716 Unterschleißheim

Fa. National Instruments Germany GmbH, Konrad-Celtis-Str. 79, 81369 München
[DIADEM]

Fa. UGS PLM Solutions, Robert- Bosch- Straße 11, D-63225 Langen [Solid Edge]

SPSS GmbH Software, Theresienhöhe 13, 80339 München

Materialprüfung:

Fa. Zwick GmbH & Co. KG, August-Nagel-Straße 11, D-89079 Ulm

9 Danksagungen

Nach vielen Jahren intensiver Arbeit ist sie nun abgeschlossen – meine Dissertation. Damit ist es nun an der Zeit mich bei all denjenigen zu bedanken, die mich in dieser einerseits herausfordernden andererseits aber auch lohnenden Phase unterstützt und mit Rat zur Seite gestanden haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Martin M. Kaiser, stellvertretender Direktor der Klinik für Kinderchirurgie der Universität zu Lübeck, für die Bereitstellung des interessanten Themas und die stets freundliche, kompetente und zuverlässige Unterstützung meiner wissenschaftlichen Arbeit.

Ein großer Dank gilt auch Herrn Gregor Zachert, ehemaliger Mitarbeiter des Labors für Biomechanik der Universität zu Lübeck, für die gute Einarbeitung und die Unterstützung bei Fragen im Bereich der Biomechanik und der Statistik.

Des Weiteren danke ich den Mitarbeitern des Labors für Biomechanik der Universität zu Lübeck für die Bereitstellung der Materialien und des Arbeitsplatzes sowie für die stets freundschaftliche und angenehme Arbeitsatmosphäre. Auch gilt mein Dank der wissenschaftlichen Werkstatt der Universität zu Lübeck für ihre stets schnelle und fachlich hochwertige Unterstützung.

Zudem bedanke ich mich bei meinen Freunden, ehemaligen Kommilitonen und Kollegen, die mir stets mit Geduld, Motivation und guten Ratschlägen zur Seite standen. In diesem Zusammenhang gilt mein Dank besonders Inken Schulze-Hessing, Marion Kügler und Sandra Sahm, welche mich bei der orthographischen Feinarbeit meiner Dissertation kompetent beraten haben sowie Eduardo Velazquez für den technischen Support.

Vor allem danke ich jedoch meinen Eltern, die die Grundsteine für meinen Weg gelegt und mich unermüdlich unterstützt und motiviert haben.

Praktisches Jahr

02/2011-01/2012	Praktisches Jahr:
Chirurgie	Klinikum Itzehoe, Itzehoe (2 Monate)
Kinderchirurgie	KKH Wilhelmstift, Hamburg (2 Monate)
Pädiatrie	Klinikum Itzehoe, Itzehoe (4 Monate)
Innere Medizin	Klinikum Itzehoe, Itzehoe (4 Monate)

Famulaturen

2010	Famulatur in der Kinderchirurgie der Universität zu Lübeck (Lübeck)
2010	Famulatur in der Pädiatrie des Helios Klinikum Berlin-Buch (Berlin)
2009	Famulatur in der kinderchirurgischen Rettungsstelle und Ambulanz des Helios Klinikum Berlin-Buch (Berlin)
2009	Famulatur in der Kinderchirurgie des Helios Klinikum Berlin-Buch (Berlin)
2008	Famulatur auf der kinderorthopädischen Station des Emil von Behring-Klinikum (Berlin)

Schulische Ausbildung

2005	Abschluss der Gymnasialzeit mit dem Abitur
1998-2005	Besuch des Albert-Einstein-Gymnasiums (Berlin)
1992-1998	Besuch der Hugo-Heimann-Grundschule (Berlin)

Publikationen

07/2011	<p>Kaiser MM, Wessel LM, Zachert G, Stratmann C, Eggert R, Gros N, Schulze-Hessing M, Kienast B, Rapp M.</p> <p>Biomechanical analysis of a synthetic femur spiral fracture model: Influence of different materials on the stiffness in flexible intramedullary nailing.</p> <p>Clin Biomech 26, 592-597 (2011)</p>
05/2012	<p>Kaiser MM, Zachert G, Wendlandt R, Eggert R, Stratmann C, Gros N, Schulze-Hessing M, Rapp M.</p> <p>Increasing stability by pre-bending the nails in elastic stable intramedullary nailing: a biomechanical analysis of a synthetic femoral spiral fracture model.</p> <p>J Bone Joint Surg Br. 94, 713-718 (2012)</p>

- 05/2013 Kaiser MM, Gros N, Eggert R, Schulze-Hessing M, Zachert G, Wendland R
- Elastisch stabile intramedulläre Schienung diaphysärer Femurquerfrakturen: Biomechanische Messungen von Modifikationen am Kunstknochenmodell
- Preisträger im Rahmen des 130. Kongresses der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie (Posterpreis)
- 01/2014 Kaiser MM, Stratmann C, Zachert G, Schulze-Hessing M, Gros N, Eggert R, Rapp M.
- Modification of elastic stable intramedullary nailing with a 3rd nail in a femoral spiral fracture model - results of biomechanical testing and a prospective clinical study.
- BMC Musculoskeletal Disorders 15, 3 (2014)
- 06/2014 Zachert G, Rapp M, Eggert R, Schulze-Hessing M, Gros N, Stratmann C, Wendlandt R, Kaiser MM
- Additional tension screws improve stability in elastic stable intramedullary nailing: Biomechanical analysis of a femur spiral fracture model.
- Eur J Pediatr Surg. 25, 365-372 (2015)
- 06/2015 Rapp M, Gros N, Zachert G, Schulze-Hessing M, Stratmann C, Wendlandt R, Kaiser MM
- Improving stability of elastic stable intramedullary nailing in a transverse midshaft femur fracture model: biomechanical analysis of using end caps or a third nail.
- J Orthop Surg Res. 10, 96 (2015)

