

Aus der Klinik für Wiederkäuer mit Ambulanz und Bestandsbetreuung
(Lehrstuhl für Innere Medizin und Chirurgie der Wiederkäuer: Prof. Dr. W. Klee)
im Zentrum für Klinische Tiermedizin der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Arbeit angefertigt unter Leitung von
Prof. Dr. K. Nuss

**Biomechanischer In-vitro-Vergleich der
LC-DCP- und LCP-Osteosynthese am Os femoris
neugeborener Kälber
Ein Beitrag zur Fixation fragiler Knochen**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität
München

vorgelegt von
Mona Hördemann
aus Essen

München 2010

Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Braun

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Nuss

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Matis

Tag der Promotion: 13. Februar 2010

Meinen lieben Eltern und Großeltern

INHALTSVERZEICHNIS

| | | |
|-----------|--|-----------|
| I | EINLEITUNG..... | 1 |
| II | LITERATURÜBERSICHT | 2 |
| 1. | ANATOMIE UND ENTWICKLUNG DES OS FEMORIS | 2 |
| 2. | EINFLÜSSE AUF DIE FRAKTURHEILUNG BEIM JUNGTTIER | 5 |
| 2.1 | <i>Bedeutung des Periosts.....</i> | <i>5</i> |
| 2.2 | <i>Bedeutung des Immunstatus und zusätzlicher Erkrankungen</i> | <i>6</i> |
| 2.3 | <i>Wachstumsstörungen.....</i> | <i>7</i> |
| 3. | FRAKTUREN DES OS FEMORIS BEI NEUGEBORENEN KÄLBERN | 7 |
| 3.1 | <i>Häufigkeit und Lokalisation</i> | <i>7</i> |
| 3.2 | <i>Ursachen</i> | <i>8</i> |
| 3.3 | <i>Frakturformen</i> | <i>8</i> |
| 4. | BEHANDLUNG VON OS-FEMORIS-FRAKTUREN BEI NEUGEBORENEN KÄLBERN | 9 |
| 4.1 | <i>Konservative Behandlung.....</i> | <i>9</i> |
| 4.2 | <i>Verbände und Schienen.....</i> | <i>9</i> |
| 4.3 | <i>Fixateur externe.....</i> | <i>10</i> |
| 4.4 | <i>Interne Fixation.....</i> | <i>10</i> |
| 4.4.1 | <i>Intramedulläre Kraftträger</i> | <i>11</i> |
| 4.4.2 | <i>Clamp Rod Internal Fixator</i> | <i>11</i> |
| 4.4.3 | <i>Plattenosteosynthese</i> | <i>12</i> |
| 5. | VERFAHRENS- UND MATERIALENTWICKLUNGEN IN DER PLATTENOSTEOSYNTHESE | 13 |
| 5.1 | <i>Konventionelle Plattenosteosynthese</i> | <i>13</i> |
| 5.1.1 | <i>Entwicklung der DCP</i> | <i>13</i> |
| 5.1.2 | <i>Entwicklung der LC-DCP.....</i> | <i>14</i> |
| 5.1.3 | <i>Einfluss der konventionellen Osteosynthese auf die Operationstechnik.....</i> | <i>15</i> |
| 5.1.4 | <i>Nachteile der konventionellen Plattenosteosynthese</i> | <i>15</i> |
| 5.2 | <i>Biologische Plattenosteosynthese.....</i> | <i>16</i> |
| 5.2.1 | <i>Entwicklung des Fixateur interne.....</i> | <i>17</i> |
| 5.2.2 | <i>Vorteile des Fixateur interne.....</i> | <i>19</i> |
| 5.3 | <i>Entwicklung der LCP</i> | <i>20</i> |
| 6. | VERWENDUNG DER LCP | 21 |
| 6.1 | <i>Verwendung von Schrauben mit der LCP</i> | <i>22</i> |
| 6.1.1 | <i>Hybrid-Gebrauch von Schrauben.....</i> | <i>23</i> |

| | | |
|------------|--|-----------|
| 6.2 | <i>Funktionsweisen der LCP</i> | 24 |
| 6.2.1 | Anwendung der LCP als dynamische Kompressionsplatte..... | 24 |
| 6.2.2 | Anwendung der LCP als Neutralisations- oder Abstützplatte..... | 24 |
| 6.2.3 | Anwendung der LCP als Überbrückungsplatte..... | 25 |
| 6.3 | <i>Spezifische Indikationen für die LCP und verschiedene Anwendungstechniken</i> | 26 |
| 6.3.1 | Anwendung der LCP bei Trümmerfrakturen | 26 |
| 6.3.2 | Anwendung der LCP bei osteoporotischen Knochen | 27 |
| 7. | BIOMECHANISCHE TESTS UND KLINISCHE ANWENDUNG | 29 |
| 7.1 | <i>Biomechanische Untersuchungen</i> | 29 |
| 7.1.1 | Untersuchungen an Kadavermodellen | 29 |
| 7.1.2 | Untersuchungen an Knochensubstituten | 31 |
| 7.2 | <i>Ergebnisse klinischer Untersuchungen</i> | 34 |
| III | MATERIAL UND METHODE | 36 |
| 1. | ZIELSTELLUNG DER UNTERSUCHUNG | 36 |
| 2. | SAMMELN DER KNOCHEN | 36 |
| 3. | ERARBEITUNG DES DEFINITIVEN TEST-PROTOKOLLS | 38 |
| 3.1 | <i>Erster Vorversuch</i> | 39 |
| 3.2 | <i>Zweiter Vorversuch</i> | 41 |
| 3.3 | <i>Modifikation der Testkörper und des Testaufbaus</i> | 42 |
| 3.4 | <i>Dritter Vorversuch</i> | 43 |
| 3.5 | <i>Vierter Vorversuch</i> | 45 |
| 4. | PRÄPARATIONSSCHRITTE | 46 |
| 4.1 | <i>Herstellung der Testkörper</i> | 46 |
| 4.2 | <i>Präparation unmittelbar vor der Testung</i> | 48 |
| 5. | BIOMECHANISCHE TESTUNG | 52 |
| 6. | DATENERHEBUNG | 53 |
| 6.1 | <i>Anziehbarkeit der Schrauben</i> | 53 |
| 6.2 | <i>Lockerung der Schrauben</i> | 53 |
| 6.3 | <i>Verschiebung der Knochenfragmente</i> | 53 |
| 6.4 | <i>Weite des Osteotomiespalts</i> | 54 |
| 6.5 | <i>Bewegung der Schrauben</i> | 54 |
| 6.6 | <i>Relative strukturelle Steifigkeit</i> | 55 |
| 6.7 | <i>Maximale axiale Auslenkung</i> | 56 |
| 6.8 | <i>Testzyklen bis zum Versagen</i> | 56 |
| 6.9 | <i>Art des Versagens</i> | 56 |

| | | |
|-------------|--|------------|
| 6.10 | <i>Beurteilung der Schraubenlöcher</i> | 57 |
| 6.11 | <i>Verbiegung der Schrauben</i> | 57 |
| 7. | STATISTISCHE ANALYSE | 57 |
| IV | ERGEBNISSE | 60 |
| 1. | ANZIEHBARKEIT DER SCHRAUBEN..... | 60 |
| 2. | LOCKERUNG DER SCHRAUBEN IM VERLAUF DER TESTS | 61 |
| 3. | VERSCHIEBUNG DER KNOCHENFRAGMENTE | 63 |
| 4. | WEITE DES OSTEOTOMIESPALTS | 68 |
| 5. | BEWEGUNG DER SCHRAUBEN | 71 |
| 6. | RELATIVE STRUKTURELLE STEIFIGKEIT | 72 |
| 7. | MAXIMALE AXIALE AUSLENKUNG | 75 |
| 8. | TESTZYKLEN BIS ZUM VERSAGEN..... | 78 |
| 9. | ART DES VERSAGENS | 80 |
| 9.1 | <i>Versagen der LCP</i> | 80 |
| 9.2 | <i>Versagen der LC-DCP</i> | 82 |
| 10. | SCHRAUBENLÖCHER | 83 |
| 11. | VERBIEGUNG DER SCHRAUBEN..... | 85 |
| V | DISKUSSION | 87 |
| VI | ZUSAMMENFASSUNG | 107 |
| VII | SUMMARY | 109 |
| VIII | LITERATURVERZEICHNIS | 111 |
| IX | DANKSAGUNG | 120 |

I Einleitung

Frakturen des Os femoris nehmen hinsichtlich der Entstehung, der Häufigkeit und der Behandlung bei Kälbern eine Sonderstellung ein (Ferguson et al. 1986). Sie entstehen vor allem durch geburtshilfliche Maßnahmen, bei denen übermäßige Kräfte aufgewendet werden (Mickelsen 1976; Tulleners 1986; Schuh und Killeen 1988; Schuijt 1990; Ferguson 1994; Spiess 2004). Von der Häufigkeit her stehen sie an zweiter Stelle der Frakturen der langen Röhrenknochen. Die Behandlung ist schwierig (Crawford und Fretz 1985; Ferguson et al. 1986; St. Jean et al. 1992b; Spiess 2004). Die interne Fixation gilt dabei noch als aussichtsreichste Methode zur Versorgung dieser Frakturen (Ames 1981; Ferguson 1985b; Tulleners 1986; Gangl et al. 2006). Dennoch ist auch sie, besonders aufgrund der weichen Konsistenz und geringer Kortikalisbreite des Kälberknochens, oft problematisch (Ames 1981; Nichols et al. 2008) und die Erfolgsraten sind aufgrund von Begleiterkrankungen und Komplikationen nicht zufriedenstellend (Ferguson et al. 1990; Spiess 2004). Speziell für die weit distal gelegenen Frakturen gibt es bisher keine Erfolg versprechende Fixationsmethode, sodass neue Fixationsverfahren für diese Frakturen gefunden und untersucht werden müssen (Nichols et al. 2008).

In den letzten Jahren wurde die Verriegelungsplatte (Locking Compression Plate – LCP) in die Frakturversorgung in Human- und Tiermedizin eingeführt. Dieses Schrauben-Platten-System (Wagner und Frigg 2000) vereint die Prinzipien der axialen dynamischen Kompression und die der Winkelstabilität in einer Platte (Frigg 2003). Diese Eigenschaften sollen sich insbesondere in osteoporotischen Knochen bewähren (Schütz und Südkamp 2003; Sommer und Gautier 2003; Sommer et al. 2003; Gardner et al. 2006).

Die Hypothese für die vorliegende Untersuchung lautete, dass die LCP-Osteosynthese der konventionellen Plattenosteosynthese im weichen Kälberknochen überlegen ist. Deswegen sollte an einem Frakturmodell biomechanisch untersucht werden, wie sich beide Implantatsysteme im Os femoris von Kälbern verhalten.

II Literaturübersicht

1. Anatomie und Entwicklung des Os femoris

Lange Röhrenknochen, zu denen das Os femoris zählt (Nickel et al. 2004), zeichnen sich durch ihre zylindrische Form bei schmalerer mittlerer Partie aus. Die ausgeprägte dreidimensionale Größenzunahme in den Endbereichen der langen Röhrenknochen dient der besseren Verteilung der Lastaufnahme auf die Gelenkflächen (Trostle und Markel 1996b). Das Corpus ossis femoris des Rindes ist im Vergleich zu dem des Pferdes relativ schlank und gerade (Budras und Wünsche 2002; Nickel et al. 2004). Es besitzt einen rundlichen Querschnitt, an dem beim Kalb eine sehr geringe Kortikalisbreite auffällt (Ames 1981; Ferguson 1985b; Trostle und Markel 1996a). Diese ist wesentlich geringer als an den Ossa metacarpalia oder metatarsalia (Kirpensteijn et al. 1993). Das Caput ossis femoris ist deutlich abgesetzt und zeigt weit nach medial. Überragt wird es vom lateral gelegenen, ungeteilten und kammartig ausgezogenen Trochanter major, an den medial eine sehr tiefe Fossa trochanterica grenzt. Der Trochanter minor wird nur durch eine kaudomedial gelegene Rundung repräsentiert. Am Distalende des Os femoris liegen die Trochlea ossis femoris und die beiden nahezu parallel ausgerichteten Condyli lateralis und medialis. Letztere sind durch eine tiefe Fossa intercondylaris getrennt. Der mediale Anteil der Trochlea ossis femoris ist dominant ausgeprägt und verdickt sich proximal zum Tuberculum trochleae ossis femoris (Budras und Wünsche 2002; Nickel et al. 2004).

Das Os femoris ist an der Bildung zweier Gelenke, des Hüft- und des Kniegelenks, beteiligt. Die Gelenkkapsel des Hüftgelenks inseriert an der Basis des Caput ossis femoris. Dieses Gelenk weist keine ausgeprägten Gelenkausstülpungen auf (Gigov 1964; Nuss 2000). Am Kniegelenk (Abb. 1) lassen sich die Kapseln des Femoropatellargelenks und des Femorotibialgelenks unterscheiden (Gigov 1964). Die Insertionslinien der Synovialkapsel des Femoropatellargelenks verlaufen seitlich entlang der Trochleakämme nach proximal und enden einige Zentimeter über diesen. Ein großer proximaler Rezessus dieses Gelenks stülpt sich in die Fossa suprapatellaris aus. Nach distal verlaufen die Insertionslinien konvergierend. Stets besteht eine Verbindung mit dem medialen Anteil des Femorotibialgelenks (Gigov 1964), der laterale ist in etwa einem Drittel der Fälle isoliert (Desrochers et al. 1996; Nuss 2000). Die Synovialkapsel des Femorotibialgelenks inseriert seitlich am medialen

beziehungsweise lateralen Kondylus und bildet für jeden Kondylus eine eigene Synovialhöhle (Gigov 1964). Diese stehen beim Rind im Gegensatz zu den Angaben aus manchen Lehrbüchern (König und Liebich 2007) nicht miteinander in Verbindung (Desrochers et al. 1996). In der Fossa intercondylaris schließen sie zwischen sich die Kreuzbänder ein (König und Liebich 2007).

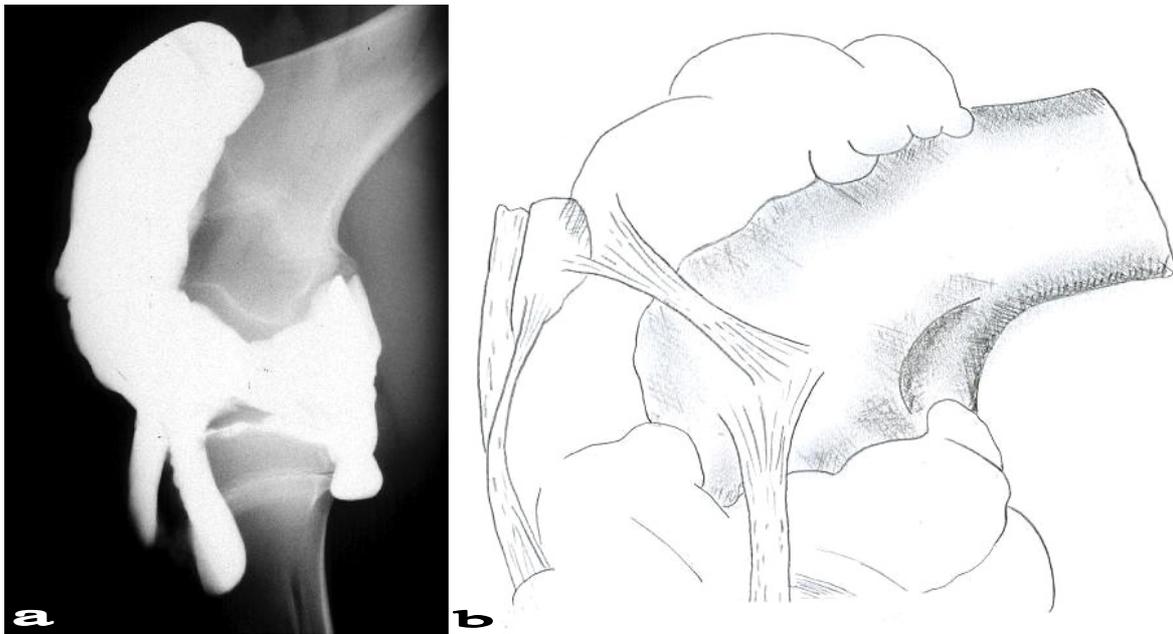


Abb. 1: Darstellung der Synovialausstülpungen des Kniegelenks des Rindes. a) Fleckviehkalb, weiblich, 1 Monat. Röntgenkontrastaufnahme des linken Kniegelenks im mediolateralen Strahlengang, aus Nuss (2000) b) Synovialausstülpungen des Kniegelenks auf der lateralen Seite, nach Gigov (1964), umgezeichnet (Hördemann).

Eine weitere synoviale Einrichtung, die bei der chirurgischen Versorgung von Frakturen des Os femoris bedeutungsvoll sein kann, ist die auf dem lateralen Kondylus liegende Bursa subtendinosa muscoli bicipitis femoris distalis (Budras und Wünsche 2002). Kranial wird diese von der Patella und dem lateralen geraden Kniescheibenband, proximal vom lateralen Kniescheibenband und distal von der Gelenkkapsel des Femorotibialgelenks begrenzt (Gigov 1964).

Die Entwicklung eines langen Röhrenknochens verläuft über einen hyalin-knorpeligen, stabförmigen Vorläufer. An ihm werden der mittlere Diaphysen- und die endständigen Epiphysenknorpel unterschieden. Durch perichondrale Ossifikation entsteht zunächst eine „röhrenförmige Hohlmanschette“ an der Diaphyse (Küpfer und Schinz 1923), danach

durch enchondrale Ossifikation ein diaphysärer Verknöcherungskern. Die beiden Epiphysen bilden separate Ossifikationskerne aus (Hees und Sinowatz 1992; Koch und Berg 1992; Nickel et al. 2004; König und Liebich 2007). Der Verknöcherungskern der distalen Epiphyse erscheint zeitlich vor dem der proximalen. Der Grund dafür liegt vermutlich im distal stärkeren Knochenwachstum, erkennbar an der Verlaufsrichtung des versorgenden Gefäßes (Küpfer und Schinz 1923). Zum Zeitpunkt der Geburt weist das Os femoris des Rindes somit zusammen mit dem Apophysenkern des Trochanter major vier Verknöcherungskerne auf (Hefti et al. 1991). Der Apophysenkern des Trochanter minor tritt beim Rind wahrscheinlich erst post natum auf (Küpfer und Schinz 1923; MacCallum et al. 1970).

Die langen Röhrenknochen von Jungtieren weisen vier strukturell verschiedene Regionen auf. Die Epiphysen bilden die Endbereiche der Knochen. Diese sind durch die Wachstumszonen, die Epiphysenfugen, von den Metaphysen getrennt, welche der Diaphyse in axialer Richtung beidseits anliegen (Trostle und Markel 1996a). Das Längenwachstum des Knochens kann nach Ossifikation der Epiphysen nur noch im Bereich der noch knorpeligen Epiphysenfugen stattfinden. Letztere werden mit zunehmendem Alter immer schmaler, bis Epiphyse und Metaphyse schließlich in einer narbigen Grenze verschmelzen (Hees und Sinowatz 1992; Nickel et al. 2004; König und Liebich 2007). Der Zeitpunkt des Schlusses der proximalen Epiphysenfuge liegt bei 36, der der distalen Fuge bei 42 Monaten post natum (Ghetie 1971). Greenough et al. geben eine Zeitspanne von 42 Monaten für die proximale und eine von 42 bis 48 Monaten für die distale Epiphysenfuge an (Greenough et al. 1972). Der Schluss der distalen Epiphysenfuge, die zuerst ossifiziert, tritt somit später als derjenige der proximalen ein. Küpfer und Schinz (1923) erklären dies wiederum mit der größeren Wachstumsintensität im distalen Bereich des Knochens (Küpfer und Schinz 1923).

Abgesehen von den Gelenkflächen und den Ansatzstellen der Gelenkkapseln, der Bänder und der Sehnen ist der gesamte Knochen von Periost überzogen (Trostle und Markel 1996b). Das Periost setzt sich aus zwei Schichten zusammen. Die äußere fibröse Lage entsendet die bindegewebigen Sharpeyschen Fasern, die das Periost im Knochenmantel verankern (Nickel et al. 2004). Sie wird von Blutgefäßen und Nerven perforiert (Trostle und Markel 1996b). Die innere Lage hat osteogenetische Potenz und wird auch als Kambium bezeichnet (Nickel et al. 2004). Sie ist zuständig für das appositionelle Wachstum und die

Bereitstellung knochenbildender Zellen. Entsprechend ist sie beim Jungtier sehr dick, stark vaskularisiert und dem Knochen eng anliegend (Troostle und Markel 1996b). Sie gibt zahlreiche kleine Blutgefäße in die Volkmannschen Kanäle, die quer zur Knochenlängsachse im Knochenmantel verlaufen, ab und speist so das Haversche Gefäßsystem. Auch die relativ starken, durch die Foramina nutricia in die Markhöhle eindringenden Gefäße werden von ihr entsandt (Nickel et al. 2004). Die Dicke der Kambiumschicht reduziert sich im Lauf der Entwicklung (Troostle und Markel 1996b). Während das Periost bei einem neugeborenen Kalb bis zu 35 % der Blutversorgung des Knochens liefert, sind es bei einem adulten Rind nur 10 % (Ferguson 1985b). Zudem verliert das Periost, das im Zuge des Wachstums gedehnt wird, den engen Kontakt zum Knochen. Im Bereich der Epiphysenfugen ist das Periost im perichondralen Ring fest verankert, im meta- und diaphysären Bereich ist es jedoch nur schwach befestigt (Shapiro et al. 1977; Houghton und Rooker 1979).

2. Einflüsse auf die Frakturheilung beim Jungtier

2.1 Bedeutung des Periosts

Das Periost spielt eine Schlüsselrolle bei der Frakturheilung (Ferguson 1985b). Da die longitudinale endostale Blutzufuhr bei Frakturen meist zerstört ist, müssen die transversalen Gefäße des Periosts die Versorgung der Knochenfragmente übernehmen. Das Periost versiegelt die Frakturzone und stellt die Blutversorgung wieder her, sodass es zur Bildung von end- und periostalem Kallusgewebe kommen kann. Bei stark dislozierten Frakturen, wie denen der Os-femoris-Diaphyse beim Kalb, ist das Periost jedoch oft weit abgestreift. Die nachträgliche operative Adaptation oder gar Befestigung gelingt nicht (Macnab und DeHaas 1974; Ferguson 1985b; Ferguson et al. 1990). Bei einer Zerstörung des Periosts kommt es zur Störung und Verzögerung der Frakturheilung und im ungünstigen Fall zur Bildung einer bindegewebigen Narbe im Sinne einer Pseudarthrose (Macnab und DeHaas 1974; Ferguson 1985b).

2.2 Bedeutung des Immunstatus und zusätzlicher Erkrankungen

Ein neugeborenes Kalb kann ohne die Aufnahme mütterlicher Antikörper über das Kolostrum nur begrenzt Infektionen abwehren, da die Eigenproduktion an Antikörpern noch unzureichend ist (Banks 1982; Ferguson 1985b; Ferguson et al. 1990; St. Jean et al. 1992b). Erleidet ein Kalb bei der Geburtshilfe eine Fraktur, ist die Kolostrumaufnahme durch die Behinderung beim Aufstehen und die Schmerzen oftmals nicht gewährleistet (Ferguson et al. 1986). Zudem erleiden Kälber bei Geburten mit verstärkter Zughilfe zu einem hohen Prozentsatz eine Asphyxie (Zaremba et al. 1995), die in einer Verminderung des Saug- und Schluckreflexes resultieren kann (Eigenmann et al. 1983). Der durch die Schweregeburt, das Trauma, den gegebenenfalls stattfindenden Transport und chirurgischen Eingriff ausgelöste Stress ist erheblich. Diesen Belastungen ist das Immunsystem oftmals nicht gewachsen und bakteriell bedingte Erkrankungen wie Diarrhöen, Pneumonien, Nabelentzündungen oder auch Polyarthritiden können sich leichter etablieren (Ferguson 1985b; Gangl et al. 2006). Die nur inadäquate Immunabwehr kann zudem die Entwicklung einer Osteomyelitis begünstigen. Die vaskuläre Schädigung im Bereich der Frakturzone (Ferguson 1985b) zieht eine Knochennekrose nach sich, die einen optimalen Nährboden für Keime darstellt (Perren et al. 1988).

Zusätzliche Traumata wie beispielsweise Rippen- oder Unterkieferfrakturen sowie schwerwiegende Weichteiltraumata verschlechtern die Prognose erheblich (Ferguson et al. 1990; Schuijt 1990). Diarrhöen oder Pneumonien sollen in einer um 50 % reduzierten Heilungschance resultieren (Ferguson et al. 1990). Hier kann wiederum ein Zusammenhang mit der geburtshilflich bedingten Asphyxie hergestellt werden, welche zu Gewebeläsionen im Gehirn, Darm- und Lungenbereich und somit verstärkter Anfälligkeit gegenüber postnatalen und postoperativen Infektionen führt. Bei Kälbern in den ersten 60 Lebenstagen konnte eine signifikante Korrelation zwischen erhöhter Morbidität und Mortalität und der Anwendung verstärkter Zughilfe festgestellt werden (Zaremba et al. 1995).

Außerdem muss bei einer Fraktur eines neugeborenen Kalbes an eine persistierende Infektion mit dem Bovinen-Virus-Diarrhöe-(BVD-)Virus gedacht werden. Infizierte Kälber weisen charakteristische Veränderungen der Knochenstruktur auf (Constable et al. 1993; Scruggs et al. 1995; Hirsbrunner und Häni 1998; Hilbe et al. 2000; Nuss et al. 2005).

2.3 Wachstumsstörungen

Implantate können gleichmäßige Belastungsmuster im Knochen behindern und zur Schmerzhaftigkeit während Belastungssituationen führen. Deswegen ist es erstrebenswert, wenn auch nicht ökonomisch lohnend, die Platten nach Abheilung zu entfernen (Bramlage 1983). Falls die Überbrückung der Epiphysenfuge bei der Frakturversorgung unvermeidbar war, kann eine Implantatentfernung das weitere Knochenwachstum ermöglichen. Wenn die Epiphysenfuge jedoch durch das Frakturtrauma oder durch die interne Fixation geschädigt wurde (Kirker-Head und Fackelman 1989), sind Achsenabweichung und Verkürzung der Gliedmaße die Folge (Boelitz et al. 1994).

3. Frakturen des Os femoris bei neugeborenen Kälbern

3.1 Häufigkeit und Lokalisation

Os-femoris-Frakturen gehören zu den häufigsten Frakturen der langen Röhrenknochen beim Rind (Ferguson 1982; Kahrs 1983; Crawford und Fretz 1985; Ferguson 1985b; Elma 1988; Spiess 2004; Gangl et al. 2006). Bei Neugeborenen belegen sie den zweiten Rang der Frakturhäufigkeit nach den Ossa metacarpalia oder metatarsalia (Ferguson et al. 1986; Ferguson et al. 1990). Die Frakturen entstehen bevorzugt am Übergang von der Diaphyse in die distale Metaphyse, weniger oft in der proximalen Epiphyse (Crawford und Fretz 1985; Ferguson et al. 1986; Ferguson et al. 1990; St. Jean et al. 1992b; Spiess 2004). Am diaphysär-metaphysären Übergang verdünnt sich die Kortikalis in Richtung der vorwiegend spongiösen Metaphyse. Dadurch bietet dieser Bereich einen empfindlichen Angriffspunkt für Kräfte, die bei axialer Belastung wirken (Ferguson 1994). In einer retrospektiven Untersuchung (Nichols et al. 2008) von 20 Os-femoris-Frakturen der Diaphyse lag in neun Fällen eine Fraktur im distalen und in zehn eine Fraktur im mittleren Bereich der Diaphyse bei jungen Kälbern vor. Frakturen des Os femoris ziehen regelmäßig eine starke Verschiebung der Fragmente, eine extensive periostale Schädigung und eine Traumatisierung des Nachbargewebes nach sich (Ames 1981; Ferguson 1985b; Trostle und Markel 1996a; Nichols et al. 2008).

3.2 Ursachen

Frakturen treten bei neugeborenen Kälbern oftmals durch übermäßige Kraftanwendung bei assistierten Geburten auf (Tulleners 1986; Elma 1988; Németh 1988; Ferguson et al. 1990; Köstlin et al. 1990; St. Jean et al. 1992b). In einer retrospektiven Auswertung (Spiess 2004) von Os-femoris-Frakturen bei neugeborenen Kälbern hatte bei 21 von 30 Fällen eine Hinterendlage vorgelegen. Frakturen bei dieser Position ereignen sich, wenn das Becken des Kalbes im mütterlichen Becken hängen bleibt („hip lock“) und durch die Zughilfe unzulässig starke Kräfte auf die Hintergliedmaße einwirken (Ferguson 1994). Frakturen in Vorderendlage entstehen infolge der sogenannten Kniesperre („stifle lock“) (Mickelsen 1976; Ferguson 1994): Der frühzeitige Eintritt eines fetalen Kniegelenks in das mütterliche Becken führt zur Einkeilung des betreffenden Os femoris und somit zur Blockade der Austreibung. Werden nun Zugkräfte entlang der Wirbelsäule ausgeübt, resultiert daraus eine axiale Kompression des Os femoris und die Entwicklung von Scherkräften im Bereich des diaphysär-metaphysären Übergangs und letztlich in der Entstehung der typischen Fraktur.

3.3 Frakturformen

In einer experimentellen Untersuchung an Kälberknochen traten hauptsächlich Quer- und Schrägfrakturen im Bereich des Corpus ossis femoris auf (Ferguson et al. 1986). In 42 Fällen von Os-femoris-Frakturen bei neugeborenen Kälbern (Spiess 2004) lagen vor allem Quer- und Schrägfrakturen der Diaphyse sowie der distalen Metaphyse vor, wobei nahezu die Hälfte der Fälle eine leichte bis starke Splitterung aufwies. In einer weiteren Untersuchung (Nichols et al. 2008) zu Frakturen der Os-femoris-Diaphyse lagen ausschließlich Querfrakturen mit verschiedenen starken Graden von Splitterung vor.

Die Applikation einer ausreichend starken Kraft auf einen Knochen in festgelegter Richtung führt zu einer Fraktur mit der für diese Kraftausrichtung typischen Konfiguration (Trostle und Markel 1996b). Generell können drei Kräfte, die auf den Knochen einwirken, unterschieden werden: die Biegung, die Torsion und die axiale Belastung (Fitzpatrick et al. 2009). Kompressionskräfte verursachen regelmäßig Schrägfrakturen an langen Röhrenknochen, weil sie zu Scherkräften innerhalb des Knochens führen. Querfrakturen entstehen durch Dehnungskräfte, Frakturen mit Keilfragment durch Biegung des Knochens. Meist

wirkt jedoch eine Kombination von Kräften auf einen Knochen ein. Nicht nur die Richtung der Kraftapplikation, sondern auch deren Stärke und Frequenz sind für die Auswirkungen von Bedeutung. Zudem bestimmen die „Materialeigenschaften“ und die „Geometrie“ des Knochens (Trostle und Markel 1996b) dessen Steifigkeit, welche ihrerseits das Deformationsverhalten festlegt. Die Materialeigenschaften beeinflussen die Steifigkeit in einem linearen, die Geometrie jedoch in einem exponentiellen Verhältnis (Perren 1992). Schon kleine Unregelmäßigkeiten oder plötzliche Änderungen in der Knochenstruktur, wie der Übergang der Dia- zur Metaphyse, können zu starker lokaler Stresserhöhung führen (Trostle und Markel 1996b).

4. Behandlung von Os-femoris-Frakturen bei neugeborenen Kälbern

4.1 Konservative Behandlung

In der Literatur wird nur in Einzelfällen von einer erfolgreichen Heilung von Os-femoris-Frakturen durch konservative Behandlung berichtet (Elma 1988; Trostle und Markel 1996a; Spiess 2004). Dies gilt vor allem für proximal gelegene Frakturen (Gangl et al. 2006). Dabei wird selten eine Lahmheitsfreiheit erreicht und die Gliedmaße zeigt häufig eine starke Achsenabweichung und Verkürzung (Elma 1988; Trostle und Markel 1996a; Spiess 2004; Nichols et al. 2008). Zudem wurden Varus-Deformationen der kontralateralen Gliedmaße sowie kyphotische Veränderungen im Lendenwirbelbereich beobachtet (Nichols et al. 2008).

4.2 Verbände und Schienen

Kunstharzverbände scheiden als Behandlungsmöglichkeit für Os-femoris-Frakturen aus. Sie gewährleisten keine genügende Ruhigstellung der Frakturzone (Ames 1981; Trostle und Markel 1996a; Spiess 2004). Die erfolgreiche Behandlung von Os-femoris-Frakturen mit einer Thomas-Schiene wurde für Lämmer (Henze 1998) und Kälber (Ames 1981) sowie Jungrinder (Wintzer 1961) beschrieben. Die Reposition der Fragmente war jedoch sowohl schwer zu erreichen als auch aufrechtzuerhalten, da die Winkelung des Kniegelenks sowie die massive Bemuskulung keine optimale Ruhigstellung erlaubten

(Wintzer 1961). Zudem kann aufgrund der unzureichenden Fixationsmöglichkeit des Rings im proximalen Bereich des Femurs keine ausreichende Zugwirkung auf die Fragment-Enden erreicht werden und der Ring kann bei der Bewegung eine Hebelwirkung auf die Fragmente ausüben (Fox 1988). Dies machte die Thomas-Schiene auch ungeeignet für die unterstützende Behandlung einer Osteosynthese (St. Jean et al. 1992b). Von vier mit einer Thomas-Schiene-Cast-Kombination versorgten Os-femoris-Frakturen, die im Bereich der distalen Metaphyse lokalisiert waren, konnte keine geheilt werden (Gangl et al. 2006).

4.3 Fixateur externe

Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten wurde ein Fixateur externe am Oberschenkel des Rindes bisher nur unilateral angebracht. Ein unilateraler Fixateur externe ist jedoch wenig rigide (Ames 1981; Tulleners 1986; Trostle und Markel 1996a). Weiterhin legen die Muskeln den Abstand der äußeren Komponente des Fixateur externe fest. Je größer der Abstand vom Knochen zur externen Schienung, umso instabiler ist das Konstrukt (Ames 1981). Zudem entwickelten sich in einer experimentellen Untersuchung (Ames 1981) bei allen Kälbern Infektionen und eine starke Fehlausrichtung der Fragmente. Pins bogen sich oder brachen, sodass keine der Frakturen heilte (Ames 1981). Eine Fixation durch die Kombination eines Fixateur externe mit intramedullären Kraftträgern gelang nur in Einzelfällen (St. Jean et al. 1992a).

4.4 Interne Fixation

Die interne Reposition und Fixation wird als die aussichtsreichste Möglichkeit zur stabilen Fixation von Os-femoris-Frakturen beim Kalb angesehen (Ames 1981; Ferguson 1985a; Tulleners 1986; Gangl et al. 2006). Ferguson et al. (1990) gaben eine Langzeit-Erfolgsquote von 43 % für die interne Fixation von Os-femoris-Frakturen an. Die Versorgung der Frakturen war aufgrund der dünnen Kortikalis und der weichen Konsistenz des Kälberknochens problematisch (Ames 1981; Ferguson 1985b; Spiess 2004; Nichols et al. 2008).

In der Literatur sind viele verschiedene Methoden der internen Fixation für die Versorgung von Os-femoris-Frakturen beim Rind beschrieben (Ames 1981; Németh 1982; Crawford und Fretz 1985; Tulleners 1986; Denny et al. 1988; Kirker-Head und Fackelman 1989; Ashworth 1990; Ferguson et al. 1990; St. Jean et al. 1992b; Nichols et al. 2008).

4.4.1 Intramedulläre Kraftträger

Die Steinmann-Nagelung, die Bündelnagelung mit Bohrdrähten oder die Nagelung nach Rush sind wegen der geräumigen, asymmetrisch geformten Markhöhle des Os femoris problematisch (Ames 1981). Die Methodik stellt somit nur für einfache diaphysäre Frakturen eine Alternative dar, weil dort die Markhöhle komplett mit Nägeln ausgefüllt werden kann (Ames 1981; Denny et al. 1988; St. Jean et al. 1992b). Zudem ist die Stabilität intramedullärer Kraftträger gegen Rotations- und Kompressionskräfte gering. St. Jean et al. (1992) berichteten über eine erfolgreiche Behandlung von diaphysären Os-femoris-Frakturen bei zehn von zwölf Kälbern. Bei fünf dieser Kälber kam es jedoch zur Wanderung der Nägel und zur Perforation der Haut mit nachfolgender Serombildung (St. Jean et al. 1992b). Zur Umgehung dieser Problematik wurden gebündelte Drähte oder eine Kombination mit Zerklage-Draht (St. Jean et al. 1992b; Nichols et al. 2008) angewandt. Bei verriegelten Marknägeln (Trostle et al. 1995; Nichols et al. 2008) war der Halt der Schrauben im weichen Kälberknochen der limitierende Faktor (Trostle und Markel 1996a). Die Fixation durch Steinmann-Nägel, die Bohrdraht-Bündelnagelung oder Rush-Pins erwies sich in Einzelfällen als unzureichend (Spiess 2004). Bei Frakturen im distalen Bereich der Os-femoris-Diaphyse traten nach Versorgung mit intramedullären Kraftträgern bei fünf von sechs Kälbern postoperative Komplikationen auf. Keines der Tiere überlebte, während die Überlebensquote bei Frakturen im mittleren Diaphysenbereich bei sechs von neun Kälbern lag (Nichols et al. 2008).

4.4.2 Clamp Rod Internal Fixator

Der Clamp Rod Internal Fixator (CRIF) wurde speziell für die Versorgung von Frakturen der Röhrenknochen beim Großtier entwickelt (Haerdi-Landerer et al. 2002; Spiess 2004; Zahn und Matis 2004; Gamper et al. 2006). Das System besteht aus einem Metallstab mit

darauf verschiebbaren Klammern. Diese Klammern weisen eine Öffnung zur Aufnahme von konventionellen Schrauben auf. Durch das Anziehen der Schrauben im Knochen werden die Klammern komprimiert und so am Metallstab fixiert. Eine biomechanische Testreihe an Knochensubstituten zeigte eine geringere Resistenz des CRIF gegen Biegung im Vergleich zur konventionellen Plattenosteosynthese (Haerdi-Landerer et al. 2002). Die klinische Anwendung beim Kleintier und bei einer kleinen Anzahl von Kälbern zeigte eine gute Erfolgsquote (Spiess 2004; Zahn und Matis 2004). Gamper et al. (2006) empfahlen aufgrund einer klinischen Untersuchung an 22 älteren Rindern den CRIF nur für einfache Frakturen des Radius, der Ulna und der Tibia, da sich bei komplizierten Frakturen Schwierigkeiten bei der Platzierung der Schrauben sowie Implantatlockerungen ergaben (Gamper et al. 2006).

4.4.3 Plattenosteosynthese

Bei Os-femoris-Frakturen von Kälbern kamen dynamische Kompressionsplatten (Ames 1981; Crawford und Fretz 1985; Tulleners 1986; Denny et al. 1988), gewinkelte Klingensplatten (Ashworth 1990), Kobrakopf-Platten (Kirker-Head und Fackelman 1989) und spezielle Kondylenplatten (Németh 1982) zum Einsatz. Von 30 mit Plattenosteosynthese versorgten Frakturen des Os femoris bei Kälbern konnten 18 (60 %) langfristig geheilt werden (Spiess 2004). Komplikationen traten vor allem durch Biegung und Lockerung der Platten sowie Wundinfektionen, aber auch durch die Beschädigung des Kniegelenks oder der Epiphysenfuge auf (Nuss et al. 1996). Als Hauptproblem der Fixation wurde der nicht ausreichende Halt der Schrauben im weichen Knochen angesehen (Ames 1981; Trostle und Markel 1996a). Untersuchungen zur Haltekraft von Schrauben im Os femoris junger Kälber zeigten, dass kein Unterschied zwischen der Haltekraft von 4,5-mm-, 5,5-mm-Kortikalis- oder 6,5-mm-Spongiosaschrauben bestand. Die Kortikalisbreite, nicht aber die Knochenbreite, korrelierte positiv mit der Haltekraft der Schrauben (Kirpensteijn et al. 1993).

5. Verfahrens- und Materialentwicklungen in der Plattenosteosynthese

5.1 Konventionelle Plattenosteosynthese

Die Voraussetzung für eine frühzeitige Wiederherstellung der Funktion der Gliedmaße nach einer Fraktur sind anatomische Rekonstruktion, Erhaltung der Knochenlänge und korrekte Achsausrichtung (Gautier und Sommer 2003; Schütz und Südkamp 2003). Die Einhaltung dieser Grundsätze wurde erstmals durch das Konzept der exakten anatomischen Rekonstruktion und Fixation mithilfe der Plattenosteosynthese ermöglicht (Schütz und Südkamp 2003). Die Fixation beruht auf einer stabilen Verbindung zwischen Knochen und Implantat, wobei die Platte mithilfe von Schrauben fest an den Knochen herangezogen wird. Bei Belastung durch Biegung oder Kompression werden die auftretenden Kräfte in eine Scherspannung an der Knochen-Platten-Interaktionsfläche umgewandelt. Den Belastungen wird somit durch die Erzeugung von Reibungskräften zwischen Platte und Knochen entgegengewirkt (Egol et al. 2004).

5.1.1 Entwicklung der DCP

Die ersten Platten, die sich der axialen interfragmentären Kompression bedienten, entwickelte Danis im Jahr 1947. Eine in die Platte eingedrehte Schraube verschob die im Knochen verankerte Schraube zur Frakturzone hin (Abb. 2). Dadurch wurde eine Kompression der Frakturzone erreicht (Danis 1993).

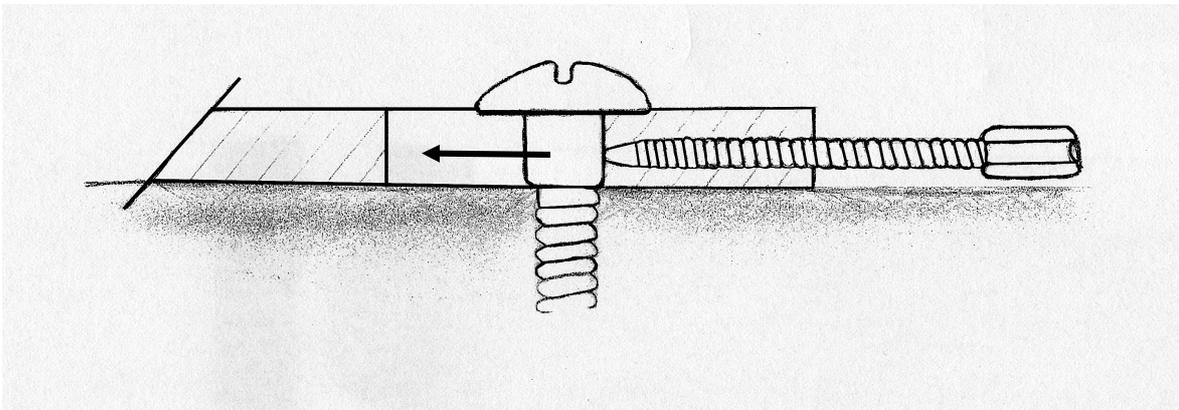


Abb. 2: Platte und Schraube nach Danis (1947) aus Perren (1991), neu gezeichnet (Hördemann/Nuss). Durch Drehen der kleineren Stellschraube werden die Knochenschraube und der daran fixierte Knochen nach links (Pfeil) verschoben.

Bagby und Janes (1957) stellten im Jahr 1957 eine Schraube vor, die eine konische Schraubenkopfunterseite aufwies. Diese konnte bei exzentrischer Insertion an der Kante des Plattenloches entlang gleiten und somit axiale Kompression ausüben (Bagby und Janes 1957). Die ersten von der Arbeitsgemeinschaft Osteosynthesefragen (AO) entworfenen Platten kamen um das Jahr 1960 auf den Markt. Sie besaßen runde Löcher und die Kompression wurde mithilfe einer Spannvorrichtung erzeugt (Auer 2006). Im Jahr 1969 wurde die Dynamische Kompressionsplatte (Dynamic Compression Plate, DCP) eingeführt. Dieses System verbindet eine konische Schraubenkopfunterfläche mit einer sphärischen Ausbuchtung am Rand des Plattenloches, welche das Gleiten des Schraubenkopfs ermöglicht (Wagner und Frigg 2000). Durch den Kompressionsmodus sollte die Fraktur optimal repointiert, komprimiert und eine primäre Knochenheilung, ohne sichtbare Kallusformation, angestrebt werden (Schütz und Südkamp 2003).

Die Stabilität des Knochen-Platten-Konstrukts begrenzt die Spannung im Frakturspalt und bestimmt somit die Art des Heilungsverlaufes. Die Spannung im Frakturspalt wird definiert als relative Veränderung des Frakturspalts dividiert durch die ursprüngliche Größe des Frakturspalts ($\text{Spannung des Frakturspalts} = [\Delta]L/L$). Sie ist somit von der Größe und der Bewegung des Spalts abhängig. Eine primäre Knochenheilung kann stattfinden, wenn die Spannung unter 2 % liegt (Egol et al. 2004), da die Grenze der Dehnbarkeit lamellären Knochens bei 2 % der Gewebelänge angesiedelt ist. Deren Überschreitung führt zur Gewebszerreiung (Perren 1979). Durch die interfragmentäre Kompression sollte eine absolute Stabilität erreicht werden, bei der es zu keiner Bewegung zwischen den Frakturfragmenten und somit keiner Spannung kam (Perren 1979).

5.1.2 Entwicklung der LC-DCP

Konventionelle dynamische Kompressionsplatten (DCPs) weisen eine plane Unterfläche auf (Luethi et al. 1980; Schütz und Südkamp 2003). In verschiedenen Untersuchungen (Gautier und Ganz 1994; Farouk et al. 1998; Farouk et al. 1999) wurde nachgewiesen, dass durch den Anpressdruck dieser Platten periostale Zirkulationsstörungen entstehen. Die im Jahr 1981 vorgestellte Limited-Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP) weist infolge halbmondförmiger Aussparungen an der Plattenunterseite eine um 50 % reduzierte Kontaktfläche mit dem Knochen auf (Abb. 3). Die LC-DCP besitzt nicht nur eine mit der

konventionellen DCP vergleichbare Biegesteifigkeit, sondern zeigt zudem eine Verbesserung der Kontinuität dieser Biegesteifigkeit um 50 % (Perren 1991). Eine weitere Neuerung betrifft die Form der Dynamischen Kompressionseinheit (Dynamic Compression Unit, DCU), die ein Gefälle nach beiden Seiten des Plattenlochs zum Zentrum hin aufweist. Dies erlaubt die axiale Kompression in beide Richtungen, sodass die Plattenmitte nicht über der Frakturzone zu liegen kommen muss, wie es bei der DCP der Fall ist. Auch die LC-DCP ist jedoch auf das konventionelle Osteosyntheseprinzip, das die Fixation durch ein Anpressen der Platte an den Knochen erreicht und eine absolute Stabilität zum Ziel hat, ausgerichtet.

5.1.3 Einfluss der konventionellen Osteosynthese auf die Operationstechnik

Das Ziel der exakten anatomischen Reposition, der starren Fixation und primären Frakturheilung bestimmte die intraoperativen Vorgehensweisen. Ziel war es, jedes noch so kleine Fragment exakt in den ursprünglichen anatomischen Zustand einzupassen, auch wenn dafür weitreichende Freilegung des Knochens erforderlich war (Schütz und Südkamp 2003). Es musste eine absolute Stabilität erreicht werden, da es bei verbleibendem kleinen Frakturspalt zu hohen Spannungen durch schon geringe Bewegungen der Fragmente kommen konnte (Egol et al. 2004). Die entsprechend stark weichteiltraumatisierende Operationstechnik zog jedoch oftmals eine verzögerte oder ausbleibende Heilung sowie eine Zunahme von Infektionen nach sich (Schütz und Südkamp 2003). Aufgrund dieser Nachteile wurde nach alternativen Behandlungskonzepten gesucht.

5.1.4 Nachteile der konventionellen Plattenosteosynthese

Bei der Anwendung der konventionellen Osteosynthese-Technik bestehen drei Hauptrisiken: das des primären Repositionsverlusts, das des sekundären Repositionsverlusts und das der Schädigung der Blutversorgung. Der primäre Repositionsverlust tritt ein, wenn die Platte nicht präzise an die Knochenkontur angepasst wurde. In dem Moment, in dem die Fragmente durch die Schrauben fest an die Platte herangezogen werden, kommt es zur Inkongruenz (Wagner und Frigg 2000). Unter sekundärem Repositionsverlust versteht man die Bewegung der schwach verankerten Schraubenköpfe in den Plattenlöchern, dies tritt

vor allem bei Trümmerfrakturen auf. Dort kommt es bei axialer Belastung der Frakturzone aufgrund fehlender Abstützung der Fragmente zur Fragmentverschiebung, die wiederum eine Verschiebung der Schraubenköpfe innerhalb der Plattenlöcher zur Folge hat (Wagner und Frigg 2000). Das dritte Hauptrisiko besteht in der Schädigung der periostalen Zirkulation. Das Anpressen der DCPs oder der LC-DCPs kann in einer ischämischen Nekrose des Knochens resultieren (Farouk et al. 1998; Farouk et al. 1999). Durch diese Nekrose wird zum einen der Knochen geschwächt (Grob und Magerl 1987; Kessler et al. 1992), zum anderen besteht das Risiko einer Infektion und einer Sequestrierung (Perren et al. 1988). Nach Field (1997) besteht dieser implantatinduzierte Prozess aus zwei Phasen. Die frühe Phase (8–12 Wochen) ist durch vaskuläre Schädigungen bedingt und führt zur Nekrose, die späte Phase (24–36 Wochen) kommt durch Stress-Umverteilung zustande und stellt eine Form der Osteoporose dar (Field 1997).

5.2 Biologische Plattenosteosynthese

Die Risiken und Nachteile der konventionellen Plattenosteosynthese führten schließlich dazu, dass das Streben nach absoluter Stabilität und perfekter anatomischer Reposition in den Hintergrund trat (Schatzker 1995). Blatter und Weber wendeten eine „Wave plate“ an, die nur im distalen und proximalen Hauptfragment der Fraktur verankert war und die Frakturzone in Form einer Brücke überspannte. Damit konnte eine seit dreizehn Jahren erfolglos mit verschiedenen Implantaten fixierte Fraktur geheilt werden. Die Autoren zogen aus diesem Fall den Schluss, dass die Einhaltung der biologischen Prinzipien ebenso wichtig sei wie die der biomechanischen. Bei der Osteosynthese sollte so viel Rücksicht wie möglich auf das Weichteilgewebe genommen werden und das Implantat dürfe die Knochenheilung nicht behindern (Blatter und Weber 1990). Die sogenannte biologische Plattenosteosynthese beinhaltet die geschlossene, indirekte oder falls notwendig offene, jedoch weniger invasive Reposition der Fragmente (Gautier und Ganz 1994; Schütz und Südkamp 2003). Das konventionelle Prinzip des Anpressens der Platten an den Knochen wird durch die winkelstabile Verbindung zwischen dem Schraubenkopf und der Platte als Kraftträger ersetzt. Das Prinzip ähnelt somit dem des Fixateur externe. Da die Implantate jedoch unter der Hautoberfläche zu liegen kommen, wird von einem „Fixateur interne“ gesprochen (Schütz und Südkamp 2003).

Die „Überbrückungs-Plattenosteosynthese“ mit einem verriegelten Implantat zielt auf eine relative Stabilität ab. Aufgrund der verbleibenden Elastizität im Bereich der Frakturzone soll die sekundäre Kallusbildung gefördert werden (Schütz und Südkamp 2003; Egol et al. 2004). Eine sekundäre Frakturheilung findet bei einer Spannung des Frakturspalts zwischen 2 % und 10 % statt (Egol et al. 2004). Diese Spannung wird von Geflechtknochen toleriert (Perren 2002). Im Verlauf einer Heilungskaskade – mit den Zwischenschritten interfragmentäres Hämatom, Granulationsgewebe, faseriges Bindegewebe, Faserknorpel, Geflechtknochen und schließlich Remodellierung zu lamellärem Knochen – kommt es zur Bildung von immer rigiderem Gewebe, das die Bewegungsfähigkeit des Frakturspalts und somit die Spannung vermindert (Willenegger et al. 1971; Perren 2002; Egol et al. 2004).

5.2.1 Entwicklung des Fixateur interne

Die erste Annäherung an ein winkelstabiles Konstrukt stellte der PC-Fix (Point-Contact-Fixator) dar. Die Auflage der Platte auf dem Knochen wurde auf punktförmige Kontakte reduziert (Abb. 3).

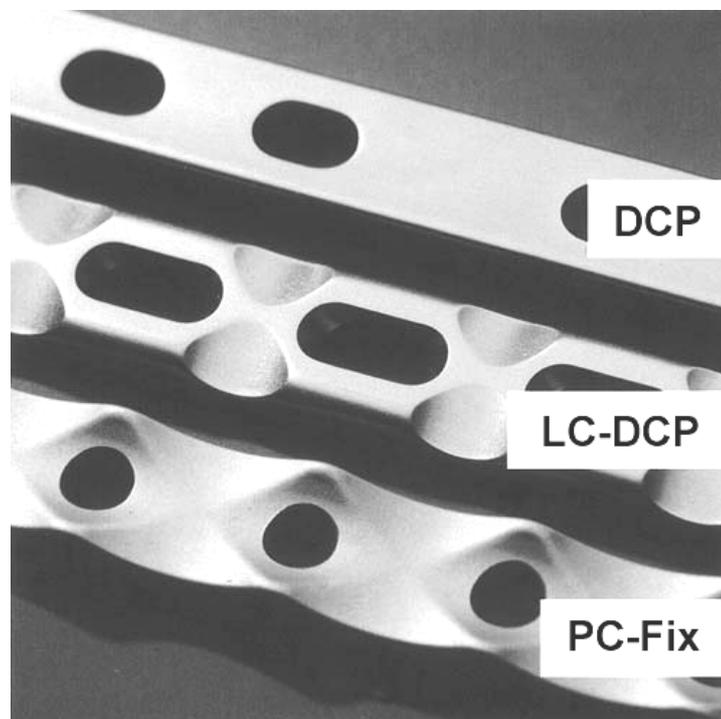


Abb. 3: Vergleichende Abbildung der Unterflächen der DCP, LC-DCP und des PC-Fix zur Darstellung der Verringerung der Knochen-Platten-Kontaktflächen. Aus: Schütz und Südkamp (2003).

Eine gewisse Winkelstabilität wurde dadurch erreicht, dass der konisch geformte Schraubenkopf in einem entsprechend ausgehöhlten Plattenloch zu liegen kam (Tepic und Perren 1995). Die Winkelstabilität war nur gering, da die stabile Verankerung des Schraubenkopfs im Plattenloch fehlte (Schütz und Südkamp 2003).

Der PC-Fix-2 besaß ein konisches Gewinde an der Unterfläche des Schraubenkopfs und ein dazu passendes in der Platte. Durch die entstehende feste Verbindung dieser sogenannten Kopfverriegelungsschraube (Abb. 4) mit der Platte war nun die axiale Stabilität gewährleistet (Frigg 2001). In einer Untersuchung an der Tibia von Schafen wurde der Heilungsverlauf nach Frakturversorgung mit einer DCP, LC-DCP oder einem PC-Fix untersucht. Die mit dem PC-Fix versorgten Frakturen zeigten früher eine solide, homogene Durchbauung (Van Frank Haasnoot et al. 1995).

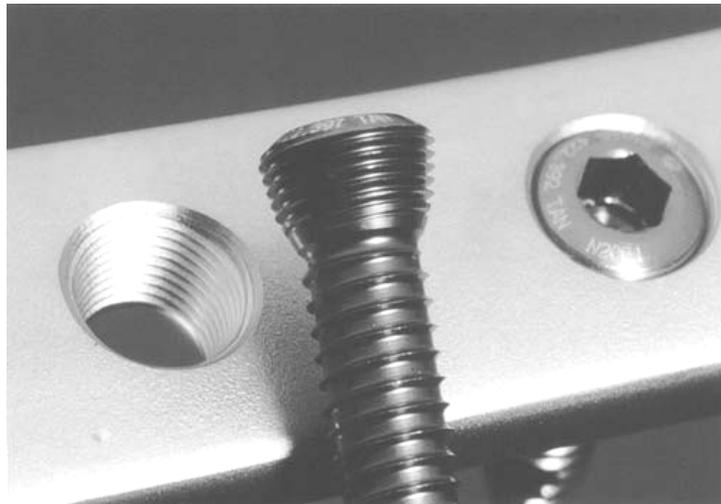


Abb. 4: LISS-Platte mit Kopfverriegelungsschraube: Aus: Schütz und Südkamp (2003).

Die winkelstabile Verbindung schien den Kontakt zwischen Knochen und Platte überflüssig zu machen. Weitere Neuentwicklungen, wie das LISS-System (Less Invasive Skeletal Stabilization System; Abb. 4), wurden speziell für Frakturen der distalen Os-femoris- und proximalen Tibia-Regionen entworfen (Haas et al. 1997; Cole et al. 2003). Mit einer Einführungshilfe und einer Zielvorrichtung war die perkutane, minimalinvasive Platzierung von selbstschneidenden oder selbstbohrenden Schrauben in die regionsspezifisch vorgeformten Platten möglich (Schütz und Südkamp 2003).

5.2.2 Vorteile des Fixateur interne

Durch die Kopfverriegelungsschrauben entsteht eine Einheit aus Schrauben, Platte und Knochen, die keine Bewegung zwischen ihren Komponenten zulässt. Bei konventionellen Platten tritt diese absolute Einheit der Komponenten nur unter optimalen Bedingungen auf (Egol et al. 2004). Nach Anbringen einer Platte auf der Zugseite des Knochens wirken auftretende Kräfte als Zugkräfte innerhalb des Implantats. Durch die winkelstabile Verbindung werden sie zu Kompressionskräften an der Knochen-Schrauben-Kontaktfläche umgewandelt. Knochen widersteht Kompressionskräften besser als Scherkräften, die bei einer konventionellen Plattenosteosynthese verstärkt wirken (Cordey et al. 2000; Egol et al. 2004). Bei der konventionellen Plattenosteosynthese wird die axiale Ausrichtung der Schrauben nur durch die Kortikalis gestützt (Cordey et al. 2000). Deren Stärke kann somit zum limitierenden Faktor der Osteosynthese werden. Wenn die peripher liegenden Schrauben den einwirkenden Kräften nicht standhalten können, kommt es zur Lockerung und die Last geht auf die nächstfolgenden Schrauben über. Bei den als eine Einheit fungierenden winkelstabilen Implantaten beruht die Stabilität hingegen auf der Summe aller Schrauben-Knochen-Kontaktflächen (Cordey et al. 2000). Somit muss hier für den Eintritt des Versagens ein simultaner Auszug aller Schrauben erfolgen (Kim et al. 2007). Hierbei ist zu beachten, dass die Fixationsstärke einer Osteosynthese jedoch nicht allein von dem Auszugswiderstand der Schrauben, sondern von dem jeweiligen Schwachpunkt der Fixation bestimmt wird. Dies ist abhängig von den Belastungsmodalitäten sowie der Knochenqualität (Bottlang et al. 2009).

Die Gefahr des primären Repositionsverlusts wird durch das bei winkelstabilen Implantaten nicht mehr notwendige Anpressen und Vorkonturieren der Platte umgangen (Frigg 2001; Wagner 2003). Auch das Risiko des sekundären Repositionsverlusts wird reduziert (Wagner und Frigg 2000), da die Fixierung durch das Kopfgewinde dem Abgleiten oder postoperativen Abkippen der Schrauben entgegenwirkt (Sommer und Gautier 2003; Wagner 2003). Das Entfallen des Anpressdrucks sichert zudem die Blutzirkulation unter der Platte (Wagner und Frigg 2000; Frigg 2001; Sommer und Gautier 2003; Wagner 2003). Zusätzliche minimalinvasive Techniken (Minimally Invasive Percutaneous Osteosynthesis, MIPO) vermindern die Weichteiltraumatisierung. Bei Tieren wird die geschlossene, indirekte Reposition, verbunden mit einer subkutanen oder submuskulären Überbrückung der Frakturzone (Perren 2001, 2002), nur begrenzt eingesetzt (Aguila et al. 2005).

Indikationen für den Einsatz der Verriegelungstechnik stellen vor allem Trümmerfrakturen im dia- und metaphysären Bereich langer Röhrenknochen, besonders distale Femur- und proximale Tibiafrakturen, sowie Frakturen von osteoporotischen Knochen dar (Perren 2001; Egol et al. 2004; Greiwe und Archdeacon 2007). Zudem sollen verriegelte Implantate Vorteile bei der Versorgung von Frakturen besitzen, die herkömmlicherweise zwei Platten benötigen (Perren 2001).

Nach Abwägung der Vor- und Nachteile der verschiedenen Systeme steht fest, dass weiterhin Bedarf an konventioneller Plattenosteosynthese besteht (Frigg 2001; Gautier und Sommer 2003; Wagner 2003; Gardner et al. 2004). Die Vorteile der „biologischen Plattenosteosynthese“ überwiegen nicht in jedem Fall die Notwendigkeit der absoluten Stabilität und der präzisen anatomischen Reduktion. Bei Frakturen mit Gelenkbeteiligung ist zur Erhaltung der Gelenkfunktion immer die bestmögliche Rekonstruktion notwendig. Zudem ist die Achse der Kopfverriegelungsschrauben durch die Verriegelung in der Platte vorgegeben, was beispielsweise die Anwendung als Zugschraube unmöglich macht (Frigg 2001). Nicht zuletzt wegen der hohen Kosten, die bei der Osteosynthese mit verriegelten Implantaten entstehen (Aguila et al. 2005; Cantu und Koval 2006; Levine und Richardson 2007), sollte ihre Anwendung auf Fraktursituationen beschränkt werden, bei denen sie wirkliche Vorteile verspricht (Cantu und Koval 2006).

5.3 Entwicklung der LCP

Bei der LCP (Locking Compression Plate) handelt es sich weniger um eine neue Platte als vielmehr um ein neues Platten-Schrauben-System (Wagner und Frigg 2000). Bei diesem werden die axiale dynamische Kompression und Winkelstabilität in einer Platte vereint (Frigg 2003). Das Plattenlochdesign ist sowohl kompatibel mit der konventionellen DCP-Technik und ihren Schrauben als auch mit Kopfverriegelungsschrauben (Frigg 2003). Das speziell dafür entwickelte Kombinationsloch (Abb. 5) weist eine schlüssellochartige Form auf und besteht aus einer Dynamischen Kompressions-Einheit, die zum Plattenende hin positioniert ist, und einem konischen Doppelgewinde, das auf der zur Plattenmitte hinweisenden Schraubenlochhälfte liegt (Wagner und Frigg 2000). Die axiale dynamische Kompression ist mit der LCP somit nicht bidirektional möglich.



Abb. 5: Zwei Kombinationslöcher der LCP mit einer 4,5-mm-Kortikalisschraube im DCU-Teil und einer 5,0-mm-Kopfverriegelungsschraube im Gewindeteil: Aus: Frigg (2001).

Der Gewindepart des Plattenlochs umfasst das Gewinde des Schraubenkopfs nur zu 200° (Frigg 2001) bis 240° (Wagner und Frigg 2000). Biomechanische Untersuchungen und Finite-Element-Analysen zeigen, dass der Umfang dieses Gewindes eine im Vergleich zum 360°-Gewinde zwar geringere, aber dennoch zufriedenstellende Stabilität aufweist, da die Platte das „schwächste Glied“ darstellt (Wagner und Frigg 2000). Dabei liegt der schwächste Punkt der Platte im Bereich des DCU-Parts des Kombinationslochs. Dies bringt den Vorteil, dass im Fall der Biegung der Platte das Gewinde geschützt bleibt (Frigg 2003).

6. Verwendung der LCP

Die LCP (Abb. 6) kann als Multifunktionsplatte, je nach Fraktursituation als Kompressionsplatte oder als verriegelter Fixateur interne eingesetzt werden (Wagner und Frigg 2000; Frigg 2001).



Abb. 6: Unterfläche der LCP (Bild: Nuss/Hördemann).

Die Kombination von axialer Kompressions- und Überbrückungstechnik ist ebenfalls möglich. Sie ist unter bestimmten Bedingungen, wie beispielsweise einer artikulären Fraktur mit gleichzeitiger Trümmerfraktur in der Meta- oder Diaphyse, oder bei Frakturen mit zwei unterschiedlichen Frakturmustern innerhalb eines Knochens indiziert. Dabei wird dann eine Frakturzone durch Kompression und eine andere mit Überbrückung versorgt. Für eine Frakturzone sollte jedoch nur ein biomechanisches Prinzip Anwendung finden (Wagner 2003).

6.1 Verwendung von Schrauben mit der LCP

Verschiedene Schraubentypen, wie konventionelle Spongiosa- und Kortikalisschrauben oder selbstschneidende und selbstbohrende/selbstschneidende Kopfverriegelungsschrauben, können mit einer LCP eingesetzt werden. Die Gewindetiefe und der Kerndurchmesser einer Kopfverriegelungs- und einer Kortikalisschraube sind unterschiedlich. Eine 4,5-mm-Kortikalisschraube hat einen Kerndurchmesser von 3,1 mm bei einer Gewindetiefe von 1,4 mm, wohingegen der Kerndurchmesser einer 5,0-mm-Kopfverriegelungsschraube 4,4 mm und die Gewindetiefe 0,6 mm beträgt (Synthes 2006).

Bei den Kopfverriegelungsschrauben ist der Winkel, mit dem die Schraube in den Knochen eintritt, durch das Plattengewinde vorgegeben (Gautier und Sommer 2003). Zum Erreichen eines optimalen Insertionswinkels ist die Anwendung einer Zielvorrichtung obligat (Sommer et al. 2003; Kääb et al. 2004). Bei mehr als 5° Abweichung zum optimalen Winkel kommt es zunehmend zur Verringerung der Stabilität (Kääb et al. 2004). Die Konfiguration des DCU-Anteils des Schraubenlochs der LCP lässt eine Winkelung von nicht verriegelten Schrauben bis zu 50° zur Längsachse und bis zu 14° zur Transversalen zu (Synthes 2003). Diese Winkelung ermöglicht den Einsatz einer Zugschraube oder die Rekonstruktion in Gelenknähe (Gautier und Sommer 2003).

Selbstbohrende/selbstschneidende Schrauben sollten aufgrund ihrer scharfen, schneidenden und weit herausragenden Spitze nur als monokortikale Schrauben genutzt werden, da andernfalls die Gefahr der neurovaskulären Schädigung in der Nachbarschaft der gegenüberliegenden Kortikalis besteht (Gautier und Sommer 2003). Damit das Gewinde nicht unlösbar fest verschraubt wird, wird die Anwendung eines Schraubenziehers mit Drehmo-

mentbegrenzung, die bei 5,0-mm-Kopfverriegelungsschrauben 4 Nm beträgt, empfohlen (Synthes 2003).

Bei Ausziehversuchen aus Knochensubstituten wurden vergleichbare Eigenschaften für selbstschneidende 3,5-mm-Kortikalis- und selbstschneidende 3,5-mm-Kopfverriegelungsschrauben festgestellt. Die notwendige größere totale Extraktionsenergie für die Kopfverriegelungsschraube wurde als klinisch irrelevant bewertet, da ein Fixationsversagen schon vorher auftreten würde (Uhl et al. 2008). Bei konventionellen Schrauben konnte kein Unterschied in der Auszugsresistenz von selbstschneidenden und nicht selbstschneidenden 4,5-mm-Kortikalisschrauben festgestellt werden, sodass wegen der Zeitersparnis selbstschneidende Schrauben empfohlen wurden (Andrea et al. 2002). Im Fohlenkochen jedoch war die Haltekraft der selbstschneidenden im Vergleich zu nicht selbstschneidenden 5,5-mm-Kortikalisschrauben jedoch erniedrigt (Yovich et al. 1986).

6.1.1 Hybrid-Gebrauch von Schrauben

Die gleichzeitige Verwendung von Kopfverriegelungsschrauben und konventionellen Schrauben zur Steigerung der Stabilität der Fixation nennt man Hybrid-Gebrauch (Gardner et al. 2006). Dieser ist bei schlechter Knochenqualität und damit verbundener schwacher Verankerung der Schrauben empfehlenswert (Wagner 2003). Durch konventionelle Schrauben wird reponiert und die Platte an den Knochen angepresst. Die Stabilität kann anschließend mithilfe von Kopfverriegelungsschrauben gesichert werden (Wagner 2003; Gardner et al. 2004). Zu beachten ist, dass nach Einsatz von Kopfverriegelungsschrauben keine konventionellen Schrauben mehr platziert werden dürfen, da es sonst zu starker Stresseinwirkung auf die Kopfverriegelungsschrauben kommt (Gautier und Sommer 2003; Synthes 2003; Wagner 2003). Nachdem die erste Kopfverriegelungsschraube ober- und unterhalb der Frakturzone gesetzt wurde, ist zudem keine weitere Reposition mehr möglich (Haidukewych 2004). Gardner et al. vermuteten, dass die Biomechanik der zuletzt gesetzten Kopfverriegelungsschrauben unabhängig von den initial gesetzten Schrauben ist (Gardner et al. 2006).

6.2 Funktionsweisen der LCP

6.2.1 Anwendung der LCP als dynamische Kompressionsplatte

Wird die LCP konventionell zur interfragmentären axialen Kompression verwendet, bedarf es keiner wesentlichen Anpassung der üblichen Technik (Abb. 7).

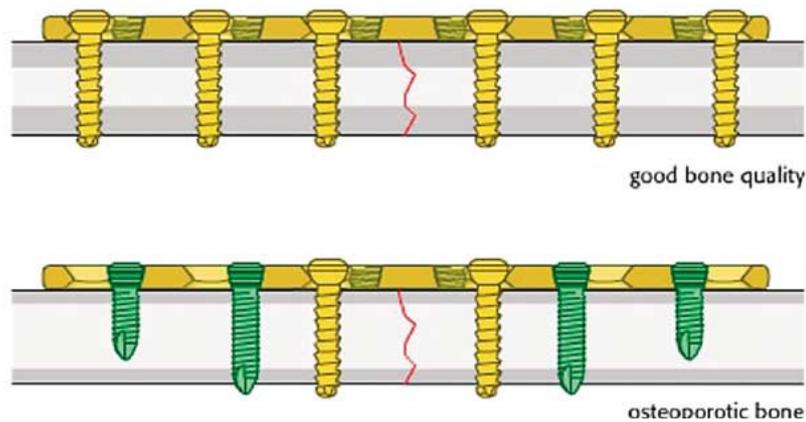


Abb. 7: LCP als konventionelle Kompressionsplatte (oben) und im Hybrid-Gebrauch an osteoporotischem Knochen (unten). Aus: Wagner (2003).

In der klinischen Anwendung traten in seltenen Fällen Probleme bei der Biegung der LCP auf (Sommer et al. 2003). Diese beinhalteten den Bruch des Implantats, Rissstellen an Plattenlöchern, die Deformation eines Lochs bei extremer Biegung sowie die Schwierigkeit, überhaupt eine starke Biegung anzubringen (Sommer und Gautier 2003).

6.2.2 Anwendung der LCP als Neutralisations- oder Abstützplatte

Wenn eine interfragmentäre Kompression durch eine in die Platte integrierte Zugschraube ausgeübt wird, können die restlichen Plattenlöcher je nach Gegebenheiten durch Kortikalis- oder auch Kopfverriegelungsschrauben besetzt werden (Wagner 2003). Die LCP überträgt in diesem Fall selbst keine axialen Kompressionskräfte auf die Frakturzone und dient somit als Neutralisationsplatte (Abb. 8).

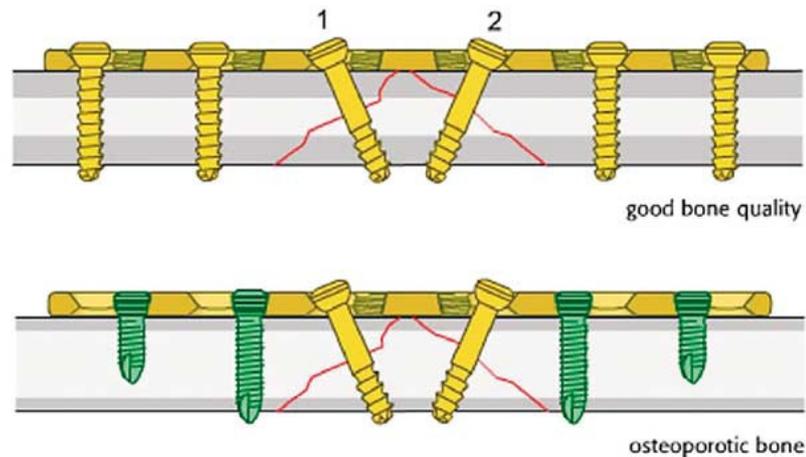


Abb. 8: LCP als konventionell besetzte Neutralisationsplatte in Knochen guter Qualität (oben) und im Hybrid-Gebrauch an osteoporotischem Knochen (unten). Aus: Wagner (2003).

Die Abstützplatte überträgt die einwirkenden Kräfte vom einen zum anderen Hauptfragment und sichert dazwischen liegende kleine Fragmente, die nicht durch Zugschrauben fixiert werden können (Schebitz et al. 1993), ab. Ein Hybrid-Gebrauch der Schrauben ist möglich (Wagner 2003).

6.2.3 Anwendung der LCP als Überbrückungsplatte

Soll die LCP als Überbrückungsplatte Anwendung finden, kann die Applikation im Rahmen einer MIPO oder eines offenen Zugangs erfolgen (Abb. 9).

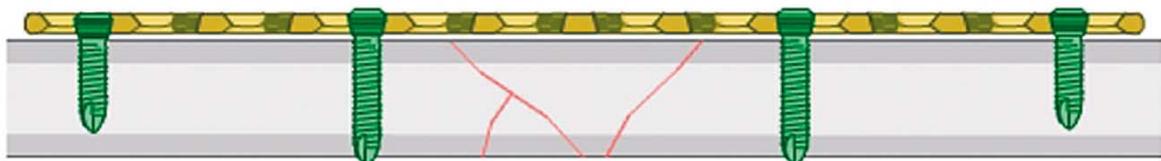


Abb. 9: LCP als Überbrückungsplatte (Fixateur interne). Aus: Wagner (2003).

Beim Einsatz als Fixateur interne ist zu beachten, dass die Länge der Platte positiv mit der Stabilität korreliert und zudem ein ausreichender Abstand der einzelnen Kopfverriegelungsschrauben zueinander gewährleistet ist (Wagner 2003). Zur Vermeidung vor Stresskonzentration sollten die der Frakturzone nahe gelegenen Löcher nicht mit Schrauben be-

setzt werden (Wagner 2003; Sommer et al. 2004). Diese Technik empfahlen Stoffel et al. (2003) jedoch nur für Frakturen mit einem bis zu zwei Millimeter großen Spalt, da darüber hinaus eine größere Arbeitslänge der Platte (Distanz der ersten Schraube zum Frakturspalt) zu früherem Versagen bei zyklischer Belastung führte. Mit Gewinde versehene Platzhalter wahren eine minimale Distanz zwischen Platte und Knochen und stellen sicher, dass es nicht zur Schädigung der Zirkulation kommt (Wagner und Frigg 2000). Die Distanz zwischen Platte und Knochen ist jedoch nicht beliebig erweiterbar (Stoffel et al. 2003; Ahmad et al. 2007; Fitzpatrick et al. 2009). Eine der DCP entsprechende Stabilität der LCP ist nur gegeben, wenn diese weniger als zwei Millimeter vom Knochen entfernt angebracht wird (Ahmad et al. 2007). Diese Einschränkung ist von wesentlicher Bedeutung für die MIPO-Technik. Bei dieser Technik kann es problematisch sein, eine gute Sicht auf die Schrauben-Platten-Interaktionsstelle zu erhalten, sodass der Mindestabstand leicht überschritten werden kann. Wenn sich Weichteilgewebe in den Kombinationslöchern befindet kann es zudem zur nicht vollständigen Umfassung des Schraubenkopfgewindes kommen, was einen Stabilitätsverlust zur Folge hat (Levine und Richardson 2007).

6.3 Spezifische Indikationen für die LCP und verschiedene Anwendungstechniken

Vor Entwicklung der LCP musste der Operateur sich präoperativ für die konventionelle oder die biologische Osteosynthese entscheiden. Die Wahl des Implantats bestimmte das Vorgehen und die Entscheidung für eine Methode schloss die jeweils andere aus. Die LCP ermöglicht nun die intraoperative Entscheidung (Wagner 2003) und erlaubt sogar die Kombination der beiden Methoden (Frigg 2001). Aber diese Freiheit birgt auch Gefahren. Die Missachtung von biomechanischen Prinzipien und fehlender präoperativer Planung kann ernste Folgen haben (Sommer et al. 2003). Häufige Fehler sind eine ungeeignete Platten- oder Schraubenwahl, eine ungeeignete Positionierung der Schrauben sowie die Verwendung eines ungeeigneten Fixationsprinzips (Sommer et al. 2004).

6.3.1 Anwendung der LCP bei Trümmerfrakturen

Je nach Größe des Frakturspalts sind unterschiedliche biomechanische Gegebenheiten zu beachten. Diese hängen davon ab, ob in der postoperativen Belastung ein Kontakt der

Knochenfragmente entsteht und diese somit an der Lastaufnahme beteiligt sind oder nicht (Stoffel et al. 2003). Während bei der interfragmentären Kompression die größte Kraft auf die am Plattenende liegenden Schrauben wirkt (Cordey et al. 2000), werden bei der Überbrückung die der Frakturzone nahe gelegenen Schrauben dem größten Stress ausgesetzt. Stoffel et al. (2003) empfahlen, für Trümmerfrakturen zwei Schrauben in jedem Fragment möglichst nahe am Frakturspalt zu setzen, eine möglichst lange Platte zu verwenden und die Distanz zwischen Platte und Knochen klein zu halten. Zudem sollten bei Frakturen, die hauptsächlich Kompressionskräften widerstehen mussten, drei Schrauben auf jeder Frakturseite verwendet werden, bei Vorherrschen von Torsionskräften sogar drei bis vier (Stoffel et al. 2003). Bei einfachen Frakturen sollten hingegen die der Frakturzone am nächsten gelegenen Schraubenlöcher leer gelassen werden, damit ein Kontakt der Fragmente ermöglicht und der Stress auf die zentral gelegenen Schrauben reduziert wurde (Stoffel et al. 2003).

6.3.2 Anwendung der LCP bei osteoporotischen Knochen

Bei der konventionellen Osteosynthese von osteoporotischem Knochen besteht eine hohe Misserfolgsquote (Snow et al. 2008), weil sich die Schrauben aufgrund von schwacher Verankerung lockern (Cornell 2003). Im Fall einer partiellen Lockerung wirken die konisch geformten Plattenlöcher wie ein Keil auf einen minimal ausgetretenen Schraubenkopf, woraus sich ein Teufelskreis mit dem Resultat des Verlusts der Konstruktstabilität ergibt (Cornell 2003; Snow et al. 2008). Zudem kommt es im weichen Knochen leicht zum Überdrehen beim Einbringen der Schrauben und somit zum Verlust der Haltekraft (Cornell 2003; Sommer und Gautier 2003). Ein hohes Anziehdrehmoment der Schrauben zum Erzielen eines zufriedenstellenden Anpressdrucks der Platte an den Knochen ist schwer zu erreichen. Im osteoporotischen Knochen kann bestenfalls ein Anziehdrehmoment von etwa 3 Nm erreicht werden (Egol et al. 2004). Dies erlaubt schon bei geringen Belastungen das Zustandekommen von Bewegungen zwischen Platte und Knochen (Cordey et al. 2000).

Die Höhe der Ladung, die zum Versagen von Knochen-Platten-Konstrukten in der Torsion führt, ist bei der konventionellen Fixation abhängig von der Knochenmineraldichte. Diese hat aber keinen Einfluss auf die Stabilität einer winkelstabilen Osteosynthese (Abb. 10). Eine abnehmende Knochenmineraldichte führte folglich bei der konventionellen Osteo-

synthese, nicht aber bei der verriegelten LCP zu einer abnehmenden Widerstandsfähigkeit gegen Torsionskräfte. Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass es bei stark osteoporotischem Knochen zu einer Maximierung der Vorteile der LCP kommt (Kim et al. 2007).

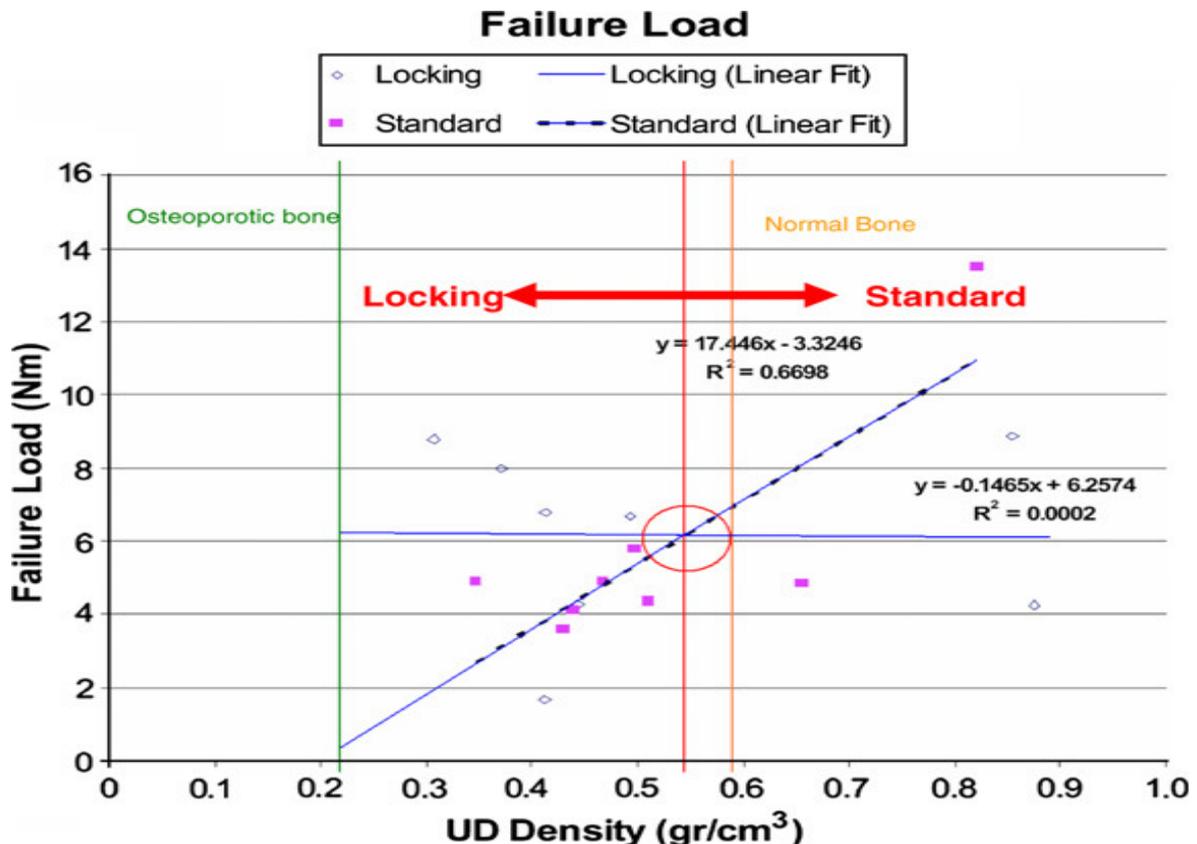


Abb. 10: Darstellung der Abhängigkeit der Ladung, die zum Konstruktversagen führte (y-Achse) von der Knochenmineraldichte (x-Achse) nach Kim (2007), modifiziert (Miller und Goswami 2007). Durch die mittig im Kreis gelegene vertikale Linie wird der Übergangsbereich gekennzeichnet. Links dieser Linie weist die LCP einen größeren Widerstand gegen applizierte Ladungen auf, rechts davon die konventionelle Osteosynthese.

Kopfverriegelungsschrauben bieten vielversprechende Vorteile im osteoporotischen Knochen (Gautier und Sommer 2003; Schütz und Südkamp 2003; Sommer et al. 2003; Wagner 2003; Gardner et al. 2005). Ein Überdrehen der Schraube wird durch die Verankerung des Schraubenkopfs im Gewinde der Platte verhindert. Dies sichert den primären Halt der Schraube auch bei inadäquater Knochensubstanz (Sommer und Gautier 2003). Da kein Anpressdruck durch die Schrauben erzeugt wird, entfällt die Belastung der Schraubenachse durch die Platten-Knochen-Kontaktzone, was wiederum die Gefahr der Gewindeschädi-

gung reduziert. Auch bietet der größere Kerndurchmesser der Kopfverriegelungsschrauben einen stärkeren Widerstand gegen Biegekräfte (Kääb et al. 2004). Die geringere Gewindetiefe soll keinen Stabilitätsverlust verursachen, da die Stabilität nicht auf der Auszugsresistenz der einzelnen Schrauben basiert (Levine und Richardson 2007). Zudem besteht eine größere Resistenz gegen Torsionskräfte (Wagner 2003).

Einige beim gesunden Knochen übliche Methoden der Frakturversorgung sind bei osteoporotischem Knochen kontraindiziert. Die Überbrückung von Trümmerfrakturen in osteoporotischen Knochen wird abgelehnt (Cornell 2003; Sommer et al. 2004), weil für die Stabilität der Fixation der Knochenkontakt entlang der Frakturseite notwendig sein soll. Die inneren Schrauben sollen so nah wie möglich an und die äußeren so weit wie möglich entfernt von der Frakturzone sitzen (Cornell 2003). Bikortikale Schrauben werden als Goldstandard in osteoporotischem Knochen angesehen (Gautier und Sommer 2003; Sommer et al. 2004).

7. Biomechanische Tests und klinische Anwendung

Die Eigenschaften der LCP wurden in biomechanischen In-vitro-Untersuchungen an Kadavermodellen (Lill et al. 2003; Korner et al. 2004; Aguila et al. 2005; Gardner et al. 2005; Schuster et al. 2008; Sod et al. 2008; Goh et al. 2009) und Knochensubstituten (Florin et al. 2005; Gardner et al. 2006; Jewell et al. 2008; Snow et al. 2008; Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009) sowie in der klinischen Anwendung (Sommer et al. 2003; Buttaro et al. 2007; Chakravarthy et al. 2007; Haidukewych et al. 2007; Levine und Richardson 2007; Owsley und Gorczyca 2008; Schmid et al. 2008; Helwig et al. 2009; Kuemmerle et al. 2009) untersucht.

7.1 Biomechanische Untersuchungen

7.1.1 Untersuchungen an Kadavermodellen

Untersuchungen an Kadavermodellen sind meist verbunden mit einmaligem (Lill et al. 2003; Gardner et al. 2005; Sod et al. 2008) oder auch mehrmaligem (Aguila et al. 2005; Schuster et al. 2008; Goh et al. 2009) Einfrieren und Auftauen der genutzten Knochen oder auch Knochen-Platten-Konstrukten. Ein negativer Effekt dieser Gefrier-Auftau-Zyklen auf

die Testresultate wurde von Aguila et al. (2005) durch Vergleich mit einer Kontrollgruppe ausgeschlossen (Aguila et al. 2005). Eine Untersuchung an spongiösen Knochenscheiben des Rindes zeigte keinen signifikanten Einfluss multipler Gefrier-Auftau-Zyklen oder von Kochsalzlösung auf die Steifigkeit oder Eindrückbarkeit des Knochenmaterials (Kang et al. 1997).

In der Tiermedizin wurden Untersuchungen bisher vor allem an isolierten Hunde- (Aguila et al. 2005; Goh et al. 2009) oder Pferdeknöchel (Sod et al. 2008) durchgeführt. Aguila et al. (2005) verglichen 8-Loch-3,5-mm-LCPs und -LC-DCPs an Os-femoris-Paaren von Hunden. Die strukturelle Steifigkeit des Konstrukts und die Auslenkungen der zwei Zentimeter großen Osteotomielücke wurden im Rahmen von sieben Kraft-Applikationen erfasst. Die Steifigkeit wurde definiert als das Gefälle im linearen Bereich des Kraft-Weg-Grafen oder der Drehmoment-Winkel-Kurve (Aguila et al. 2005). Diese Definitionen wurden in den meisten biomechanischen Untersuchungen gewählt (Korner et al. 2004; Florin et al. 2005; Gardner et al. 2005; Snow et al. 2008; Sod et al. 2008; Uhl et al. 2008). Genau genommen kann anhand des Gefälles jedoch nur die relative Steifigkeit abgelesen werden (Snow et al. 2008).

In der strukturellen Steifigkeit zeigte sich in der statischen Belastung kein signifikanter Unterschied zwischen den Platten (Aguila et al. 2005). In Hinblick auf die Steifigkeit des Frakturspalts (Differenz minimaler zu maximaler Ladung/Bewegung im Frakturspalt) stellte sich das LCP-Konstrukt in der lateromedialen Biegung als signifikant steifer dar. Die zyklische Torsionsbelastung ergab eine signifikant größere strukturelle Steifigkeit der LC-DCP in drei von fünf gemessenen Testzyklen. Die LC-DCP-Konstrukte versagten zudem bei einem signifikant geringeren Torsionswinkel als die LCP-Konstrukte. Es wurde angenommen, dass eine hohe initiale Steifigkeit bei den LC-DCPs zur Lockerung und negativer Beeinflussung der Knochen-Implantat-Kontaktfläche bei zyklischer Belastung führte (Lill et al. 2003). In keinem Fall wurde jedoch ein echtes Implantatversagen beobachtet, da der schwächste Punkt immer an der Knochen-Schrauben-Interaktionsfläche lag und nicht innerhalb der Platten (Aguila et al. 2005).

An dem Modell einer einfachen Querfraktur in Metakarpalknochen von Pferden wurden breite 8-Loch-4,5-mm-LCPs und -LC-DCPs verwendet (Sod et al. 2008). Die LCPs wurden mit hybriden Schraubensatz eingesetzt. Alle Kortikalisschrauben wurden mit einem

vorgegebenen Drehmoment von 4,2 Nm angezogen. Die LCP-Konstrukte zeigten sich in statischen Tests bis zum Versagen (kaudokraniale 4-Punkt-Biegung oder Torsion) sowie in zyklischen Ermüdungstests (4-Punkt-Biegung) biomechanisch überlegen. Bei den statischen Tests kam es zur Verbiegung aller Platten, nicht aber bei dem zyklischen Test. Bei diesem kam es hingegen in beiden Gruppen zum Abbiegen der Schraubenköpfe. Dies wurde als Hinweis für eine zwischen Platte und Knochen eingetretene Bewegung gewertet. Ein Abbrechen der Schraubenköpfe konnte nur bei den Kortikalisschrauben, die in direkter Nähe zum Osteotomiespalt lagen, beobachtet werden (Sod et al. 2008).

Auch in einer humanmedizinischen Untersuchung zum Vergleich von 8-Loch-3,5-mm-LCPs und -LC-DCPs wurde durch zyklische Biegung und Torsion getestet (Gardner et al. 2005). Ausgewertet wurde die normalisierte Steifigkeit der Konstrukte, wobei jeder Knochen als seine eigene Kontrolle fungierte. Die Steifigkeit der Konstrukte unterschied sich nicht signifikant, dennoch zeigte sich die LCP in der mediolateralen Biegung und der Torsion zu jedem Zeitpunkt steifer als die LC-DCP. Es fiel zudem auf, dass die Steifigkeit beider Gruppen innerhalb der zyklischen Belastung nicht wie erwartet abnahm. Das LCP-Konstrukt hielt während des Torsionstests länger durch und blieb stabil, wohingegen sich eine Neigung des LC-DCP-Konstrukts abzeichnete (Gardner et al. 2005).

Die Anwendung von zwei Platten in einem Modell einer suprakondylären Trümmerfraktur des Humerus untersuchten Korner et al. (2004). Die Implantate wurden entweder beide auf der Dorsalfläche oder in 90°-Konfiguration angebracht. Während sich die 90°-Konfiguration als überlegen erwies, bestanden zwischen den Plattentypen keine signifikanten Unterschiede (Korner et al. 2004).

7.1.2 Untersuchungen an Knochensubstituten

An Knochensubstituten wurde eine einfache Schrägfraktur der Metaphyse eines langen Röhrenknochens beim Pferd imitiert (Florin et al. 2005). Mit einem statischen 4-Punkt-Biegungs-Test auf Versagen wurde das Verhalten von breiten 10-Loch-4,5-mm-DCPs, -LC-DCPs, -LCPs und CRIFs verglichen. An jedem Knochensubstitut wurden zwei Platten in 90°-Konfiguration angebracht. Die LCP erhielt einen hybriden Schraubensatz. Für alle Schrauben wurde eine Drehmomentbegrenzung von 5 Nm angewendet. Die LCP zeigte

sich als überlegene Variante für dieses Frakturmodell, die LC-DCPs und DCPs zeigten unterlegene, aber nicht kritische Eigenschaften, wohingegen der CRIF die Anforderungen nicht erfüllen konnte (Florin et al. 2005).

An hohlen Polyurethanschaum-Zylindern (PUS-Zylinder) verschiedener Dichte wurde ein zwei Millimeter großer Defekt angelegt (Uhl et al. 2008) und die mechanischen Eigenschaften einer breiten 8-Loch-3,5-mm-DCP, -LC-DCP und einer schmalen, komplett verriegelten 3,5-mm-LCP wurden getestet. Zu Standardisierungszwecken wurden alle Kortikalisschrauben neutral eingesetzt und die LCPs während der Schraubeninsertion an den Zylinder gepresst. Die zyklische Kompressionsbelastung wurde so gewählt, dass sie ungefähr der Belastung des Vorderbeins eines 30 kg schweren Hundes im Trab entsprach (Uhl et al. 2008). Nur die LCP konnte aufgrund der elastischen Biegung der Platte die Integrität des Frakturspalts während der zyklischen Belastung aufrechterhalten (Uhl et al. 2008). Die Spannung im Frakturspalt bewegte sich zwischen 0 und 15 %. Bei der DCP und LC-DCP kam es zur Verschmälerung der Lücke durch axiales Gleiten der Schraubenköpfe in den Plattenlöchern, die Spannung der Frakturlücke war aufgrund dessen geringer. Die DCP- und LC-DCP-Konstrukte zeigten aufgrund der größeren Breite und dadurch, dass der Kontakt der Zylinderfragmente eher zustande kam, überlegene biomechanische Eigenschaften. Versagen wurde definiert als der Punkt der maximalen Ladung, was bei allen Konstrukten zur Trümmerfraktur des Zylinders um die Platte herum führte. Die LCP wurde für die Fixation von Knochenfragmenten mit interfragmentärem Spalt in Knochen von schlechter Qualität empfohlen (Uhl et al. 2008). Auch andere Autoren (Goh et al. 2009; Heiney et al. 2009) versuchten, eine physiologische Belastungssituation zu simulieren. In einer Untersuchung an Os-femoris-Paaren von Hunden wurde eine zyklische axiale Kompression mit stufenweiser Erhöhung der Belastung von 20 % bis zu 60 % des Körpergewichts vorgenommen. Damit sollte eine typische sich langsam steigernde postoperative Belastungssituation imitiert werden (Goh et al. 2009). Heiney et al. (2009) wendeten eine Belastung von etwa dem dreifachen Körpergewicht eines 70 kg schweren Menschen an, da diese beim Gehen zu erwarten ist (Heiney et al. 2009).

In einer weiteren Untersuchung wurde an synthetischen Osteoporose-Modellen eine ein Zentimeter große Frakturlücke mit 8-Loch-4,5-mm-LCPs und -LC-DCPs versorgt (Snow et al. 2008). In die LCPs wurden vier Kopfverriegelungsschrauben eingebracht, in die LC-DCPs entweder sechs Kortikalisschrauben oder eine Kombination mit Spongiaschrau-

ben. Zunächst sollte eine statische Belastung der Konstrukte durch Kompression, Torsion und Biegung durchgeführt werden. Die LC-DCP-Konstrukte versagten jedoch alle in der ersten statischen Kompression (150 N) durch Rotationsbewegung und Auslenkung der Fragmente in axialer Richtung. Spongiosaschrauben verbesserten die Fixationsstärke (Grenzbelastung, die zum Versagen führt) (Snow et al. 2008; Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009) nicht. Die weitere Testreihe konnte somit nur mit den LCP-Konstrukten fortgeführt werden. Diese zeigten keine signifikante Veränderung der strukturellen Steifigkeit. Bei der zuletzt durchgeführten Kompressionsbelastung bis zum Versagen kam es zunächst zur Verbiegung der LCP, verbunden mit einem Auszug der proximal gelegenen Schraube, und anschließend zur Fraktur des Knochensubstituts (Snow et al. 2008).

An einem Osteoporose-Modell wurde die Steifigkeit eines unverriegelten, eines verriegelten und eines hybriden schmalen 8-Loch-4,5-mm-LCP-Konstrukts bei zyklischer Torsionsbelastung getestet (Gardner et al. 2006). Das hybride Konstrukt enthielt fraktur-nah jeweils eine Kortikalisschraube und frakturfern jeweils zwei Kopfverriegelungsschrauben. Die Kortikalisschrauben wurden neutral gesetzt und mit einer Drehmomentbegrenzung von 3,4 Nm angezogen. Die verriegelten Platten und die Hybrid-Konstrukte waren biomechanisch gleichwertig, aber signifikant widerstandsfähiger gegen zyklische Torsionsbelastung als die unverriegelten Konstrukte (Gardner et al. 2006).

In einer weiteren Untersuchung zu Hybrid-Konstrukten (Bottlang et al. 2009) wurden generische Implantate und Schrauben verwendet, bei denen keinerlei Unterschiede bezüglich der Lokalisation der Schraubenlöcher in den Platten, der Kerndurchmesser und der Gewindetiefe der Schrauben vorhanden waren. Als Modell einer Fraktur in der osteoporotischen Femurdiaphyse wurde ein Substitut mit einem 10 mm Osteotomiespalt verwendet. Die peripheren Plattenlöcher wurden mit Kortikalisschrauben besetzt und diese mit einer Drehmomentbegrenzung von 2,8 Nm angezogen. Dies entsprach 80 % des Drehmoments, der zum Überdrehen der Schrauben geführte hätte, was anhand einer Pilotstudie bestimmt worden war. Die Konstrukte wurden in der zyklischen Biegung, Torsion und Kompression getestet, wobei die applizierte Kraft nach jeweils 100 Zyklen stufenweise erhöht wurde. Versagen wurde bei der Kompression durch eine nach Belastung eingetretene Verschmälerung des Osteotomiespalts um 1 mm definiert. Bei allen Konstrukten trat dies gemeinsam mit einer vertikalen Wanderung der Schrauben durch die Cis-Kortikalis unterhalb der Platte auf. Nachfolgend kam es zur Lockerung der Kortikalis- und Verbiegung der Kopfverrie-

gelungsschrauben (Bottlang et al. 2009). Diese Wanderung der Schrauben durch den Knochen bis hin zum Durchbruch ins nächstliegende Gelenk wurde für winkelstabile Implantate auch bei proximal gelegenen Humerusfrakturen beschrieben (Owsley und Gorczyca 2008; Helwig et al. 2009). Die Fixationsstärke eines komplett verriegelten Konstrukts (Bottlang et al. 2009) war im Vergleich zur konventionellen Fixation signifikant schwächer in der Biegung, gleichwertig in der Torsion und signifikant stärker in der Kompression. Durch den Austausch der peripher gelegenen Kopfverriegelungsschraube durch eine Kortikalisschraube erhöhte sich die Fixationsstärke des verriegelten Konstrukts in der zyklischen Biegung, ohne dass dabei das Verhalten in der Torsion oder Kompression negativ beeinflusst wurde. Dieses Resultat zeigte, dass es bei dem komplett verriegelten Konstrukt zur Stresskonzentration auf das Plattenende kam, der periphere Einsatz einer Kortikalisschraube diese aber reduzierte (Bottlang et al. 2009). Bei einem vorangegangenen Versuch mit gleicher Testkonfiguration hatte das Verriegelungskonstrukt zwar eine größere Fixationsstärke bei der zyklischen Kompression gezeigt, jedoch erwies sich das konventionelle Konstrukt als stärker in der zyklischen Torsion und Biegung (Fitzpatrick et al. 2009). Der einzige Unterschied zur späteren Untersuchung (Bottlang et al. 2009) hatte darin gelegen, dass die verriegelten Implantate 1 mm über der Oberfläche des Knochensubstituts lagen. Es wurde vermutet, dass dies der Grund für die geringere Fixationsstärke in der Torsion war (Fitzpatrick et al. 2009).

7.2 Ergebnisse klinischer Untersuchungen

Die LCP wurde bei 31 Pferden bei verschiedenen Indikationen – Arthrodesen, Frakturen – angewendet (Levine und Richardson 2007). Insgesamt kamen 47 LCPs zum Einsatz, wobei 23 Patienten durch offene Reposition und acht Patienten durch eine MIPO-Technik behandelt wurden. In einigen Fällen kam die Hybrid-Technik zum Einsatz. Insgesamt konnten 25 Patienten geheilt werden. Im Vergleich mit der konventionellen Osteosynthese konnte kein signifikanter Unterschied in der Erfolgs- oder Komplikationsquote festgestellt werden. Die LCPs erwiesen sich jedoch bei Pferd (Kuemmerle et al. 2009) und Rind (Schmid et al. 2008) insbesondere bei Mandibula-Frakturen als wertvoll. Auch bei Rindern wurden die LCPs meist mit hybridem Gebrauch der Schrauben eingesetzt und teilweise mit konventionellen Platten kombiniert. In der Versorgung von Frakturen der langen Röhrenknochen war

kein Unterschied zur konventionellen Technik feststellbar. Jedoch wurde ein erfolgreicher Einsatz bei Kreuzbeinfrakturen beschrieben (Schmid et al. 2008).

Klinische Berichte über die Anwendung der LCP liegen vor allem aus der Humanmedizin vor. Sommer et al. (2003) berichteten über den klinischen Einsatz der LCP an 144 Patienten mit unterschiedlichen Frakturen. Die LCPs wurden im Kompressions-, Überbrückungs- oder Kombinationsmodus eingesetzt. In einigen Fällen fand auch die Kombination mit konventionellen Platten Anwendung. Die LCP erwies sich vor allem bei Frakturen in Gelenknähe und mit Gelenkbeteiligung, nach Implantatversagen und Frakturen von osteoporotischem Knochen als wertvoll. Komplikationen ließen sich auf technische Fehler, wie eine nicht geeignete Fixationstechnik oder ungeeignete Plattenwahl, nicht jedoch auf Implantatversagen zurückführen (Sommer et al. 2003).

III Material und Methode

1. Zielstellung der Untersuchung

In einer biomechanischen In-vitro-Untersuchung an den isolierten Oberschenkelknochen neugeborener Kälber sollte eine konventionelle LC-DCP- mit einer LCP-Plattenosteosynthese verglichen werden. In zyklischen Kompressionstests sollte überprüft werden, ob die Osteosynthese mit einer LCP im weichen Kälberknochen derjenigen mit einer LC-DCP überlegen ist.

2. Sammeln der Knochen

Die unversehrten Os-femoris-Paare von 15 Kälbern (Fleckvieh $n = 14$, Deutsche Holsteins $n = 1$), die zwischen ein und zehn Tagen alt waren, wurden gesammelt. Diese Kälber waren aus Gründen, die nicht in Verbindung mit einer orthopädischen Erkrankung oder dem Dissertationsprojekt standen, entweder an der Klinik für Wiederkäuer verstorben oder eingeschläfert worden. Des Weiteren wurden die Oberschenkelknochen von Kälbern, die unter den gleichen Prämissen in der pathologischen Abteilung des bayerischen Landesamtes für Gesundheit und Lebensmittelsicherheit (LGL Südbayern, Oberschleissheim) seziiert wurden, verwendet. Die Knochen wurden zusammen mit der umgebenden Muskulatur entnommen, sodass eine Umhüllung mit Weichteilgewebe sichergestellt war. Sie wurden anschließend einzeln in Plastikbeutel verpackt, gekennzeichnet und bei -20 °C tiefgefroren.

Von jedem Knochen wurden Röntgenaufnahmen in mediolateralem und kraniokaudalem Strahlengang angefertigt (Abb. 11). Dadurch sollten Veränderungen durch Erkrankungen, die den Knochenstoffwechsel beeinflussen – insbesondere die BVD-Infektion –, möglichst ausgeschlossen werden.

Von den 15 Knochenpaaren gingen zehn in die eigentliche Untersuchung ein. Fünf Knochen der übrigen Paare wurden zur Erarbeitung des definitiven Test-Protokolls in Vorversuchen verwendet. Ein weiteres Paar stand als Reserve für die Tests zur Verfügung. Von einem Knochen wurde zur Darstellung der Kortikalisdicke ein Längsschnitt-Präparat angefertigt (Abb. 12).



Abb. 11: Fleckviehkalb Nr. 7, männlich, 6 Tage alt. Röntgenaufnahme des Oberschenkelknochenpaars vor der Präparation im kraniokaudalen Strahlengang zum Ausschluss von Veränderungen der Knochenstruktur. Typischer Verlauf der Kortikalisbreite.



Abb. 12: Fleckviehkalb, vier Tage alt. Längsschnitt durch ein Os femoris. Starke Ausdünnung der Kortikalis am Übergang der Diaphyse in die Metaphyse (Pfeil).

Das verbleibende Paar wurde zur Darstellung der Gelenkkapseln und der Bursa subtendinosa musculi bicipitis femoris distalis präpariert. Dieses Paar wurde anschließend ausgekocht, mit Wasserstoffperoxid behandelt und diente als Modell für den Verlauf der Epiphysenfugen.

Die für die eigentliche Untersuchung verwendeten Knochenpaare stammten von neun Fleckviehkälbern und einem Holstein-Kalb. Drei Tiere waren weiblich und sieben männlich. Der Altersmedian betrug sechs Tage (Spannweite 1 bis 10 Tage). Das Gewicht war nur bei vier Tieren bekannt (Median 41,3 kg; Spannweite 36,6 bis 50,0 kg).

3. Erarbeitung des definitiven Test-Protokolls

Zunächst wurden die Vorgänger-Dissertationen hinsichtlich der Lokalisation und Konfiguration der Os-femoris-Frakturen bei Kälbern (Elma 1988; Spiess 2004) ausgewertet. Weiterhin wurden die Röntgenbilder von 14 Kälbern, die in den Jahren 2001 bis 2008 mit einer Fraktur des Os femoris an der Rinderabteilung der Chirurgischen Tierklinik und der Klinik für Wiederkäuer vorgestellt wurden, beurteilt. Insgesamt 12 von 14 (86 %) Frakturen lagen im Übergangsbereich von Diaphyse zur distalen Metaphyse. Die restlichen zwei lagen im mittleren Diaphysenbereich. Bei neun Tieren handelte es sich um eine Fraktur mit einer schräg von lateroproximal nach mediodistal verlaufenden Frakturlinie sowie einer kranio-medial ausgeprägten Spitze (Abb. 13). Dieser Frakturverlauf wurde aufgrund seiner Lokalisation und der Häufigkeit des Auftretens zunächst als Konfiguration für die Testpräparate gewählt.

Die restlichen fünf der 14 Frakturen waren unregelmäßige Querfrakturen. Zudem war bei fünf der 14 Frakturen eine Splitterung erkennbar, wobei es sich meist um kleinere Fragmente handelte (Abb. 13).

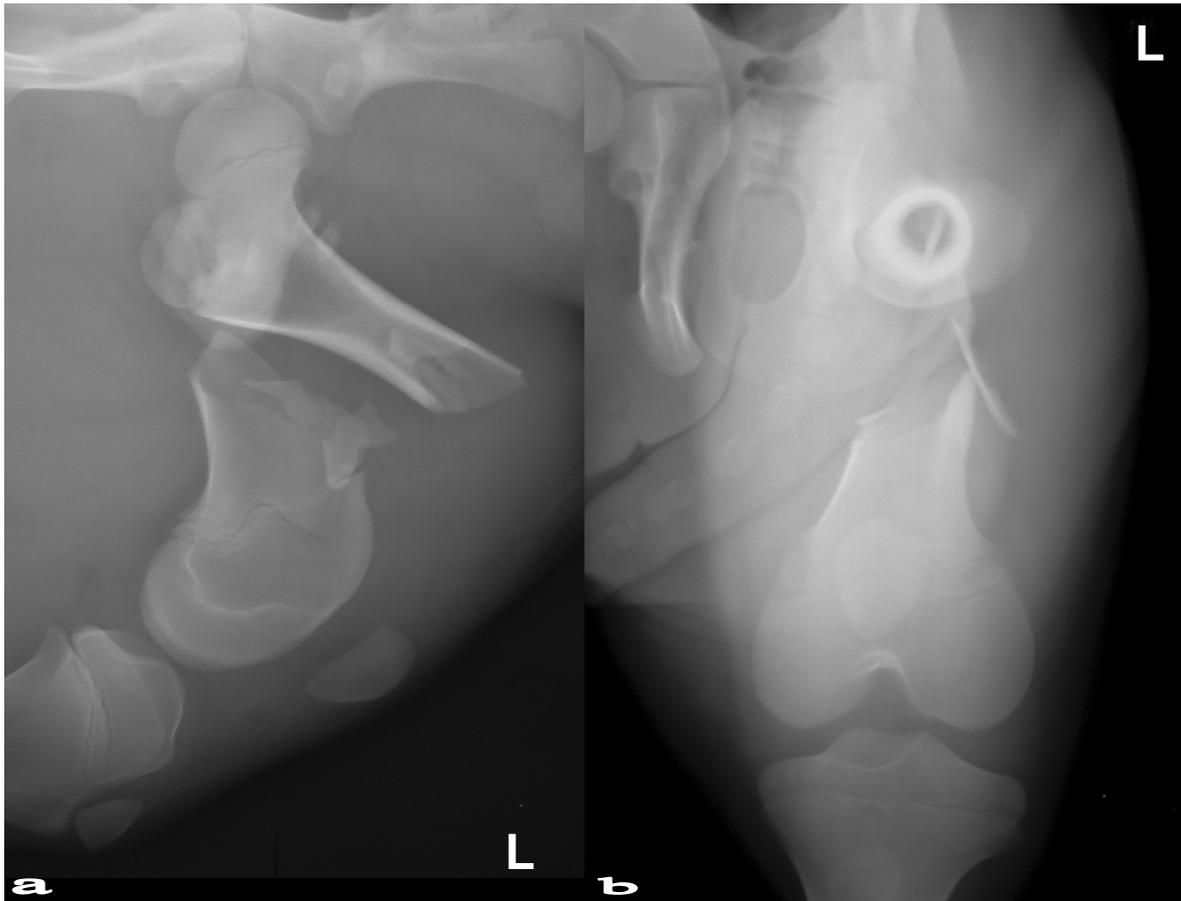


Abb. 13: Fleckvieh-Kalb, weiblich, 2 Tage. Linker Oberschenkel im (a) mediolateralen und (b) kraniokaudalen Strahlengang. Typischer Frakturverlauf am Übergang Diaphyse–distale Metaphyse, mit Splittern.

In Zusammenarbeit mit dem ARTORG Center (Artificial Organ Center for Biomedical Engineering Research) in Bern wurde das weitere Versuchsprotokoll erarbeitet. Die durch Implantate versorgten, osteotomierten Knochen sollten durch zyklische axiale Kompression mit stufenweiser Erhöhung der Belastung getestet werden.

3.1 Erster Vorversuch

Ausgangspunkt für die Fixation war die Überlegung, zwei Platten in 90°-Konfiguration für die Versorgung des erwähnten Frakturtyps zu verwenden. Eine kranial angebrachte Platte sollte immer eine DCP/LC-DCP sein, wohingegen als laterale Platte entweder eine DCP/LC-DCP oder eine LCP verwendet werden sollte.

Bei einem ersten Testdurchlauf mit einem osteotomierten Knochen, der in dieser Art und Weise versorgt worden war, traten zwei wesentliche Probleme auf. Zum einen konnte das Caput ossis femoris nicht zufriedenstellend in die Testmaschine eingepasst und fixiert werden. Zum anderen war es nicht möglich, den Test in einem über die Kraft kontrollierten Modus (Kraft, mit der die Kompression ausgeübt wurde) durchzuführen, weil die Richtung der Kraft durch die mangelnde Fixation des Os femoris inkonstant war. Um dieses Problem zu lösen, wurde der Maschinenteil, der das Caput ossis femoris umfasste, neu justiert und zudem der Femurkopf mit einer oszillierenden Säge zugeschnitten (Abb. 14).

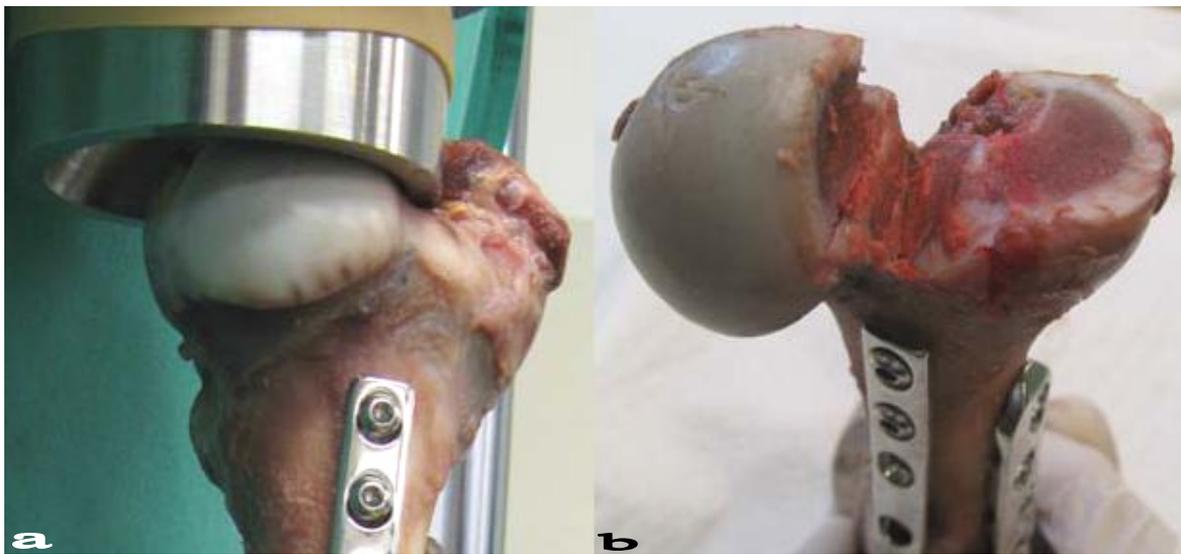


Abb. 14: Testaufbau mit dem ersten Testkörper-Prototyp. a) Becherförmiger Kopfteil der Testmaschine zur Aufnahme des Caput ossis femoris, Femurkopf im unpräparierten Zustand. b) Aufsicht auf Prototyp nach teilweiser Zuschneidung des Femurs zur besseren Einpassung in den Kopfteil der Maschine.

Das zweite Problem sollte dadurch gelöst werden, dass von dem durch die Kraft kontrollierten Modus in den durch den Weg kontrollierten Modus (Wegstrecke, auf der Kompression durchgeführt wird) gewechselt wurde. Dieses Vorgehen zeigte jedoch theoretisch den Nachteil, dass die aufgewendete Kraft im Verlauf des zyklischen Tests infolge der Konstruktermüdung abnahm – für den gleichen Weg wäre weniger Kraft nötig –, was die Auswertbarkeit der Ergebnisse erschwert hätte.

3.2 Zweiter Vorversuch

Die Ergebnisse des ersten Vorversuchs führten zu der Überlegung, das proximale Ende des Os femoris komplett abzutrennen, damit eine ebene Fläche und dadurch bessere Fixierbarkeit des Konstrukts erreicht werden konnte (Abb. 15). Damit sollte auch ein Test, in dem die aufgewendete Kraft der begrenzende Faktor war, möglich gemacht werden.

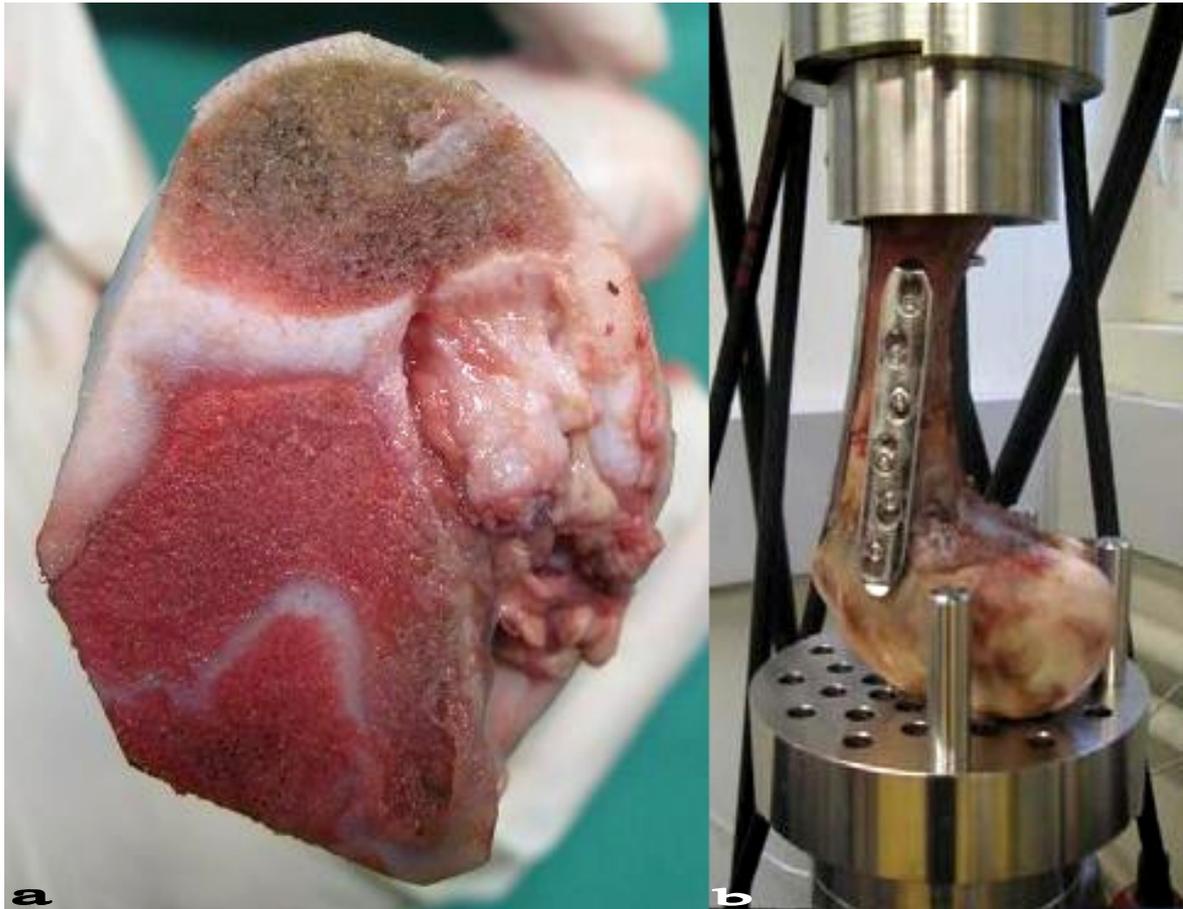


Abb. 15: Zweiter Testaufbau nach kompletter Abtrennung des proximalen Endes des Os femoris. a) Aufsicht auf Präparat. b) Einpassung in Testmaschine.

Der mit dieser Testkonfiguration durchgeführte Vorversuch warf jedoch weitere Probleme auf. Es war zu befürchten, dass der Knochen im zugeschnittenen Zustand zu weich war und unter höherer Belastung zerstört werden würde. Zudem war der gewählte Osteotomiespalt sehr schmal und es konnte nicht sichergestellt werden, dass die gesamte Kompressionsbelastung über die Platten übertragen wurde.

3.3 Modifikation der Testkörper und des Testaufbaus

Aufgrund der Ergebnisse des ersten und zweiten Vorversuchs wurde entschieden, anstatt einer einfachen Schrägfraktur im diaphysär-metaphysären Übergangsbereich eine Trümmerfraktur ohne interfragmentäre Abstützung zum Modell zu nehmen und somit einen größeren Osteotomiespalt herzustellen. Mit einem größeren, fünf Millimeter breiten Spalt sollte sichergestellt werden, dass die Kompressionskraft auf die Implantate einwirkte und nicht durch Knochen-Knochen-Kontakt verfälscht wurde.

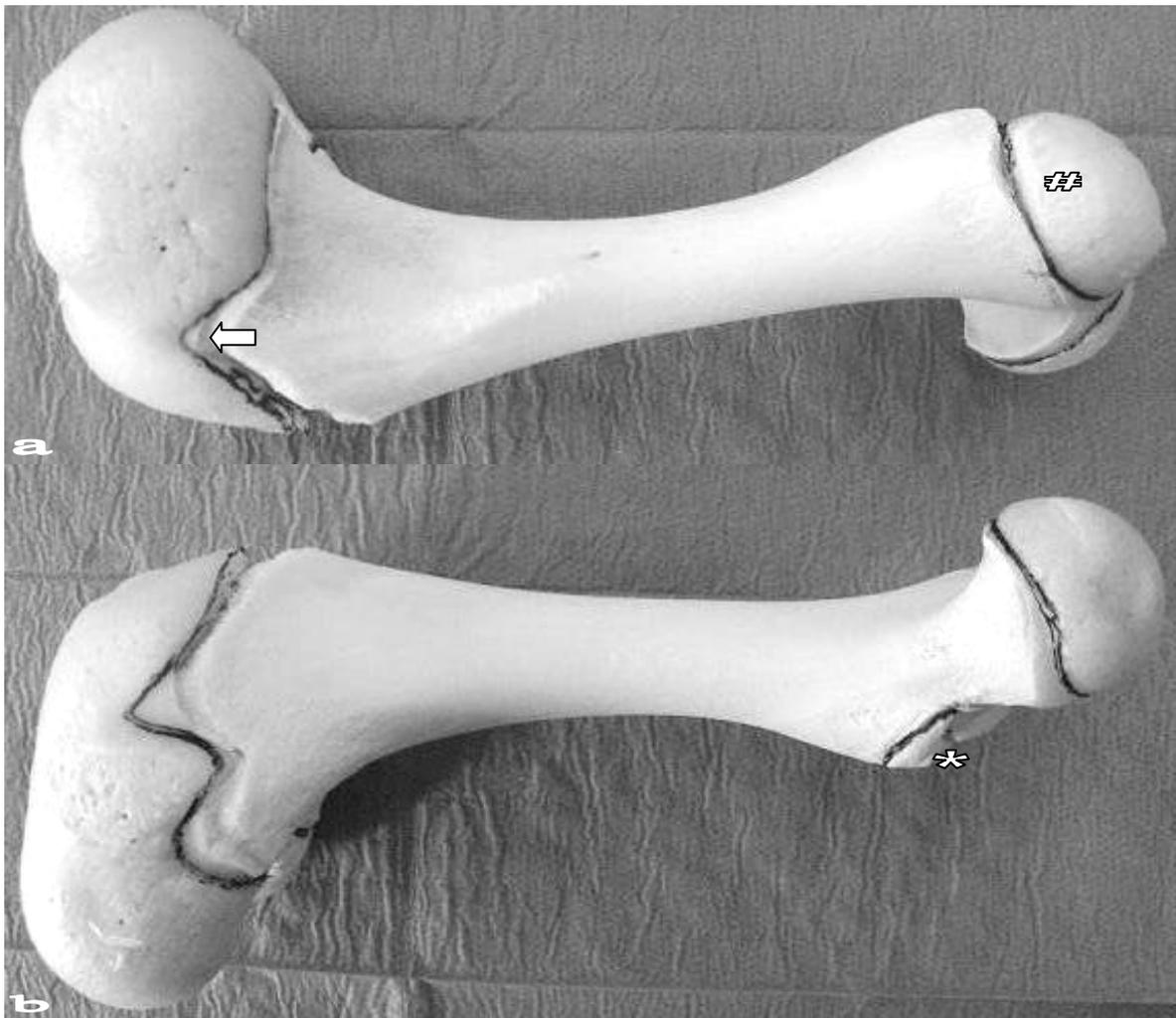


Abb. 16: Fleckviehkalb, 10 Tage alt. Os-femoris-Präparat, Epiphysen- und Apophysenfugen schwarz nachgezogen. a) Laterale Ansicht, Ausziehung der distalen Epiphysenfuge (Pfeil): günstige Lokalisation für Platzierung des distalen Endes einer Osteosyntheseplatte. Proximal Apophyse des Trochanter major (#) mit seiner Fuge. b) Mediale Ansicht. Kaudomedial gelegene Apophysenfuge des Trochanter minor (*).

Zusätzlich wurde entschieden, nur eine Platte in kraniolateraler Position zu verwenden, da die Beeinflussungen zweier Platten als erschwerender Faktor für den direkten Vergleich angesehen wurden.

Die Weichteilpräparation zweier Knochen ergab zudem, dass für die Platzierung von zwei Platten weitreichende Manipulationen am Weichteilgewebe notwendig waren und die kraniale Platte im Bewegungsbereich der Patella gelegen hätte. Weil in klinischen Situationen die Gewebeschonung als mitentscheidend für den Behandlungserfolg gilt, wurde festgelegt, lediglich eine Platte zu verwenden. Die zur Weichteilpräparation benutzten Knochen dienten schließlich zur Darstellung der Epiphysenfugen (Abb. 16). Mit ihrer Hilfe wurde eine Positionierung für die Platte gefunden, die maximal weit distal gelegen war und trotzdem die Epiphysenfuge nicht überschritt (Abb. 16a, Pfeil). Diese Ausziehung der Epiphysenfuge war bei allen verwendeten Knochen in dieser Lokalisation vorhanden.

3.4 Dritter Vorversuch

Im dritten Vorversuch wurde ein Knochen eines Os-femoris-Paares mit einer LCP und der andere mit einer DCP versorgt. Beide Implantate wurden an der kraniolateralen Seite angebracht. Vor dem endgültigen Festziehen der Schrauben von Hand wurde mit einer oszillierenden Säge ein 5 mm langes Knochenstück herausgesägt. Das obere Ende des Os femoris wurde vor dem Einspannen in die Test-Apparatur (Abb. 17) mit einer oszillierenden Säge abgetrennt.

Danach wurde eine zyklische axiale Kompressionsbelastung der beiden Konstrukte durchgeführt, damit die Teststufen und Belastungsgrenzen für das definitive Protokoll festgelegt werden konnten. Die Durchführung dieses Vorversuchs lief weitgehend zufriedenstellend. Der fünf Millimeter große Osteotomiespalt erwies sich allerdings als immer noch zu wenig weit, da schon bei relativ geringer Krafteinwirkung ein Knochen-Knochen-Kontakt zustande kam. Die Weite sollte deswegen für die definitiven Untersuchungen auf 12 mm vergrößert werden. Zudem sollte die Osteotomie mithilfe einer Vorrichtung durchgeführt werden, die eine bestmögliche Reproduzierbarkeit und Parallelität der Schnitte erlaubte.

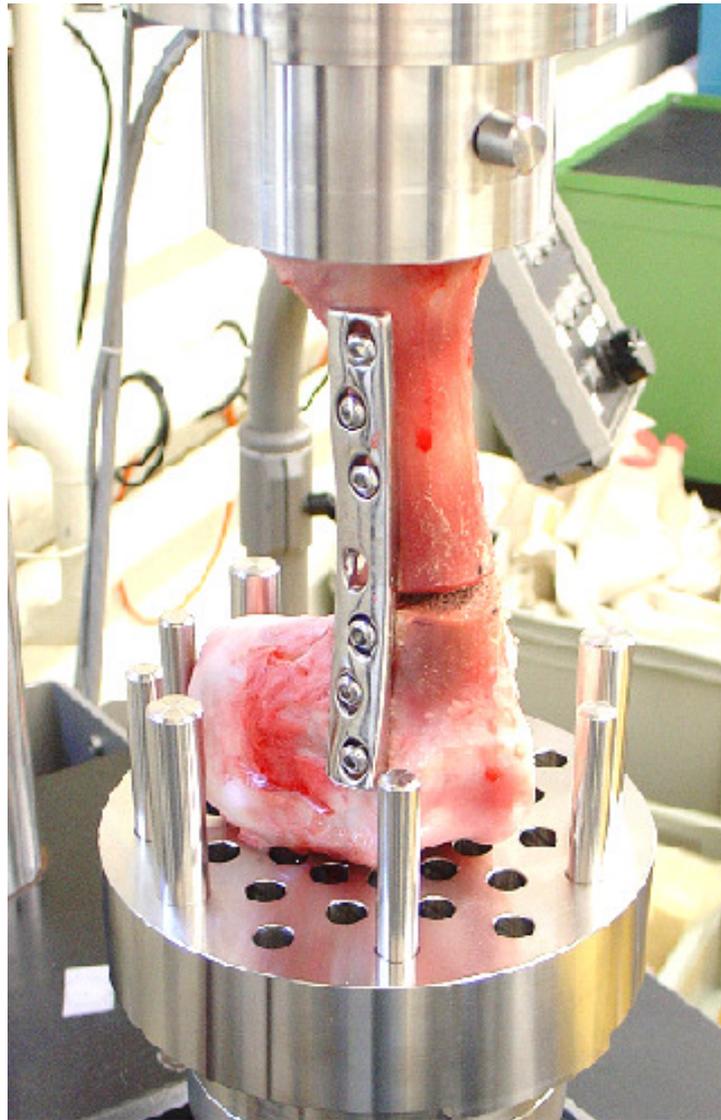


Abb. 17: Testaufbau mit zweitem Testkörper-Prototyp. Lage der DCP in der anhand des Verlaufs der Epiphyse als günstig beurteilten Positionierung. Fixierung des Testkörpers in der Testmaschine durch becherartige Umfassung proximal und Sicherung mit Metallstiften auf Plattform distal.

Weiterhin wurde entschieden, die definitiven Tests mit LC-DCPs und nicht mit DCPs durchzuführen, da die Ausschnitte der Plattenunterfläche der LCP und LC-DCP übereinstimmen und die Fläche des Plattenquerschnitts zwischen den Plattenlöchern dieselbe ist (Tabelle 1).

Tabelle 1: Vergleich der Abmessungen der breiten 7-Loch-4,5-mm-LCP und -LC-DCP (Synthes GmbH Deutschland, Umkirch bei Freiburg), die in den Tests angewendet wurden (Synthes 2007; Sod et al. 2008).

| Abmessungen | 4,5-mm-LCP, breit | 4,5-mm-LC-DCP, breit |
|---|--------------------------|-----------------------------|
| Breite | 17,5 mm | 17,5 mm |
| Dicke | 5,2 mm | 5,2 mm |
| Länge | 134 mm | 124 mm |
| Abstand zwischen den Zentren der Plattenlöcher | 18 mm | 18 mm |
| Abstand zwischen den Zentren der Plattenlöcher in der Plattenmitte | 12,8 mm | 18 mm |
| Querschnittsfläche zwischen den Plattenlöchern | 76,9 mm ² | 76,9 mm ² |

Wegen der durch die Belastung eintretenden Verschiebungen der Fragmente wurde beschlossen, Markierungen am Knochen-Platten-Konstrukt anzubringen. Diese dienten der Erfassung von Rotationen und Achsenabweichungen sowie als Messpunkte für die Veränderung der Weite des Osteotomiespalts.

3.5 Vierter Vorversuch

Im vierten und letzten Vorversuch wurden die Präparationsschritte vor der Testung anhand eines Knochenpaares erprobt und ein 12 mm großer Osteotomiespalt angelegt. Mithilfe dieses Knochenpaares sollte die vordefinierte Anzugstärke der Schrauben festgelegt werden. Zunächst war davon ausgegangen worden, dass alle Schrauben (Kortikalisschrauben und Kopfverriegelungsschrauben) auf 4 Nm anzuziehen waren, wie es für die Kopfverriegelungsschrauben vom Hersteller empfohlen wurde (Synthes 2003). In diesem Vorversuch konnten zwar alle Schrauben auf 3 Nm angezogen werden, einige der Kortikalisschrauben drehten allerdings bei 4 Nm durch. Deswegen wurde festgelegt, die Kortikalisschrauben nur auf 3 Nm anzuziehen.

Aufgrund des Verlaufs des vierten Vorversuchs wurden die definitiven Belastungs- oder Teststufen festgelegt.

4. Präparationsschritte

4.1 Herstellung der Testkörper

Die in diesem Abschnitt beschriebenen Vorarbeiten fanden in der Klinik für Wiederkäuer der Veterinärmedizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München statt.

Nach Entnahme aus der Gefriertruhe tauten die Knochen etwa 24 Stunden bei Raumtemperatur (20–24 °C) auf. Im Anschluss wurde das Weichteilgewebe von den Knochen entfernt. Die Einzelknochen der Knochenpaare wurden zufällig in zwei gleich große Gruppen unterteilt. Die LCP-Gruppe enthielt vier rechte und sechs linke Knochen, die LC-DCP-Gruppe entsprechend sechs rechte und vier linke Knochen.

Das LCP-System wurde an dem einen und das LC-DCP-System an dem kontralateralen Os femoris eines Paares angewendet. Breite 7-Loch-4,5-mm-Platten (Synthes GmbH Deutschland, Umkirch) wurden, nachdem sie entsprechend ankonturiert worden waren, als Abstützplatten an der kranialen Seite des Knochens angebracht. Ihre Lage wies dabei eine geringgradige Neigung von proximokranial nach distolateral auf. Weiterhin wurden sie möglichst weit distal am Knochen platziert. Bei der Platzierung der Schrauben und bezüglich der Verriegelungstechnik der LCP wurde nach aktuellen Standards der AO-/ASIF-Techniken verfahren. Die Plattenlöcher und Schrauben wurden von proximal (Nr. 1) nach distal (Nr. 7) durchnummeriert (Abb. 18).

Die LCP wurde zunächst mit zwei 4,5-mm-Kortikalisschrauben, die im neutralen Modus eingesetzt wurden, in den Positionen 3 und 5 fixiert. Dann wurden vier selbstschneidende 5,0-mm-Kopfverriegelungsschrauben in den Positionen 1, 2, 6 und 7 eingebracht. Das Schraubenloch Nr. 4 als Ort des Osteotomiedefekts blieb unbesetzt. Die Schrauben wurden zunächst von Hand wenige Millimeter eingedreht und dann mithilfe eines druckluftbetriebenen Schraubenziehers in den Knochen vorgeschoben, allerdings zu diesem Zeitpunkt noch nicht fest angezogen. Falls die Schrauben nach dem Einbringen keine zufriedenstellende Länge aufwiesen, wurden sie durch längere Schrauben ersetzt. Als zufriedenstellend wurde definiert, dass die Schraubenden die Knochenoberfläche um etwa zwei Millimeter überragten.

Die LC-DCPs wurden mit sechs 4,5-mm-Kortikalisschrauben – meist selbstschneidende, weniger oft nicht selbstschneidende – in den Positionen 1–3 und 5–7 fixiert. Die Kortika-

lisschrauben wurden in neutraler Position eingesetzt und so gewinkelt, dass ihre Insertionsrichtung möglichst denen der Kopfverriegelungsschrauben entsprach. Das Vorgehen bezüglich des Einbringens und des Anziehens der Schrauben entsprach dem der LCP.

Wenn nicht an ihnen gearbeitet wurde, wurden die Knochen mittels in 0,9%iger Kochsalzlösung getränkten Tüchern feucht gehalten. Während der Arbeitsvorgänge wurden die Bohrer mit physiologischer Kochsalzlösung berieselt und gekühlt. Röntgenaufnahmen der Knochenpaare in kраниokaudalem und mediolateralem Strahlengang wurden vor (Abb. 11) und nach (Abb. 18) dem Anbringen der Platten angefertigt.

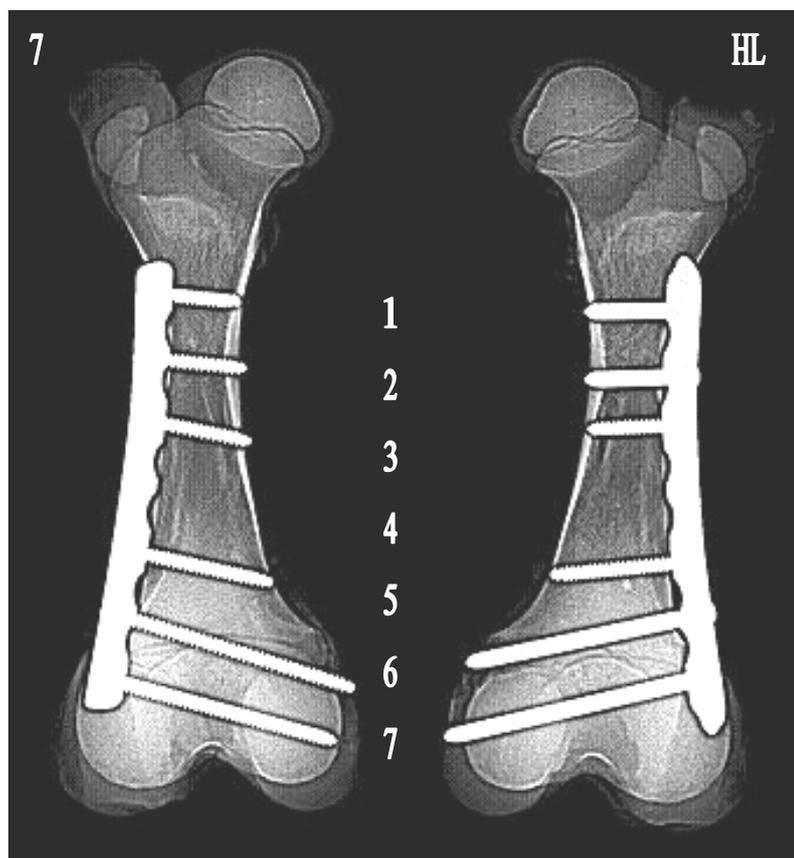


Abb. 18: Fleckviehkalb Nr. 7, männlich, 6 Tage alt. Röntgenaufnahme des Oberschenkel-paars im kраниokaudalen Strahlengang. LC-DCP (links) und LCP (rechts) in situ. Nummerierung der Schraubenpositionen (Zahlen).

Abschließend wurden die Knochen-Platten-Konstrukte in mit physiologischer Kochsalzlösung getränkte Tücher gewickelt und wiederum bei -20 °C eingefroren. Im tiefgefrorenen Zustand wurden die Präparate dann in einer Kühlbox in das ARTORG Center der Universität Bern transportiert.

4.2 Präparation unmittelbar vor der Testung

Nach dem Auftauen wurde das proximale Ende des Os femoris bei allen Präparaten zur Aufnahme in die Halterung der Testmaschine in ähnlicher Weise zurechtgeschnitten (Abb. 15). Im Folgenden wurden die Kortikalisschrauben mit einem Garant-Drehmomentschlüssel der Firma Hoffmann (Hoffmann Group, München) mit in 0,05-Nm-Schritten fein einstellbarer Drehmomentbegrenzung (Abb. 19) uniform auf 2,25 Nm Anziehdrehmoment angezogen.



Abb. 19: Garant-Drehmomentschlüssel. a) Anwendung am LC-DCP-Testkörper, definiertes Anziehen der Schrauben. b) Einstellung der Drehmomentbegrenzung auf 2,25 Nm für den ersten Anzug der Kortikalisschrauben.

Bei den LCP-Konstrukten wurden zuerst die Kortikalisschrauben auf 2,25 Nm Anziehdrehmoment und danach die Kopfverriegelungsschrauben auf 3 Nm Anziehdrehmoment angezogen.

Mit einem wasserfesten Stift wurde die Mitte des vierten Plattenlochs kranial und kaudal der Platte markiert und diese Markierung um den Knochen herum fortgesetzt. Diese Linie diente zur Orientierung beim anschließenden Sägen. Das Knochen-Platten-Konstrukt wurde dann in der speziell für die Untersuchung angefertigten Haltevorrichtung (Abb. 20) fixiert. Durch die vorgegebenen Schlitze der Vorrichtung hindurch wurde mit einer handels-

üblichen Handsäge (Sägeblattstärke 0,9 mm) eine 12 mm weite Osteotomielücke mittig zwischen dem dritten und fünften Plattenloch angelegt.

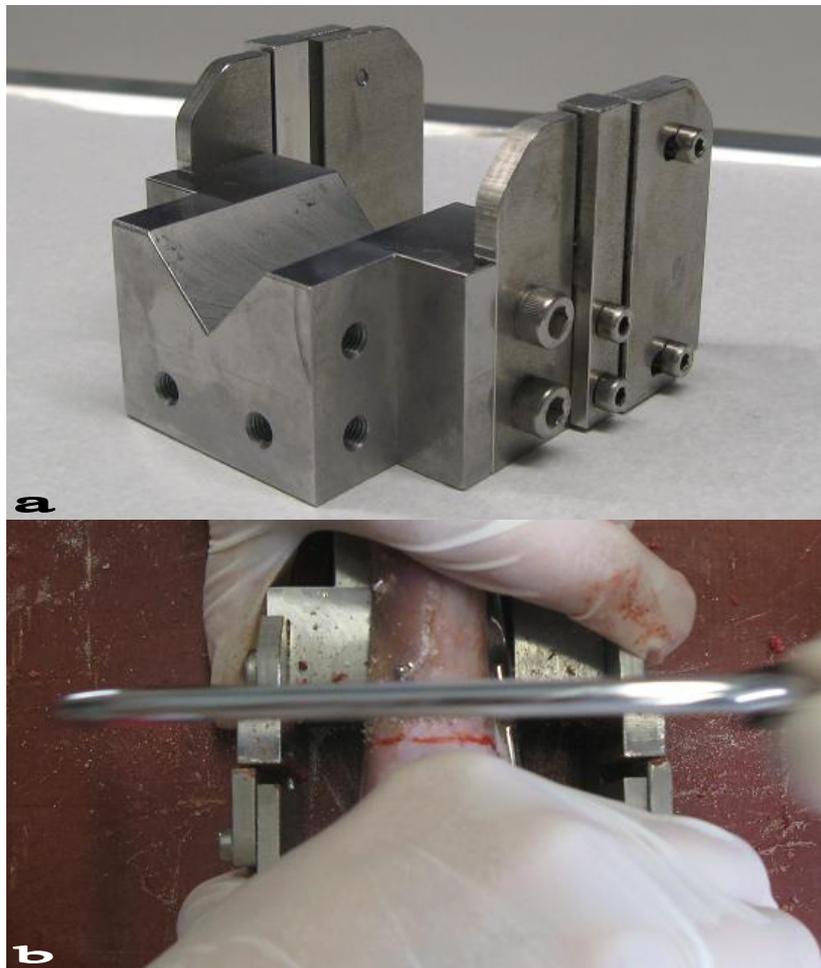


Abb. 20: Haltevorrichtung zum Aussägen eines einheitlichen Osteotomiespalts (Philippe Gédet, ARTORG-Center, Bern). a) Justierbare Vorrichtung aus Inox-Stahl. b) Einsatz der Vorrichtung, Markierung des Knochens als Orientierungshilfe beim Sägen.

Nach dieser stets gleichen Vorgehensweise wurden die Kortikalisschrauben auf 3 Nm und die Kopfverriegelungsschrauben auf 4 Nm fest angezogen. Allerdings wurde zu diesem Zeitpunkt festgestellt, dass einige Kortikalisschrauben nicht dem Protokoll entsprechend anzuziehen waren, sondern zuvor überdrehten. Die Methodik des Versuchsaufbaues wurde jedoch beibehalten und die Konstrukte gingen in den Versuch ein. Konstrukte mit überdrehten Schrauben wurden separat ausgewertet.

Anschließend wurden vier die Osteotomielücke überquerende Linien auf die Knochenfragmente gezeichnet. Diese dienten als Bezugspunkte für die Messungen der Osteoto-

miespaltweite vor und nach jeder Belastungsstufe. Damit die Gleichartigkeit der Messpunkte für jedes Präparat gewährleistet war, wurde eine eigens konstruierte Plexiglasschablone (Hördemann/Gédet) mit in 90°-Abstand angeordneten Linien und einem Ausschnitt für die Aufnahme der Platte in den Osteotomiespalt eingeschoben. Die Schnittpunkte der Linien auf der Schablone mit den Fragmentkanten wurden dann unter der Maßgabe, dass Messpunkt 1 direkt kranial der Platte zu liegen kam (Abb. 21), als Messpunkte festgelegt.

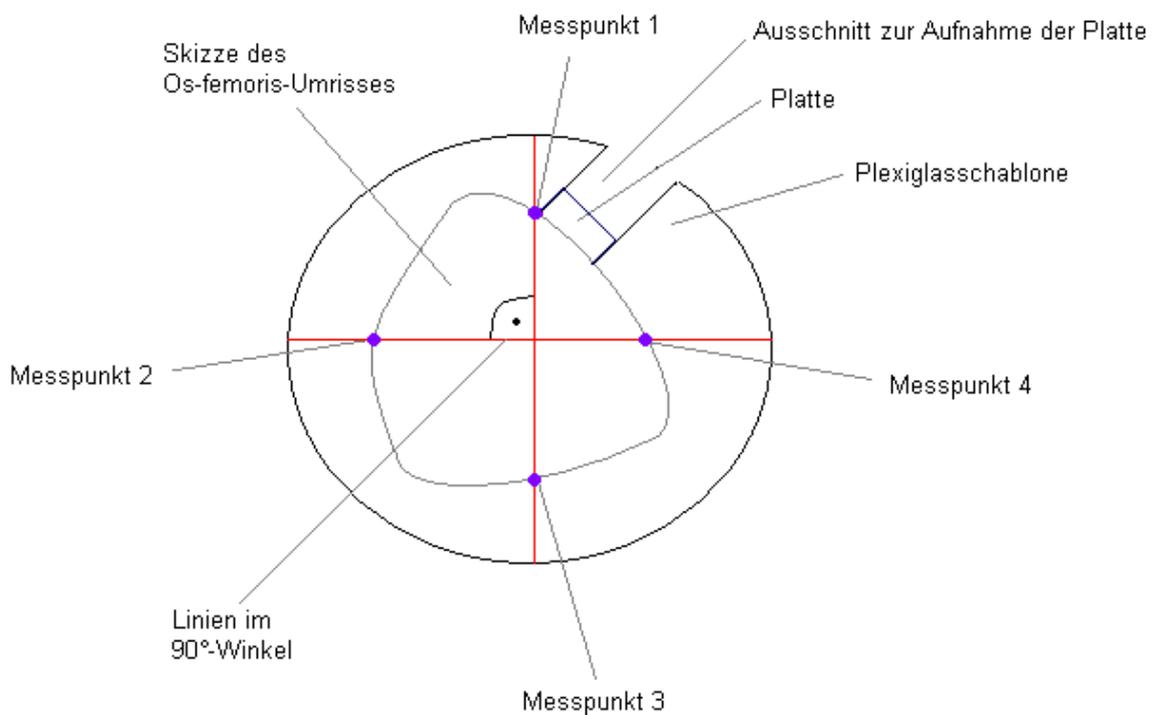


Abb. 21: Anlegen der Plexiglasschablone zur Festlegung der Messpunkte für die Osteotomiespaltweite (Zeichnung Hördemann). Aufsicht auf die Schnittfläche des distalen Fragments eines rechten Os femoris.

Die sich gegenüber liegenden Messpunkte der beiden Knochenfragmente wurden dann in Form verbindender Linien verlängert. Durch die Verwendung von Linien sollte eine während der Belastung eintretende Rotationsbewegung oder eine Achsenabweichung zwischen den Fragmenten visuell erfassbar gemacht werden (Abb. 22). Zusätzlich wurde die Position jedes Schraubenkopfs zur besseren Visualisierung von Bewegungen während des Tests in der Platte markiert (Abb. 23).

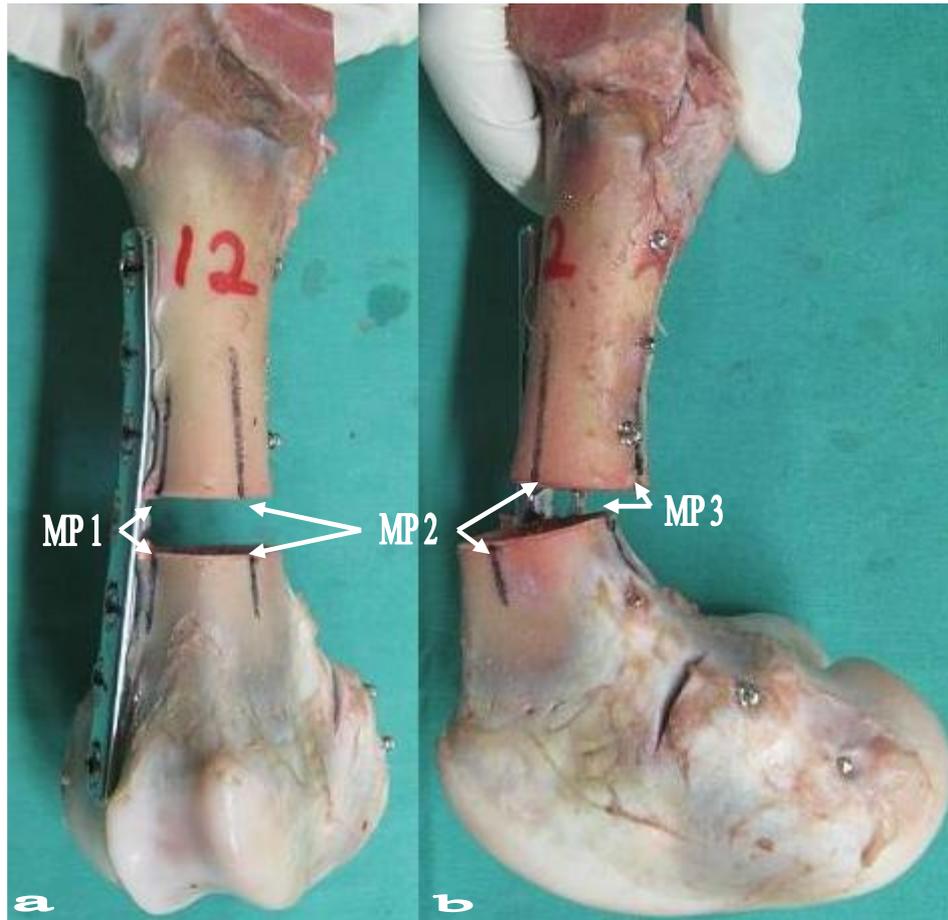


Abb. 22: Markierungen zur Erkennung von Verschiebungen der Fragmente unter Kompressionsbelastung. a) Messlinien 1 (MP 1) und 2 (MP 2) vor Belastung. b) Verschiebung der Linien 2 und 3 (MP 3) nach Belastung durch Abkippen und Rotation der Fragmente.



Abb. 23: Markierung der Schraubenkopfpositionen durch gerade Striche über Schraubenkopf und Platte zur Feststellung von Rotation und Gleiten in axialer Richtung des Schraubenkopfs im Plattenloch.

Von allen Konstrukten wurden Fotografien im Ausgangszustand, nach der zweiten, der vierten und der sechsten Teststufe sowie nach dem Versagen angefertigt.

5. Biomechanische Testung

Die Kraftapplikationen wurden mit einer servohydraulischen Testmaschine (MTS – Maschinen-Traktoren-Station – Bionix 858, MTS Systems, Minneapolis, USA) durchgeführt. Eine Einspannvorrichtung diente der Fixierung des Testkörpers während der zyklischen Belastung. Das proximale Ende wurde von einem flachen Becher („Kopfteil“) aufgenommen, während das distale Ende einer kleinen Plattform, die seitlich von Metallstiften in freiwählbarer Anordnung begrenzt wurde, auflag (Abb. 15 und 17). Beide Begrenzungen ließen eine geringe Auslenkung des Testkörpers zu, damit es nicht zum Auftreten von seitlichen Belastungen kam. Über diese Einspannung konnten die von proximal wirkenden Kompressionskräfte entlang der Längsachse des Os femoris appliziert werden.

Die Kompression wurde durch die axiale Auslenkung des Kopfteils der MTS mit einer Geschwindigkeit von 2 mm/s (2 Hz) durchgeführt. Nach Erreichen eines oberen Kraftlimits erfolgte automatisch die Entspannung, nach Erreichen eines unteren Kraftlimits die erneute Kompression. Jede Teststufe beinhaltete 100 Kompressions-Entspannungs-Zyklen. Das obere Kraftlimit wurde nach jeweils 100 Zyklen erhöht. Die Anzahl der Teststufen und die Erhöhung der Kraft richteten sich nach den in den Voruntersuchungen erhaltenen Resultaten.

Folgende Teststufen wurden festgelegt:

1. 100 Zyklen mit einer Kompressionsladung von 50 N bis 500 N
2. 100 Zyklen mit einer Kompressionsladung von 50 N bis 1000 N
3. 100 Zyklen mit einer Kompressionsladung von 50 N bis 1250 N
4. 100 Zyklen mit einer Kompressionsladung von 50 N bis 1500 N
5. 100 Zyklen mit einer Kompressionsladung von 50 N bis 1750 N
6. 100 Zyklen mit einer Kompressionsladung von 50 N bis 2000 N

Hierbei galt, dass 1 N auf der Erde eine Gewichtskraft von 0,101972 kg besitzt. Bei Knochen-Knochen-Kontakt durch Schluss des Osteotomiespalts wurde der Test beendet. Nach Beendigung jeder Teststufe wurden die nachfolgend aufgeführten Messungen vorgenommen.

6. Datenerhebung

6.1 Anziehbarkeit der Schrauben

Für jede Schraube wurde vermerkt, ob sie dem Protokoll entsprechend anzuziehen war. War dies nicht der Fall, wurde aufgezeichnet, ob es schon beim Versuch des ersten Anzugs auf 2,25 Nm bei Kortikalisschrauben bzw. 3 Nm bei Kopfverriegelungsschrauben zum Überdrehen kam oder ob diese Problematik erst beim zweiten Anzug auf 3 Nm bzw. 4 Nm auftrat.

6.2 Lockerung der Schrauben

Nach jeder Teststufe wurde eine potenzielle Schraubenlockerung mit vorjustierter Drehmomentbegrenzung des Schraubenziehers von 2,25 Nm bei Kortikalisschrauben und 3 Nm bei Kopfverriegelungsschrauben geprüft. Diese Justierung entsprach einem Verlust der Anzugsstärke von jeweils 25 %. Jede Lockerung wurde dokumentiert. Damit die Schrauben bei der Überprüfung nicht wieder fester angezogen wurden, wurden sie bei eingetretener Lockerung und nach deren Feststellung wieder in die Ausgangsposition zurückgestellt. Wenn einmal eine Lockerung aufgetreten war, wurde die entsprechende Schraube nach Bewältigung weiterer Stufen nicht mehr auf Lockerung überprüft.

6.3 Verschiebung der Knochenfragmente

Im Laufe der Testung kam es zu zunehmender Verschiebung der Knochenfragmente. Nach Beendigung jeder Teststufe wurden die aufgetretene Achsenabweichung sowie Rotationsverschiebung der Fragmente anhand der Markierungen am Knochen erfasst. Die Lage der Messpunktlinien der Fragmente zueinander und zur Platte wurde erfasst und als leicht,

deutlich oder stark bewertet. Diese Bewertung wurde für alle Testkörper von derselben Person durchgeführt.

6.4 Weite des Osteotomiespalts

Für jeden Testkörper wurde vor Beginn und nach jeder Teststufe die Weite des Osteotomiespalts an den vier Messpunkten mit einem Messschieber (Genauigkeit +/- 0,01 mm) erfasst. Diese Messung wurde immer von derselben Person durchgeführt. Hierbei wurde der Durchschnitt dreier aufeinanderfolgender Messungen für jeden Messpunkt gebildet. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden die Werte der Messpunkte jeweils auf den erhobenen Messwert vor Testbeginn genormt. Zudem wurde die maximale prozentuale Änderung der Osteotomiespaltweite während einer Teststufe bestimmt.

Durch die Fragmentverschiebung wurde der Messvorgang jedoch insofern beeinflusst, als dass es zur Positionsabweichung der Messpunkte kam. Es wurde vermerkt, ob das Messen der Osteotomiespaltweite aufgrund ausgeprägter Verschiebungen der Fragmente normal durchführbar, erschwert oder teilweise auch gar nicht mehr möglich war.

6.5 Bewegung der Schrauben

Aufgrund der vorgenommenen Markierung der ursprünglichen Schraubenposition (Abb. 23) konnten Bewegungen der Schrauben sichtbar gemacht werden. Diese wurden je nach Art der Verschiebung der Schraubenmarkierung gegenüber der Plattenmarkierung entweder als Gleiten oder als Rotieren des Schraubenkopfs im Plattenloch klassifiziert (Abb. 24). Beim Gleiten fand lediglich eine axiale Verschiebung der Markierung statt, bei der Rotation drehte sich der Schraubenkopf, behielt aber seine Stellung im Schraubenloch bei. Auch zusammen auftretendes Rotieren und axiales Gleiten konnte so registriert werden.

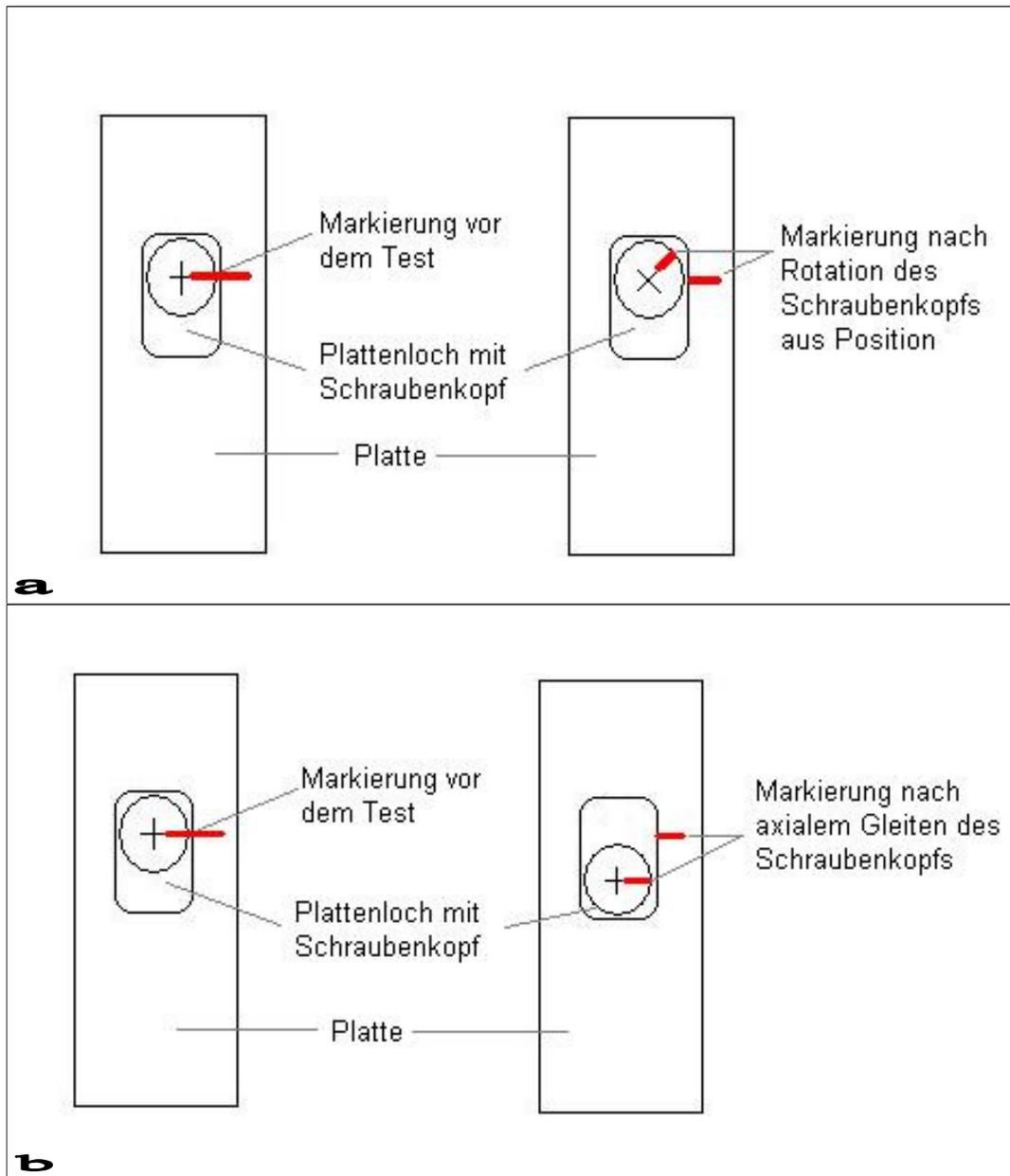


Abb. 24: Skizze zur Erfassung der Schraubenbewegung anhand von Markierungen (Zeichnung Hördemann). a) Rotation des Schraubenkopfs. b) Axiales Gleiten des Schraubenkopfs im Plattenloch.

6.6 Relative strukturelle Steifigkeit

Mithilfe eines Computerprogramms konnten zu allen Zyklen jeder Teststufe die vollständigen Daten zur Kraftapplikation der Maschine und zu der während der Kraftapplikation zurückgelegten Wegstrecke des Kopfteils der Maschine erfasst werden. Aufgrund dieser Daten konnte die relative Steifigkeit des Konstrukts, definiert als das Gefälle im linearen

Bereich des Kraft-Weg-Grafen, bestimmt werden. Die relative strukturelle Steifigkeit ergab sich somit aus dem Kraft-Bewegungs-Quotienten der innerhalb eines Zyklus applizierten Kraft und der in diesem Zyklus zurückgelegten Wegstrecke. Sie wurde für den zweiten, fünften und zehnten Zyklus sowie in Zehnerschritten bis zum 100. Zyklus jeder Stufe bestimmt.

6.7 Maximale axiale Auslenkung

Aufgrund der Aufzeichnungen der axialen Auslenkung des Kopfteils der Maschine war es zudem möglich, die maximal zurückgelegte Wegstrecke für jeden Zyklus zu bestimmen. Diese setzt sich zusammen aus der innerhalb des Zyklus zurückgelegten Wegstrecke und der Differenz des Ausgangspunkts eines Zyklus zum Ausgangspunkt der Teststufe. Letzteres ergab sich dadurch, dass bei Ermüdung des Konstrukts die gleiche Kompressionskraft zu größerer Auslenkung nach distal führte, aber andererseits das Konstrukt auch nicht wieder in seine Ausgangsposition zurückkehrte. Die maximale axiale Auslenkung wurde für den zweiten, fünften, zehnten und in Zehnerschritten bis zum 100. Zyklus jeder Teststufe berechnet. Hierbei wurde die Ausgangsposition des Maschinenkopfs zu Beginn des zweiten Zyklus jeweils als Nullpunkt gewählt. Zudem wurde die Steigung der Regressionsgeraden für jede Teststufe berechnet.

6.8 Testzyklen bis zum Versagen

Als Versagen galt der Knochen-Knochen-Kontakt der Fragmente. Alle Testkörper versagten, bevor die 600 Zyklen durchlaufen werden konnten. Die Anzahl der durchlaufenen Teststufen und -zyklen bis zum Versagen wurde für jeden Testkörper aufgezeichnet.

6.9 Art des Versagens

Die Art des Versagens wurde für jedes Konstrukt erfasst. Als Definition von Versagen galt, wie oben erwähnt, der Knochen-Knochen-Kontakt der zwei Fragmente. Nach dem Eintritt des Knochen-Knochen-Kontakts wurden die Testkörper zudem auf ein Vorliegen

von Anzeichen für einen Ausriss der Platte und einen Auszug von Schrauben hin untersucht.

6.10 Beurteilung der Schraubenlöcher

Nach Entfernung der Schrauben und der Platte wurde die Form der Schraubenlöcher makroskopisch erfasst. Dabei wurde zum einen beurteilt, ob sie rund oder oval-länglich verformt, zum anderen ob sie stark vergrößert waren. Die Ränder der Schraubenlöcher wurden auf Fissuren oder Ausfransungen untersucht.

6.11 Verbiegung der Schrauben

Zuletzt wurde eine eventuell eingetretene Verbiegung der Schrauben makroskopisch erfasst und dokumentiert. Es wurde auf wiederholt betroffene Schraubenpositionen und die Lokalisationen der Verbiegungen an der Schraube geachtet.

7. Statistische Analyse

Aufgrund der von Testkörper zu Testkörper unterschiedlichen Anzahl festgezogener und überdrehter Schrauben wurden Untergruppen gebildet (Tabelle 2).

Tabelle 2: Übersicht über Bezeichnung der Untergruppen. Abkürzungen: L = überdrehte, lockere Schrauben; F = definiert festgezogene Schrauben; FP = definiert festgezogene Schrauben in zugehörigen Knochenpaaren.

| Gruppen | L&F Alle Testkörper | L Testkörper mit überdrehten Schrauben | F Testkörper mit vordefiniert angezogenen Schrauben | FP 3 Testkörper-Paare mit vordefiniert angezogenen Schrauben |
|----------------|---------------------------------------|--|---|--|
| LCP | $n = 10$ | $n = 2$ | $n = 8$ | $n = 3$ |
| LC-DCP | $n = 10$ | $n = 7$ | $n = 3$ | $F = FP$ |

Die L&F-Gruppen schlossen alle zehn Testkörper je Plattensystem ein. L-Testkörper wiesen zumindest eine überdrehte Schraube auf. Bei F-Testkörpern konnten alle Schrauben auf die definierte Stärke angezogen werden. FP-Testkörper waren solche, bei denen am zugehörigen kontralateralen Knochen ebenfalls alle Schrauben fest angezogen werden konnten.

Durch einen Exakt-Binomial-Test wurde das 95%-Konfidenzintervall der Wahrscheinlichkeit, mit der die Schrauben in den verschiedenen Positionen pro Osteosynthesystem nicht überdrehen würden, berechnet. Hierbei schloss eine Überlappung der Konfidenzintervalle eine Signifikanz aus. Zudem wurde ein McNemar-Test durchgeführt. Der Exakt-Binomial-Test wurde auch genutzt, um das 95%-Konfidenzintervall der Wahrscheinlichkeit für eine nicht eingetretene Lockerung der zuvor fest angezogenen Schrauben nach der ersten Teststufe zu berechnen.

Zudem wurde die Anzahl der Testzyklen bis zum Versagen der F-Testkörper mit denen der L-Testkörper anhand eines Mann-Whitney-U-Tests verglichen. Für den Vergleich der Testzyklen bis zum Versagen der FP-Gruppen wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben angewandt.

Nur die FP-Testkörper wurden in alle statistischen Auswertungen mit einbezogen. Die genannten Voraussetzungen wurden nur von den Knochenpaaren der Tiere 1, 3 und 8 erfüllt (Tabelle 3).

Tabelle 3: Tierdaten zu den drei Testkörper-Paaren (FP), die nach Protokoll mit einem vollständig vordefiniert angezogenen Schraubensatz versorgt werden konnten.

| Tiernummer | Alter (Tage) | Rasse | Geschlecht | Gewicht |
|------------|--------------|-----------|------------|-----------|
| 1 | 8 | Fleckvieh | männlich | unbekannt |
| 3 | 1 | Fleckvieh | männlich | unbekannt |
| 8 | 2 | Fleckvieh | männlich | unbekannt |

Somit wurden die Steifigkeit, die maximale axiale Auslenkung und die Osteotomiespaltsweite nur für FP-Testkörper verglichen. Die Unterschiede zwischen den zwei Platten-Schrauben-Systemen bezüglich der Veränderung der Weite des Osteotomiespalts je Stufe sowie die Unterschiede zwischen der relativen strukturellen Steifigkeit und der maximalen axialen Auslenkung der Maschine innerhalb einer Stufe wurden mittels generalisiertem

linearen Modell berechnet. Dabei wurde auf wiederholte Messungen pro Tier korrigiert und das Tier als Zufallseffekt angenommen. Diese Analyse wurde mit dem Programm SAS® 9.1 (Statistisches Analyse-System, SAS Deutschland, Heidelberg) durchgeführt. Die statistische Signifikanz wurde auf $p \leq 0,05$ festgelegt.

Auch die Auswertung der Schraubenbewegungen wurde nur auf die F-Testkörper bezogen. Dies geschah, weil damit zu rechnen war, dass deutliche Abweichungen aufgrund der Überdrehung der Schrauben auftreten würden. Es musste damit gerechnet werden, dass eine zuvor überdrehte Schraube eher eine Rotation zeigen würde als eine fest angezogene Schraube.

Die sonstige deskriptive Auswertung schloss alle Gruppen (L&F) mit ein. Sie wurde mit dem Statistikprogramm SPSS® 16.0 (SPSS Inc., Illinois, Chicago, USA) und mit Microsoft® Office Excel 2003 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) durchgeführt. Die genannten Programme wurden auch zur Erstellung grafischer Abbildungen für die relative strukturelle Steifigkeit, die maximale axiale Auslenkung der Maschine sowie die Osteotomiespaltweite und Testzyklen bis zum Versagen genutzt.

IV Ergebnisse

1. Anziehbarkeit der Schrauben

Bei zwei der zehn LCP- und sieben der zehn LC-DCP-Testkörper kam es bei dem Versuch, die Kortikalisschrauben nach dem vorgegebenen Protokoll anzuziehen, zum Überdrehen von Schrauben vor Erreichen des vordefinierten Drehmoments (Tabelle 4). Bei den Kopfverriegelungsschrauben trat das Problem des Überdrehens der Schrauben nicht auf.

Tabelle 4: Positionen der beim Anzug mit vordefiniertem Drehmoment überdrehten Kortikalisschrauben und Gesamtanzahl dieser Schrauben bei LC-DCP-Testkörpern.

| Tier | Positionen LCP | Positionen LC-DCP | Anzahl überdrehter Schrauben LC-DCP insgesamt |
|------|----------------|-------------------|---|
| 1 | | | |
| 2 | | 7 | 1 |
| 3 | | | |
| 4 | 5 | 5; 6 | 2 |
| 5 | | 5; 7 | 2 |
| 6 | 5 | 3; 5; 7 | 3 |
| 7 | | 3; 5; 6; 7 | 4 |
| 8 | | | |
| 9 | | 3; 5 | 2 |
| 10 | | 1; 3; 5; 6; 7 | 5 |

Mit Ausnahme von zwei Schrauben in der Position 7 konnten jedoch alle Kortikalisschrauben zunächst auf 2,25 Nm angezogen werden.

Bei weiteren 19 von insgesamt 80 Kortikalisschrauben (23,8 %) kam es zum Überdrehen des Gewindes bei dem Versuch, sie auf 3 Nm anzuziehen. Hierbei waren fünf der 40 Kortikalisschrauben (12,5 %) im proximalen Fragment und 14 der 40 Kortikalisschrauben (35 %) im distalen Fragment betroffen.

Bei den LC-DCP-Testkörpern waren alle Schraubenpositionen mit Ausnahme der Schraube in der Position 2 mindestens einmal betroffen. Sechs von zehn Kortikalisschrauben

überdrehten in der Position 5, fünf von zehn in der Position 7 und drei von zehn überdrehten in der Position 6. In den beiden Fällen, in denen Schrauben in einer LCP überdrehten, waren die Kortikalisschrauben der Position 5 betroffen. Die Kortikalisschraube in der Position 3 überdrehte bei den LCP-Testkörpern in keinem Fall (Tabelle 5).

Tabelle 5: Anzahl überdrehter Schrauben je Schraubenposition und Gruppe.

| Schraubenposition | Anzahl überdrehter Schrauben/Schrauben insgesamt | |
|-------------------|--|--------|
| | LCP | LC-DCP |
| 1 | 0/10 | 1/10 |
| 2 | 0/10 | 0/10 |
| 3 | 0/10 | 4/10 |
| 5 | 2/10 | 6/10 |
| 6 | 0/10 | 3/10 |
| 7 | 0/10 | 5/10 |

Die Anziehbarkeit der Kopfverriegelungs- und Kortikalisschrauben in den einzelnen Positionen unterschied sich statistisch nicht signifikant. Für die Schrauben in der Position 7 lag das 95%-Konfidenzintervall für ein Nicht-Überdrehen in der LCP-Gruppe zwischen 69,2–100 %, bei der LC-DCP war es geringer und lag bei 18,7–81,3 % ($p = 0,062$ für LCP versus LC-DCP). Da sich die Konfidenzintervalle überlappten, lag keine Signifikanz vor.

2. Lockerung der Schrauben im Verlauf der Tests

In der LCP-L&F-Gruppe waren nach der ersten Teststufe acht von 58 (14 %) der vor Testbeginn fest angezogenen Schrauben gelockert (Tabelle 6). Davon waren fünf der 18 Kortikalisschrauben (27,8 %) und drei der 40 Kopfverriegelungsschrauben (7,5 %) betroffen.

In der LC-DCP-L&F-Gruppe kam es zur Lockerung von 18 der 41 zuvor fest angezogenen Schrauben (44 %). Dabei waren von den 25 Schrauben im proximalen Fragment drei gelockert (12 %), während 15 der 16 (93,8 %) Schrauben im distalen Fragment eine Lockerung aufwiesen.

Tabelle 6: Anzahl der Lockerungen von vordefiniert angezogenen Schrauben nach der ersten Teststufe.

| Schraubenposition | Anzahl gelockerter Schrauben/Anzahl festgezogener Schrauben | |
|-------------------|---|--------|
| | LCP | LC-DCP |
| 1 | 1/10 | 1/9 |
| 2 | 0/10 | 1/10 |
| 3 | 2/10 | 1/6 |
| 5 | 3/8 | 3/4 |
| 6 | 1/10 | 7/7 |
| 7 | 1/10 | 5/5 |

Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden L&F-Gruppen bestand hinsichtlich der Schraubenlockerung in den Positionen 6 und 7. In diesen Positionen hatten sich sämtliche Kortikalisschrauben der LC-DCP nach der ersten Teststufe gelockert, während es bei der LCP nur zur Lockerung jeweils einer Kopfverriegelungsschraube kam. Mit einer 55,5- bis 99,7%igen Wahrscheinlichkeit (95%-Konfidenzintervall) trat bei der LCP-L&F-Gruppe keine Lockerung der Schrauben in den Positionen 6 und 7 in der ersten Teststufe auf. Im Gegensatz dazu lag das 95%-Konfidenzintervall für eine nicht eingetretene Lockerung in der LC-DCP-L&F-Gruppe für die Schrauben in der Position 6 zwischen 0–41,0 % und für die Schraubenposition 7 zwischen 0–52,1 %. Bei den Schrauben der anderen Positionen kam es zur Überlappung der Konfidenzintervalle, sodass keine Signifikanz bestand.

Bei den LC-DCP-FP-Testkörpern wies keine der Schrauben 6 und 7 nach der ersten Teststufe noch 75 % des vordefinierten Anziehdrehmoments auf. Bei den LCP-FP-Testkörpern waren die Kopfverriegelungsschrauben dieser Positionen nach der ersten Teststufe nur in einem Fall gelockert. Zudem kam es im Laufe des gesamten Tests nur an der Position 6, nicht aber an der Position 7 zur Lockerung der Kopfverriegelungsschraube in allen LCP-FP-Testkörpern. Die letzte Schraube dieser Position lockerte sich allerdings erst nach der vierten Teststufe.

In Bezug auf die Lockerung der Kortikalisschraube 5 verhielten sich alle FP-Testkörper identisch. Bei jeweils zwei Testkörpern erfolgte die Lockerung der Schraube nach der ersten und beim dritten nach der zweiten Teststufe. Somit war nach der zweiten Teststufe in

der LC-DCP-FP-Gruppe keine festgezogene Schraube mehr im distalen Fragment vorhanden. Hingegen wies die LCP-FP-Gruppe zu diesem Zeitpunkt noch drei fest angezogene Kopfverriegelungsschrauben im distalen Fragment auf.

Während also nach der zweiten Teststufe alle ($n = 12$) Kortikalisschrauben der FP-Gruppen im distalen Fragment gelockert waren, kam es im Laufe des gesamten Tests nur bei sechs der 12 Kortikalisschrauben im proximalen Fragment zur Lockerung. Zwei dieser sechs Kortikalisschrauben gehörten zu LCP-FP-Testkörpern. Bei den Kopfverriegelungsschrauben lockerten sich im gesamten Testverlauf fünf von sechs Schrauben im distalen und zwei von sechs Schrauben im proximalen Fragment. Im proximalen Fragment kam es somit bei beiden Gruppen zur Lockerung von vier der neun Schrauben. Allein an der Schraubenposition 2 der LCP-FP-Testkörper kam es zu keiner Lockerung.

3. Verschiebung der Knochenfragmente

Während der Testdurchgänge konnte ein typisches Bewegungsmuster der Knochenfragmente zueinander beobachtet werden. Alle Testkörper (L&F) wiesen nach einer unterschiedlich langen Zeitspanne eine Abweichung der Achsenausrichtung auf, die dadurch zustande kam, dass das distale Fragment nach kraniodistal wegkippte (Abb. 25). Die Ausprägung des Abkippens des distalen Fragments war nach dem Durchlaufen einer Teststufe für die verschiedenen Testkörper unterschiedlich stark.

Zudem kam es im Lauf des Tests zu einer unterschiedlich starken Rotation des distalen Fragments nach lateral (Abb. 25). Die axiale Kompression führte somit unter den vorgegebenen Bedingungen zu einem Ausdrehen des distalen Fragments nach kraniolateral.

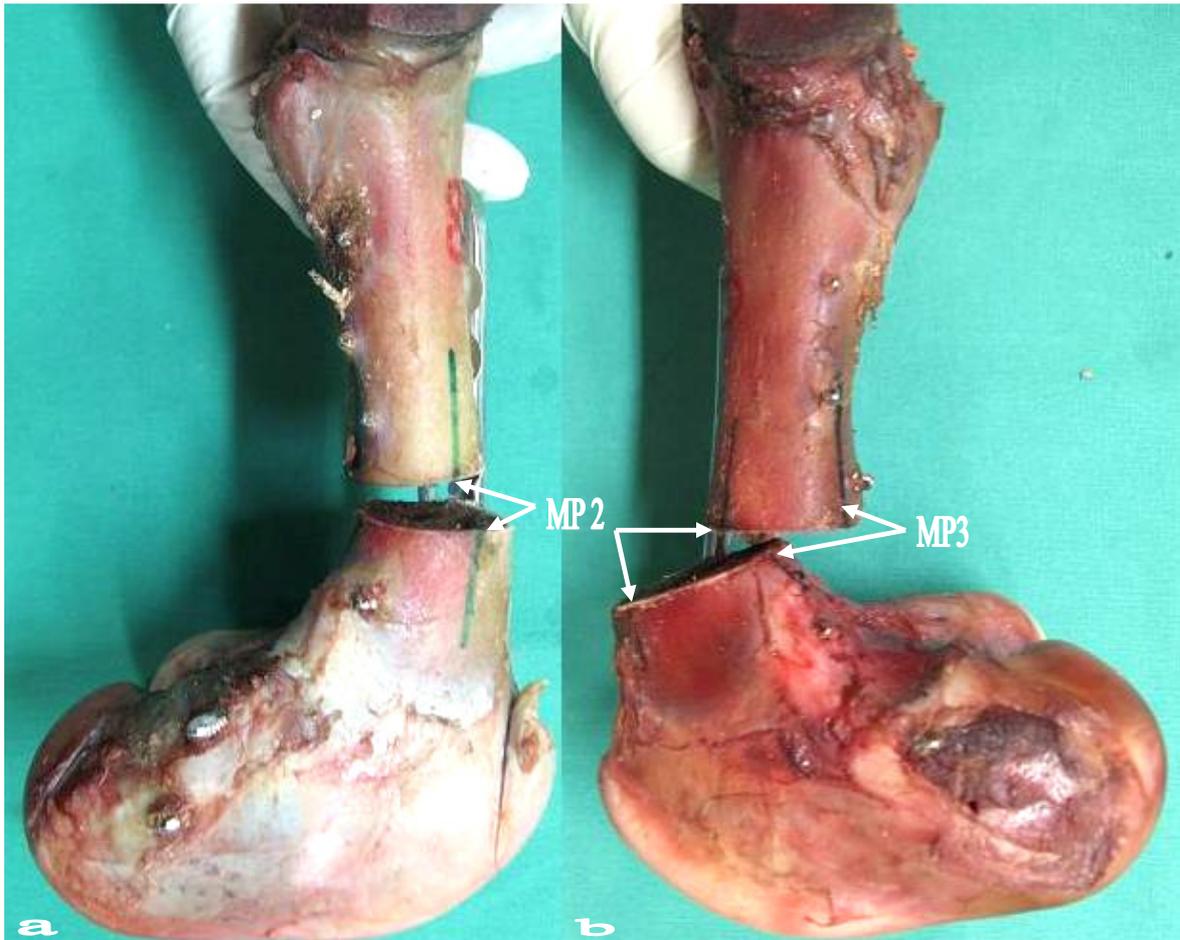


Abb. 25: Typisches Verschiebungsmuster der Fragmente. a) Deutlich ausgeprägte Achsenabweichung und leichte Rotation eines LCP-Testkörpers (MP 2). b) Stark ausgeprägte Achsenabweichung und leichte Rotation eines LC-DCP-Testkörpers. MP 2 und MP 3: Messpunkte 2 und 3.

Eine Achsenabweichung und Rotation trat bei den LC-DCP-Testkörpern entweder eine Teststufe vor den LCP-Testkörpern, in der gleichen Teststufe stärker ausgeprägt oder in der gleichen Teststufe in gleichem Ausmaß auf. Es kam in keinem Fall zu einem ersten oder stärker ausgeprägten Auftreten der Verschiebungen bei den LCP-Testkörpern (Tabelle 7).

Tabelle 7: Ausmaß und Zeitpunkt des ersten Auftretens der Fragmentverschiebung mit Angabe der Teststufe, nach der die Verschiebung zuerst festgestellt wurde. Die FP-Testkörper-Paare sind unterstrichen dargestellt.

| Tier | Stufe und Ausmaß Achsenabweichung | | Stufe und Ausmaß Rotation | |
|----------|--------------------------------------|-------------------|------------------------------|-----------------|
| | LCP | LC-DCP | LCP | LC-DCP |
| <u>1</u> | <u>5/leicht</u> | <u>2/leicht</u> | <u>5/leicht</u> | <u>2/leicht</u> |
| 2 | 3/leicht | 3/leicht | 5/leicht | 5/leicht |
| <u>3</u> | <u>4/leicht</u> | <u>4/deutlich</u> | <u>4/leicht</u> | <u>4/leicht</u> |
| 4 | 2/leicht | 2/stark | 3/leicht | 2/leicht |
| 5 | 3/leicht | 1/deutlich | 4/leicht | 1/leicht |
| 6 | 2/leicht | 2/stark | 2/leicht | 2/leicht |
| 7 | 3/leicht | 2/leicht | 5/leicht | 3/leicht |
| <u>8</u> | <u>2/leicht</u> | <u>2/deutlich</u> | <u>2/leicht</u> | <u>2/leicht</u> |
| 9 | 2/leicht | 1/leicht | 5/leicht | 3/leicht |
| 10 | 2/leicht | 1/leicht | 3/leicht | 2/deutlich |

Nach Eintritt des Versagens lag bei einem von zehn LC-DCP-Testkörpern eine deutliche und bei den anderen neun Testkörpern eine starke Achsenabweichung vor. Nach der Teststufe, in der der LC-DCP-Testkörper versagt hatte, wies der kontralaterale LCP-Testkörper in sechs von zehn Fällen eine leichte und in den restlichen vier Fällen eine deutliche Achsenabweichung auf (Tabelle 8). Nachdem das Versagen bei den LCPs eingetreten war, lag bei zwei von zehn Testkörpern eine deutliche und bei den anderen acht Testkörpern eine starke Achsenabweichung vor. Der Zeitpunkt des Versagens war allerdings für beide Systeme unterschiedlich und trat bei den LCPs in der Regel später ein (s. u.).

Die Rotationsausrichtung war nach Versagen bei jeweils fünf LC-DCP-Testkörpern leicht oder deutlich verändert. In der LCP-Gruppe war die Rotation nach dem Durchlaufen derselben Teststufe bei drei von zehn Testkörpern leicht und bei zweien deutlich ausgeprägt. Fünf Testkörper zeigten zu diesem Zeitpunkt keine Veränderung der Rotationsausrichtung (Tabelle 9). Nach Eintritt des Versagens bei den LCP-Testkörpern zeigten sechs von zehn eine leichte und vier Testkörper eine deutlich ausgeprägte Ausdehnung des distalen Fragments.

Tabelle 8: Grad der Achsenabweichung der Testkörper nach Eintritt des Versagens bei den LC-DCP-Testkörpern mit Angabe der jeweiligen Teststufe, innerhalb derer das Versagen eintrat. Die FP-Testkörper-Paare sind unterstrichen dargestellt.

| Tier | Achsenabweichung LCP | Letzte Stufe LC-DCP | Achsenabweichung LC-DCP |
|----------|----------------------|---------------------|-------------------------|
| <u>1</u> | <u>leicht</u> | <u>5</u> | <u>stark</u> |
| 2 | deutlich | 5 | stark |
| <u>3</u> | <u>deutlich</u> | <u>5</u> | <u>stark</u> |
| 4 | leicht | 2 | stark |
| 5 | leicht | 3 | stark |
| 6 | leicht | 3 | stark |
| 7 | leicht | 3 | deutlich |
| <u>8</u> | <u>deutlich</u> | <u>4</u> | <u>stark</u> |
| 9 | deutlich | 4 | stark |
| 10 | leicht | 2 | stark |

Tabelle 9: Grad der Rotation der Testkörper nach Eintritt des Versagens bei den LC-DCP-Testkörpern mit Angabe der jeweiligen Teststufe, innerhalb derer das Versagen eintrat. Die FP-Testkörper-Paare sind unterstrichen dargestellt.

| Tier | Rotation LCP | Letzte Stufe LC-DCP | Rotation LC-DCP |
|----------|-----------------|---------------------|-----------------|
| <u>1</u> | <u>leicht</u> | <u>5</u> | <u>deutlich</u> |
| 2 | leicht | 5 | leicht |
| <u>3</u> | <u>deutlich</u> | <u>5</u> | <u>deutlich</u> |
| 4 | keine | 2 | leicht |
| 5 | keine | 3 | deutlich |
| 6 | leicht | 3 | leicht |
| 7 | keine | 3 | leicht |
| <u>8</u> | <u>deutlich</u> | <u>4</u> | <u>deutlich</u> |
| 9 | keine | 4 | leicht |
| 10 | keine | 2 | deutlich |

Bei der LCP-FP-Gruppe zeigte der Testkörper des Tieres 1 nach Versagen eine deutliche Achsenabweichung und leichte Rotation, während die Testkörper der Tiere 3 und 8 eine starke Achsenabweichung in Kombination mit einer deutlichen Rotation aufwiesen.

Zusammen mit der Bewegung der Fragmente konnte auch ein Verrutschen der Platte aus der ursprünglichen Position im distalen Fragment registriert werden (Abb. 26). Sie „wanderte“ im proximalen Bereich des distalen Knochenfragments nach kaudal, was deutlich an der zunehmenden Distanzierung vom Messpunkt 1 beobachtet werden konnte. Gleichzeitig bewegte sie sich im distalen Bereich des distalen Knochenfragments nach kranial.



Abb. 26: Positionsveränderung der Platte. a) LC-DCP-Testkörper vor Testbeginn. Lage der Platte exzentrisch bezüglich der Os-femoris-Kondylen. b) Gleicher LC-DCP-Testkörper nach Beendigung des Tests. Starkes Abkippen des distalen Fragments mit Positionsveränderung der Platte innerhalb des Fragments (Doppelpfeil: Distanzvergrößerung der Platte zum ersten Messpunkt).

4. Weite des Osteotomiespalts

Die Beschreibung der Veränderung der Osteotomiespaltweite bezieht sich nur auf die drei FP-Testkörper-Paare. Die Verschiebungen der Knochenfragmente bedingten auch die Verschiebung der Messpunktlinien. Aufgrund dessen traten Schwierigkeiten bei der Messung der Osteotomiespaltweite auf. Nach der fünften Teststufe konnte der Osteotomiespalt bei keinem der drei LC-DCP-Testkörper mehr vermessen werden. Bei den LCP-Testkörpern trat diese Situation erst mindestens eine Teststufe später auf (Tabelle 10).

Tabelle 10: Teststufen, nach denen die Messung der Osteotomiespaltweite der FP-Testkörper-Paare nicht mehr möglich war.

| FP-Tiere | Teststufe, nach der eine Messung nicht mehr möglich war | |
|----------|---|--------|
| | LCP | LC-DCP |
| 1 | auch nach Versagen in 6. Teststufe noch messbar | 5 |
| 3 | 6 | 5 |
| 8 | 5 | 4 |

Die zwei FP-Gruppen wiesen signifikante Unterschiede bezüglich der Veränderung der Weite des Osteotomiespalts auf. Die LCP zeigte für die ersten vier Teststufen geringere Veränderungen in der Osteotomiespaltweite. Dieser Unterschied war für den Vergleich der zwei FP-Gruppen an allen vier Messpunkten signifikant ($p < 0,0001$ / $R^2 = 0,56$ für Messpunkt 1, $p = 0,0101$ / $R^2 = 0,24$ für Messpunkt 2, $p < 0,0004$ / $R^2 = 0,80$ für Messpunkt 3 und $p = 0,0001$ / $R^2 = 0,74$ für Messpunkt 4).

An den vier Messpunkten kam es infolge der Abkippung und Rotation der Knochenfragmente zu unterschiedlich ausgeprägten Abweichungen der Osteotomiespaltweite. Messpunkt 3 war bei beiden Systemen von den stärksten Änderungen betroffen, gefolgt von Messpunkt 4 (Tabelle 11). Der unmittelbar kranial der Platte gelegene Messpunkt 1 war bei den LCP-Testkörpern der am wenigsten von den Abweichungen betroffene, während es bei den LC-DCP-Testkörpern Messpunkt 2 war. Bei der LCP trat zeitweise eine Vergrößerung des Osteotomiespalts an den Messpunkten 1 und 2 auf, während es bei der LC-DCP zu keinem Zeitpunkt zur Vergrößerung des Spalts über den Ausgangswert kam. Diese Unterschiede werden in Abbildung 27 eigens herausgestellt.

Tabelle 11: Maximale prozentuale Abweichungen (berechnet aus dem Median der genormten Werte) der Osteotomiespaltweite der FP-Gruppen für die ersten vier Teststufen.

| Messpunkt | Maximale prozentuale Änderung | |
|-----------|-------------------------------|---------|
| | LCP | LC-DCP |
| 1 | 1,68 % | 16,87 % |
| 2 | 1,77 % | 11,55 % |
| 3 | 19,54 % | 43,75 % |
| 4 | 11,31 % | 35,68 % |

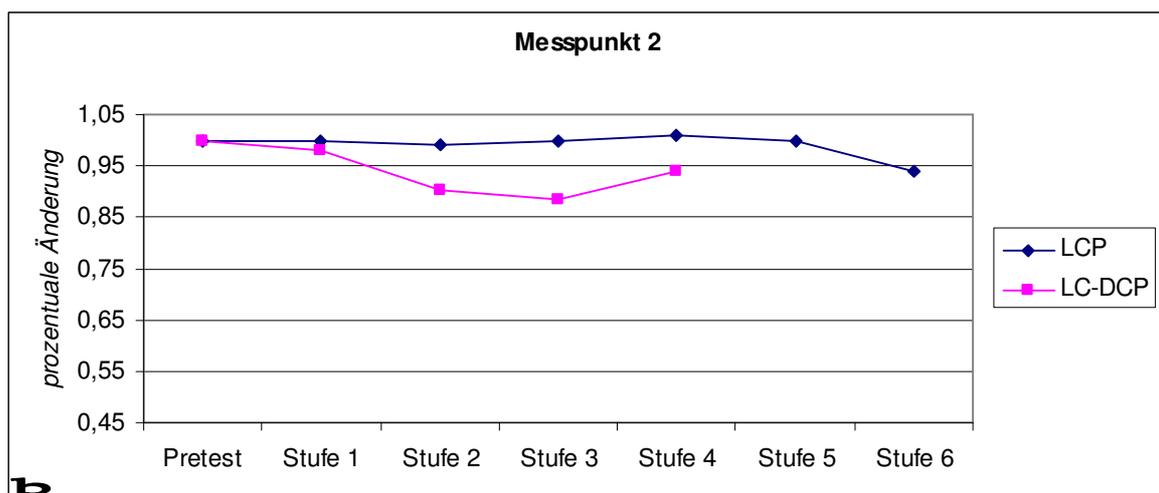
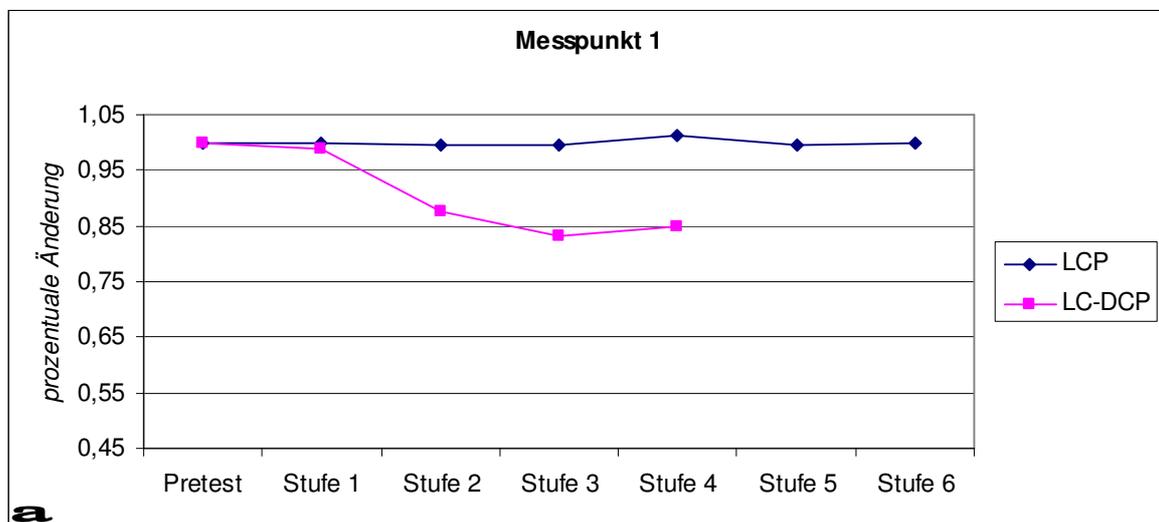


Abb. 27: Veränderung der Osteotomiespaltweite (Median der genormten Werte) nach den verschiedenen Teststufen (Stufe) an den Messpunkten 1 (a) und 2 (b).

Weiterhin konnte beobachtet werden, dass sich der zeitliche Verlauf der Abweichungen der Osteotomiespaltweite innerhalb der FP-Testkörper für die Messpunkte 1 und 2 einerseits sowie für die Messpunkte 3 und 4 andererseits ähnelte (Abb. 28). Da Messpunkt 1 und 2 eher kranial und Messpunkt 3 und 4 eher kaudal auf den Testkörpern lagen, lässt sich dies mit der Verschiebung der Fragmente zueinander erklären.

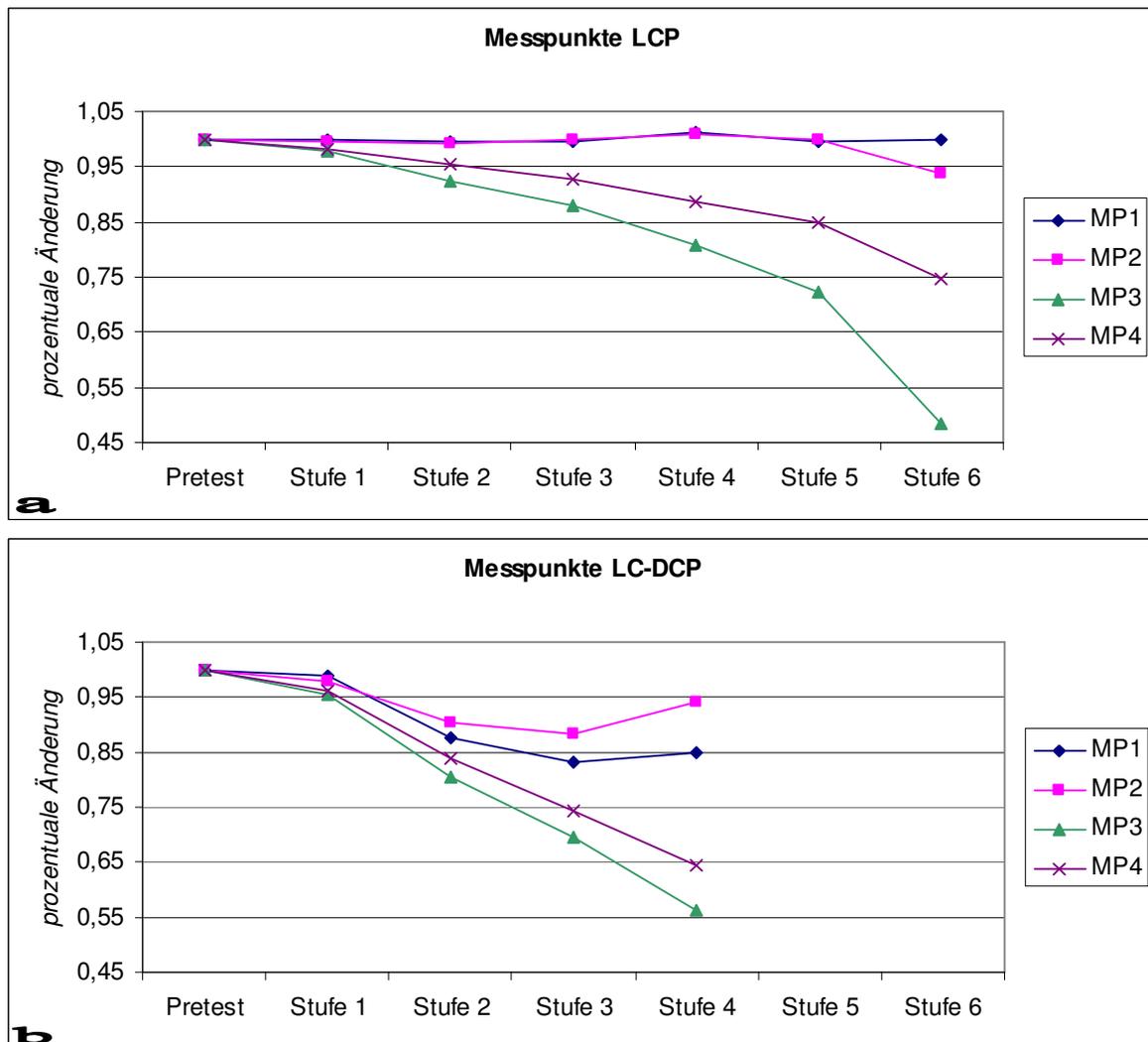


Abb. 28: Veränderung der Osteotomiespaltweite (Median der genormten Werte) der beiden FP-Gruppen an den vier Messpunkten nach allen messbaren Teststufen (Stufe). a) LCP-FP. b) LC-DCP-FP. MP 1-4: Messpunkte 1 bis 4.

Durch das kraniodistale Abkippen des distalen Fragments kam es in der LCP-FP-Gruppe zu einer Abnahme der Distanz bei den kaudal gelegenen Messpunkten und einer geringgradigen Verbreiterung des Spalts an den kranialen Messpunkten. Hingegen zeigten

die LC-DCP-FP-Testkörper zunächst eine Verschmälerung in allen vier Messbereichen und erst im späteren Verlauf eine Vergrößerung des Osteotomiespalts im Bereich der kranialen Messpunkte. Diese Zunahme der Osteotomiespaltweite ging jedoch nicht über 85 % des Ausgangswertes bei Messpunkt 1 oder 95 % bei Messpunkt 2 hinaus.

5. Bewegung der Schrauben

In der LC-DCP-FP-Gruppe konnte ein bestimmtes Muster der Schraubenbewegungen beobachtet werden. Bei zwei der drei Testkörper war ein axiales Gleiten der Schraubenköpfe aller Schrauben nach der zweiten Teststufe festzustellen. Zusätzlich zu dem Gleiten zeigten die Schraubenköpfe regelmäßig eine geringgradige Rotation (Abb. 29).

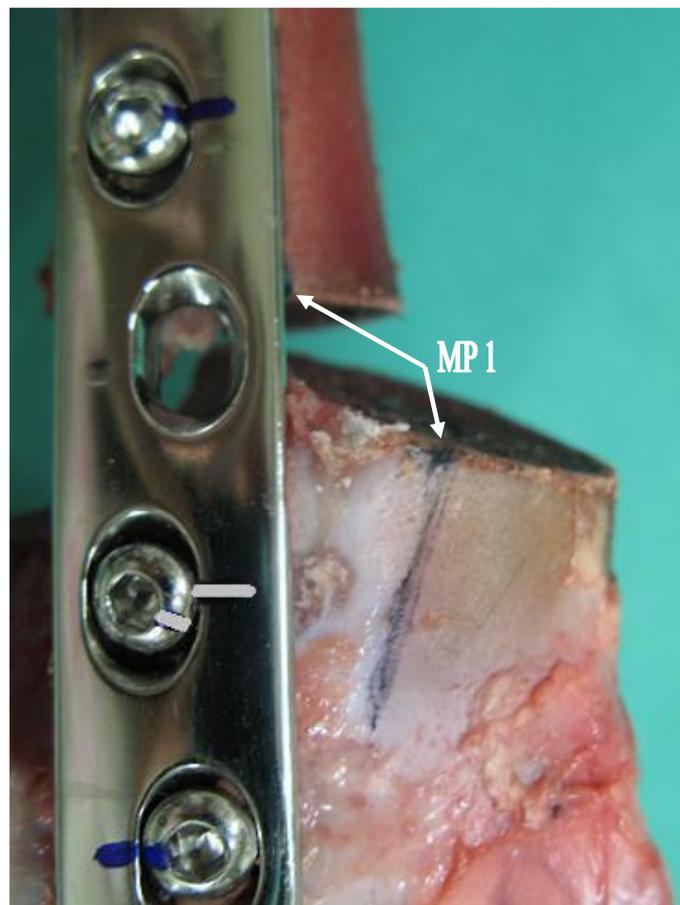


Abb. 29: Axiales Gleiten mit geringgradiger Rotation eines Schraubenkopfes in der Position 5. Zur besseren Sichtbarmachung wurden die Markierungen der Schraube 5 nachgezogen. Starke Abkippung des distalen Fragments, anhand der Markierung für den Messpunkt 1 (MP 1) erkennbar.

Bei einem dieser Testkörper trat das Gleiten der Schrauben 5 und 6 schon nach der ersten Teststufe auf, während die restlichen Schrauben des Testkörpers dies erst nach der zweiten Teststufe zeigten. Der dritte LC-DCP-FP-Testkörper zeigte kein axiales Gleiten der Schraubenköpfe.

Bei den LCP-FP-Testkörpern kam es einmal zum Rotieren eines Schraubenkopfs aus seiner Position. Dies betraf die Kortikalisschraube 5 nach der fünften Teststufe. Bei der Untersuchung aller acht LCP-F-Testkörper (Tabelle 2) konnte keine Bewegung der Schrauben des proximalen Fragments beobachtet werden. Bei der Schraubenposition 5 kam es jedoch in drei von acht Fällen zum Rotieren des Schraubenkopfs der Kortikalisschraube. Diese Rotation konnte für die Kopfverriegelungsschrauben 6 und 7 nur in jeweils einem Fall beobachtet werden.

6. Relative strukturelle Steifigkeit

Die Auswertung der relativen strukturellen Steifigkeit wurde nur für die drei FP-Testkörper-Paare vorgenommen. Die LCP-Gruppe erwies sich in den ersten vier der fünf von beiden Gruppen durchlaufenen Teststufen als signifikant steifer (Tabelle 12). In der fünften Teststufe war die LCP zwar zu jedem Zeitpunkt steifer (Abb. 31b), aber der Unterschied war nicht signifikant. Allerdings stand nach dem 38. Zyklus der fünften Teststufe auch kein LC-DCP-Testkörper mehr zum Vergleich zur Verfügung, da alle LC-DCP-Testkörper zuvor versagt hatten (s. u.).

Tabelle 12: Übersicht über p-Werte bei Vergleich der relativen Steifigkeit der FP-Gruppen je Teststufe. Alle LC-DCP-FP-Testkörper versagten vor der sechsten Teststufe.

| Stufe | p-Wert für LCP versus LC-DCP |
|-------|------------------------------|
| 1 | < 0,0001 ($R^2 = 0,61$) |
| 2 | < 0,0001 ($R^2 = 0,24$) |
| 3 | < 0,0001 ($R^2 = 0,35$) |
| 4 | = 0,047 ($R^2 = 0,06$) |
| 5 | = 0,083 ($R^2 = 0,02$) |
| 6 | kein LC-DCP-Testkörper |

Bei Betrachtung des Gesamtverlaufs der Steifigkeit beider Gruppen wurde ein negativer Trend des Steifigkeitsverlaufs bei der LCP, jedoch ein positiver Trend bei der LC-DCP sichtbar (Abb. 30).

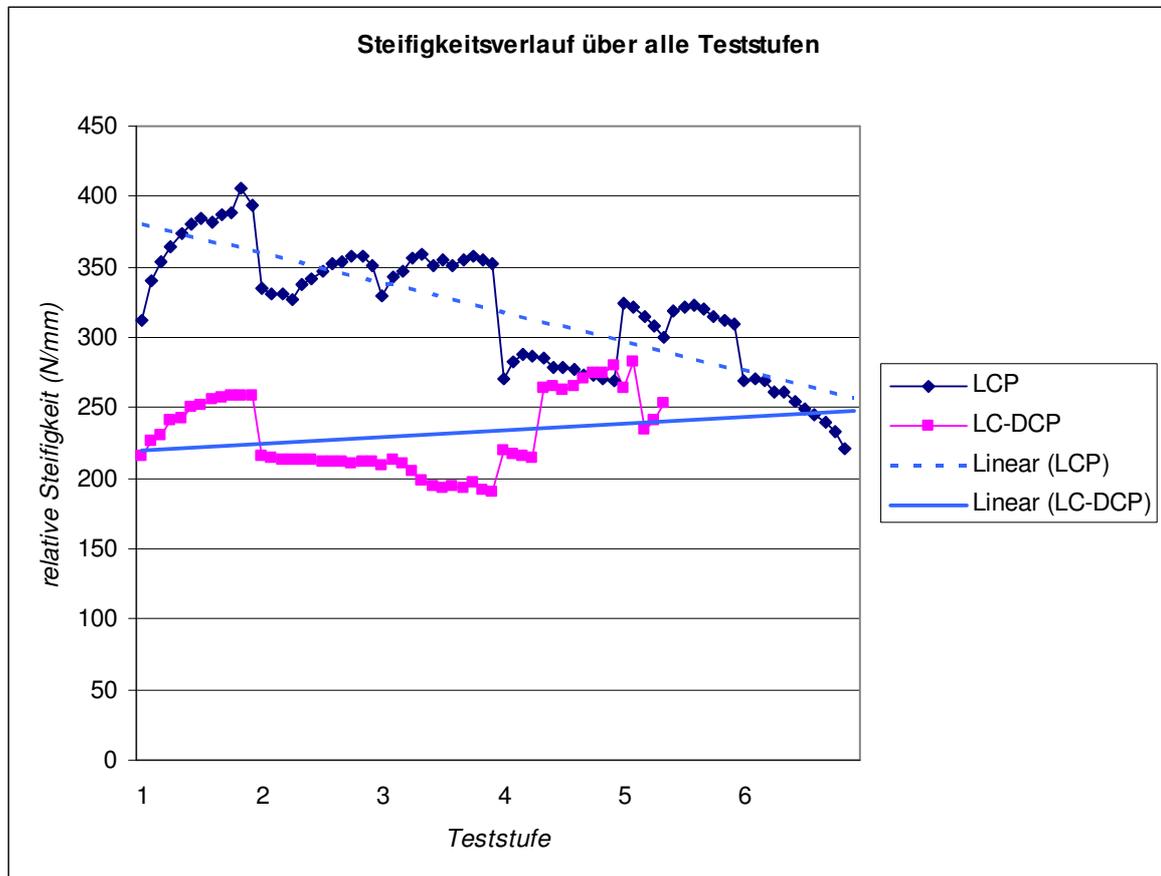


Abb. 30: Verlauf der relativen Steifigkeit der beiden FP-Gruppen innerhalb des gesamten Tests. Der Median je Gruppe und Zyklus wurde gebildet.

Wenn man die Teststufen einzeln betrachtete, konnte bei beiden Gruppen ein positiver Trend des Steifigkeitsverlaufs in der ersten Teststufe und ein negativer Trend in der letzten bewältigten Teststufe beobachtet werden (letzte zwei Testkörper: LCP-FP = 6. Teststufe, LC-DCP = 5. Teststufe) (Abb. 31).

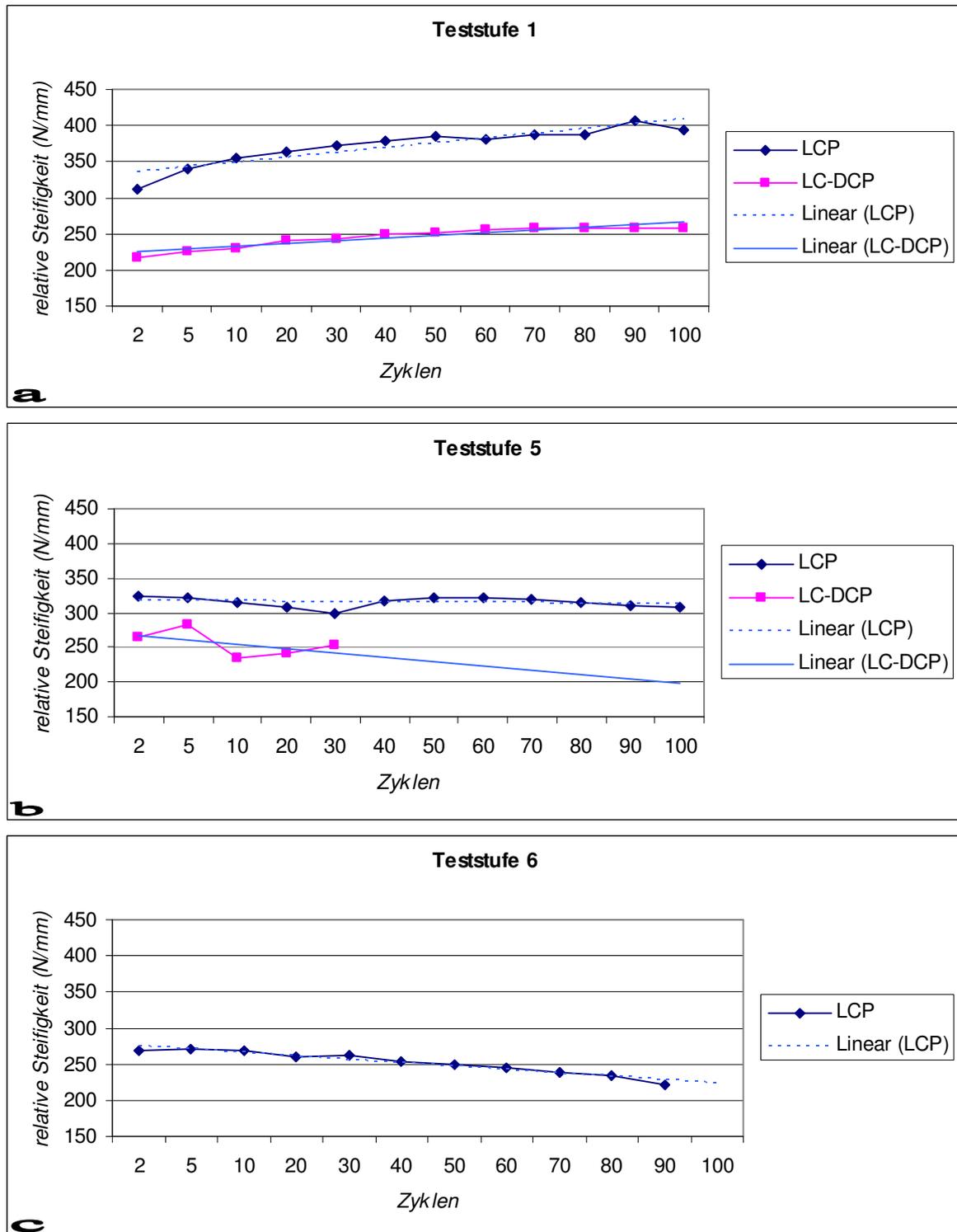


Abb. 31: Verlauf und Trend der relativen strukturellen Steifigkeit der FP-Gruppen (Median je Gruppe und Zyklus) in der ersten (a), fünften (b) und sechsten (c) Stufe. b) Deutliche Schwankung zwischen fünftem und zehntem Zyklus durch Ausscheiden eines LC-DCP-Testkörpers.

In den letzten 20 Zyklen der vierten Teststufe kam es zu einer geringgradig höheren strukturellen Steifigkeit der LC-DCP- im Vergleich zu den LCP-Testkörpern (Abb. 32). In allen übrigen Teststufen lag die Steifigkeit der LCP-Testkörper zu jedem Zeitpunkt deutlich über der der LC-DCP-Testkörper (Abb. 30).

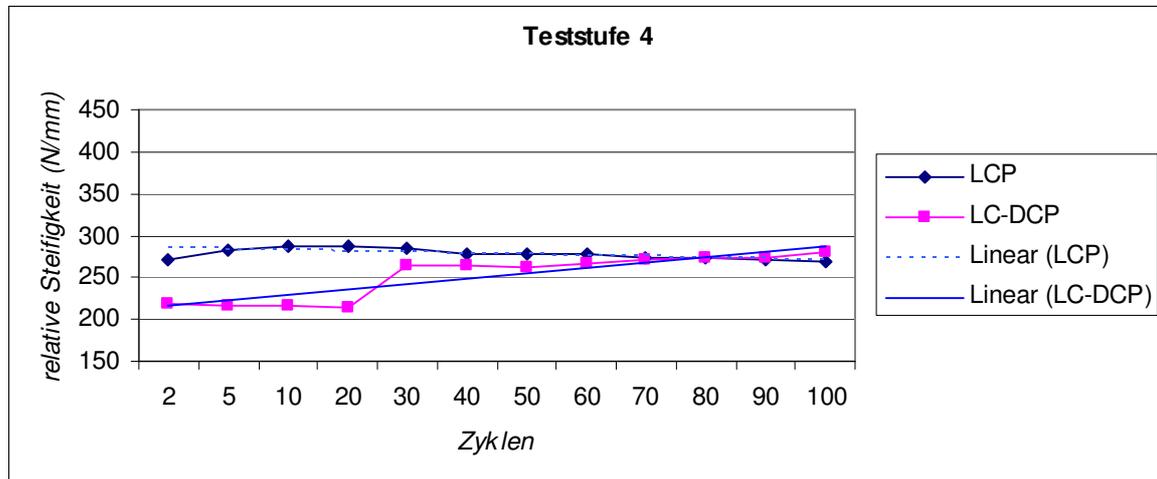


Abb. 32: Verlauf der relativen strukturellen Steifigkeit der FP-Gruppen (Median je Gruppe und Zyklus) in der 4. Teststufe. Deutliche Schwankung zwischen dem 20. und 30. Zyklus durch Ausscheiden eines LC-DCP-Testkörpers.

Zudem wurde deutlich, dass das Ausscheiden eines Testkörpers innerhalb der LC-DCP-Gruppe jeweils größere Schwankungen im Steifigkeitsverlauf verursachte als innerhalb der LCP-Gruppe. Dies führte sowohl in der vierten als auch in der fünften Teststufe zu deutlichen Schwankungen, die in Abbildung 31b und 32 sichtbar sind.

7. Maximale axiale Auslenkung

In den ersten vier Teststufen war die maximale axiale Auslenkung des Testmaschinenkopfs in der LCP-FP-Gruppe signifikant geringer als in der LC-DCP-FP-Gruppe (Tabelle 13). In der fünften Teststufe war der Unterschied nicht mehr signifikant, weil in dieser Teststufe bis zum 38. Zyklus die letzten zwei LC-DCP-FP-Testkörper versagten und kein Vergleich mehr stattfinden konnte.

Tabelle 13: Unterschiede zwischen der maximalen axialen Auslenkung der LCP-FP- und der LC-DCP-Testkörper in den verschiedenen Teststufen.

| Teststufe | p-Wert für LCP versus LC-DCP |
|-----------|------------------------------|
| 1 | < 0,0001 ($R^2 = 0,63$) |
| 2 | < 0,0001 ($R^2 = 0,44$) |
| 3 | < 0,0001 ($R^2 = 0,76$) |
| 4 | < 0,0001 ($R^2 = 0,57$) |
| 5 | = 0,698 ($R^2 = 0,02$) |
| 6 | kein LC-DCP-Testkörper |

Innerhalb einer Teststufe kam es in beiden FP-Gruppen stets zu einer kontinuierlichen Zunahme der Auslenkung (Tabelle 14, Abb. 33). In Tabelle 14 ist die maximale Auslenkung an drei verschiedenen Zeitpunkten (Zyklus 5, 50 und 100) für jede Teststufe aufgeführt.

Tabelle 14: Übersicht über maximale axiale Auslenkung (in mm) des Kopfteils der Maschine für drei Zyklen je Teststufe (Median je Gruppe). Zu Beginn jeder Teststufe (Zyklus 2) wurde die Ausgangsposition des Maschinenkopfs gleich null gesetzt. Leere Felder = alle Testkörper versagten zuvor.

| Teststufe | Zyklus 5 | | Zyklus 50 | | Zyklus 100 | |
|-----------|----------|--------|-----------|--------|------------|--------|
| | LCP | LC-DCP | LCP | LC-DCP | LCP | LC-DCP |
| 1 | 1,79 | 2,61 | 2,53 | 3,75 | 2,83 | 4,11 |
| 2 | 3,45 | 5,04 | 4,65 | 6,59 | 4,98 | 7,07 |
| 3 | 3,88 | 6,20 | 4,92 | 8,46 | 5,41 | 9,42 |
| 4 | 5,68 | 7,06 | 7,34 | 9,0 | 8,18 | 11,47 |
| 5 | 5,73 | 7,36 | 7,38 | | 8,42 | |
| 6 | 7,90 | | 10,59 | | | |

Zudem erfuhr die LC-DCP-FP-Gruppe stets eine deutliche Steigerung der Auslenkung zwischen den Teststufen, während sich der Verlauf der Auslenkung bei der LCP in der zweiten und dritten sowie vierten und fünften Teststufe ähnelte (Abb. 33).

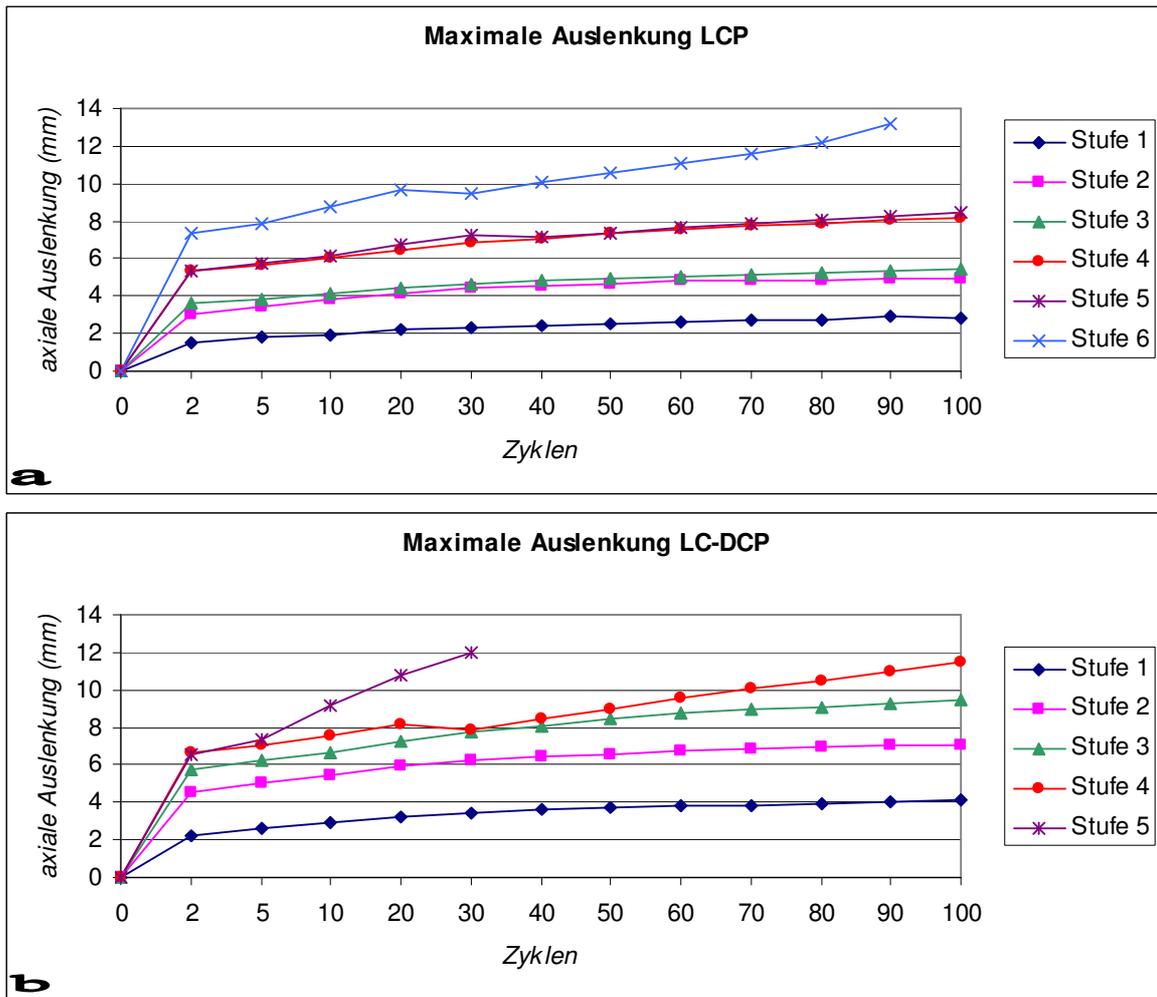


Abb. 33: Verlauf der maximalen axialen Auslenkung der LC-DCP-FP- (a) und LCP-FP-Gruppe (b) über gesamten Testsverlauf (Median je Gruppe). Stufe = Teststufe.

Die Steigung der Regressionsgeraden der maximalen axialen Auslenkung in der LC-DCP-FP-Gruppe war in jeder Teststufe höher als in der LCP-FP-Gruppe (Tabelle 15).

Tabelle 15: Übersicht über Steigung m der Regressionsgeraden der maximalen axialen Auslenkung für FP-Gruppen.

| Teststufe | Steigung LCP | Steigung LC-DCP |
|-----------|--------------|------------------------|
| 1 | 0,1173 | 0,1549 |
| 2 | 0,1635 | 0,2157 |
| 3 | 0,1570 | 0,3371 |
| 4 | 0,2592 | 0,4324 |
| 5 | 0,2694 | 1,4235 |
| 6 | 0,5329 | Kein LC-DCP-Testkörper |

In der fünften Teststufe betrug sie über das Fünffache der Steigung der LCP-FP-Gruppe. Zudem war die höchste Steigung der LC-DCP in der fünften Teststufe mehr als das Zweieinhalbfache der höchsten Steigung bei der LCP in der sechsten Teststufe.

8. Testzyklen bis zum Versagen

Bei allen LC-DCP-Testkörpern trat das Versagen vor dem der kontralateralen Testkörper ein (Tabelle 16).

Tabelle 16: Übersicht über Testzyklen bis zum Versagen aller Gruppen. FP-Gruppe: unterstrichen, L-Gruppe: kursiv.

| Tier | Testzyklen bis zum Versagen | |
|------|-----------------------------|------------|
| | LCP | LC-DCP |
| 1 | <u>527</u> | <u>438</u> |
| 2 | 550 | 441 |
| 3 | <u>597</u> | <u>409</u> |
| 4 | 495 | 192 |
| 5 | 380 | 234 |
| 6 | 525 | 204 |
| 7 | 505 | 229 |
| 8 | <u>431</u> | <u>322</u> |
| 9 | 507 | 303 |
| 10 | 402 | 115 |

Der Median der Testzyklen bis zum Versagen lag in den FP-Gruppen bei den LCPs bei 527 Zyklen oder anders gesagt im 27. Zyklus der sechsten Teststufe. Bei den LC-DCPs lag der Median bei 409 Zyklen beziehungsweise im neunten Zyklus der fünften Teststufe. Bei einem Direktvergleich war zudem der LC-DCP-FP-Testkörper immer eine Teststufe vor dem kontralateralen LCP-FP-Testkörper ausgeschieden (Abb. 34, Tabelle 16).

Ein Vergleich der Testzyklen bis zum Versagen zwischen den drei LCP-FP- und LC-DCP-FP-Testkörpern ergab keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,109$).

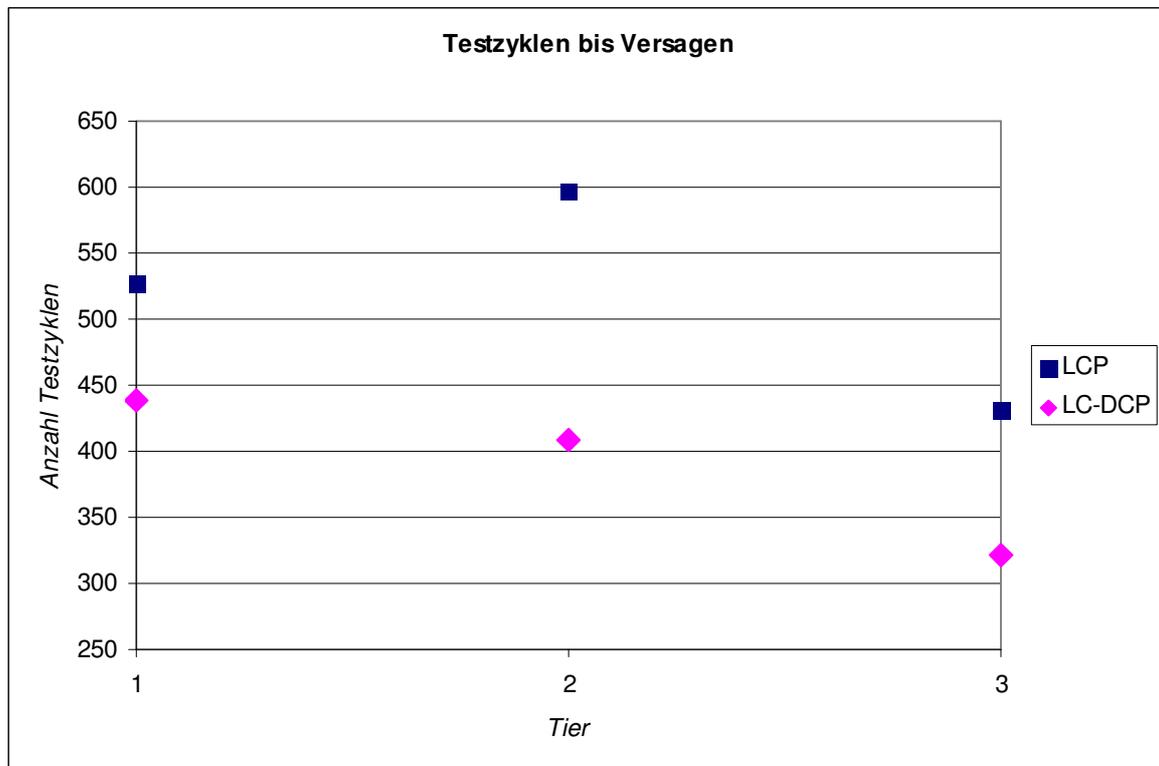


Abb. 34: Anzahl der Testzyklen bis zum Versagen bei den Tieren der FP-Gruppen. Die LC-DCP-Testkörper versagen stets vor den LCP-Testkörpern.

Ein Vergleich der drei LC-DCP-FP-Testkörper mit den sieben LC-DCP-L-Testkörpern ergab eine Tendenz, aber keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,087$). Die Anzahl der Testzyklen bis zum Versagen war jedoch, bis auf eine Ausnahme, immer niedriger in der L-Gruppe (Abb. 35). Bei dieser Ausnahme handelte es sich um einen Testkörper mit einer überdrehten Schraube in der Position 7. Dieser Testkörper überstand mehr Testzyklen als die drei FP-Testkörper. Wurde dieser eine Testkörper von der statistischen Auswertung ausgeschlossen, ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen der LC-DCP-FP- und L-Gruppe ($p = 0,020$). Der Median bei der L-Gruppe lag bei 229 Testzyklen oder 29. Zyklus der dritten Teststufe.

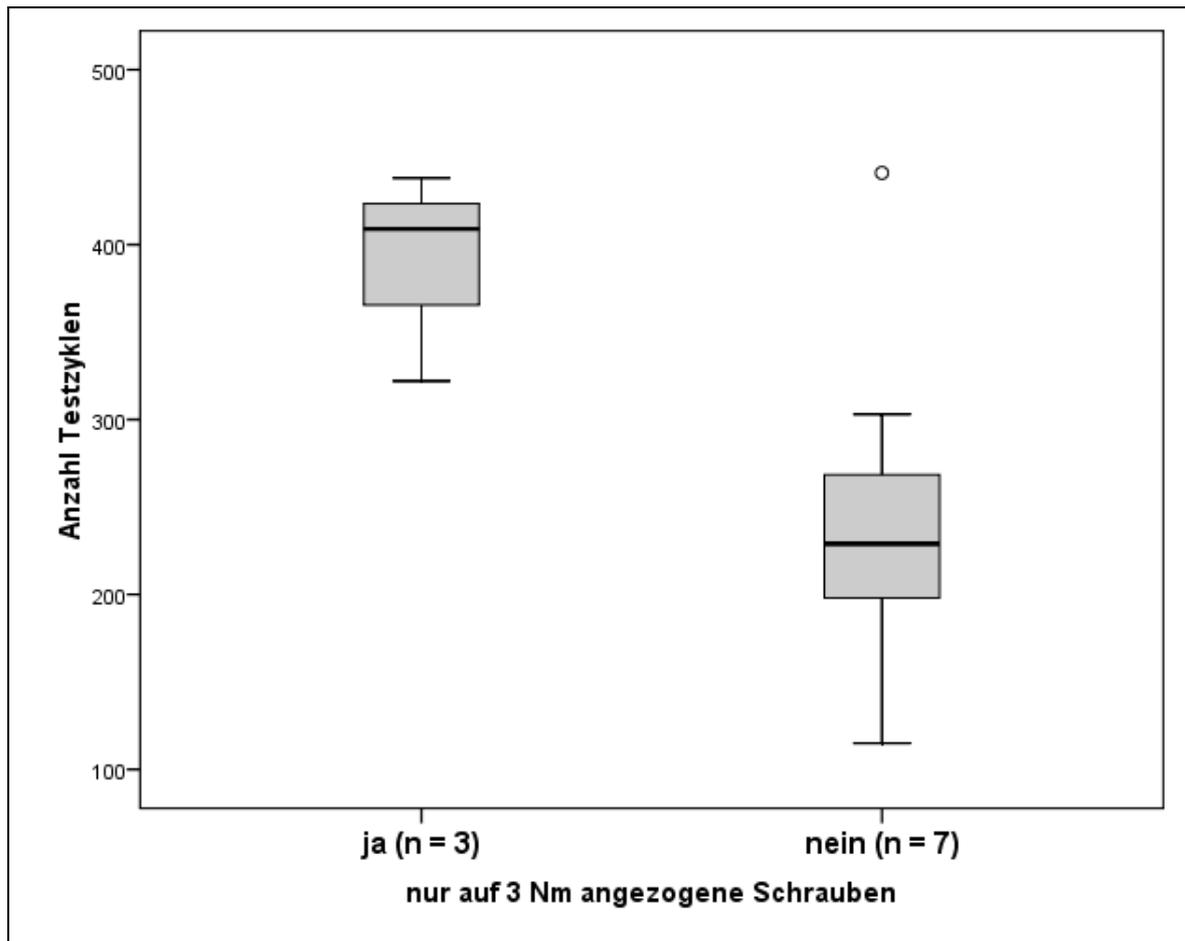


Abb. 35: Vergleichende Darstellung der Anzahl durchlaufener Testzyklen bis zum Versagen der LC-DCP-F-Gruppe (links) und -L-Gruppe (rechts). Beachte den Ausreißer in der Gruppe der Platten mit nicht vollständig angezogenem Schraubensatz (°).

Ein Vergleich der acht LCP-F-Testkörper mit den zwei LCP-L-Testkörpern (Tabelle 16), die eine überdrehte Schraube in der Position 5 aufwies, ließ keinen signifikanten Unterschied erkennen ($p = 1,0$). Der Median der Testzyklen bis zum Versagen lag für die F-Gruppe bei 506 Zyklen, während der Median der L-Gruppe bei 510 Zyklen lag.

9. Art des Versagens

9.1 Versagen der LCP

In der LCP-Gruppe (L&F; $n = 10$) kam es bei neun der zehn Testkörper zum Versagen durch Knochen-Knochen-Kontakt der Fragmente (Abb. 36). Der Kontakt kam immer im

kaudalen Bereich des Osteotomiespalts zustande und ging stets mit einer deutlichen bis schweren Achsenabweichung der Fragmente einher (siehe auch S. 65). Bei einem der neun Testkörper trat zusätzlich ein partielles Herausziehen der Schraube in der Position 5, die allerdings schon vor Testbeginn überdreht war, auf. Bei dem übrigen Testkörper kam es im distalen Fragment zum „Schneiden“ der Schrauben 5 und 7 durch die Knochensubstanz und einem dadurch bedingten Ausriss der Platte. Dieser Ausriss der Platte führte zu einer so starken Verschiebung der Fragmente, dass kein Knochen-Knochen-Kontakt im Osteotomiespalt zustande kam (Abb. 36b und 38).

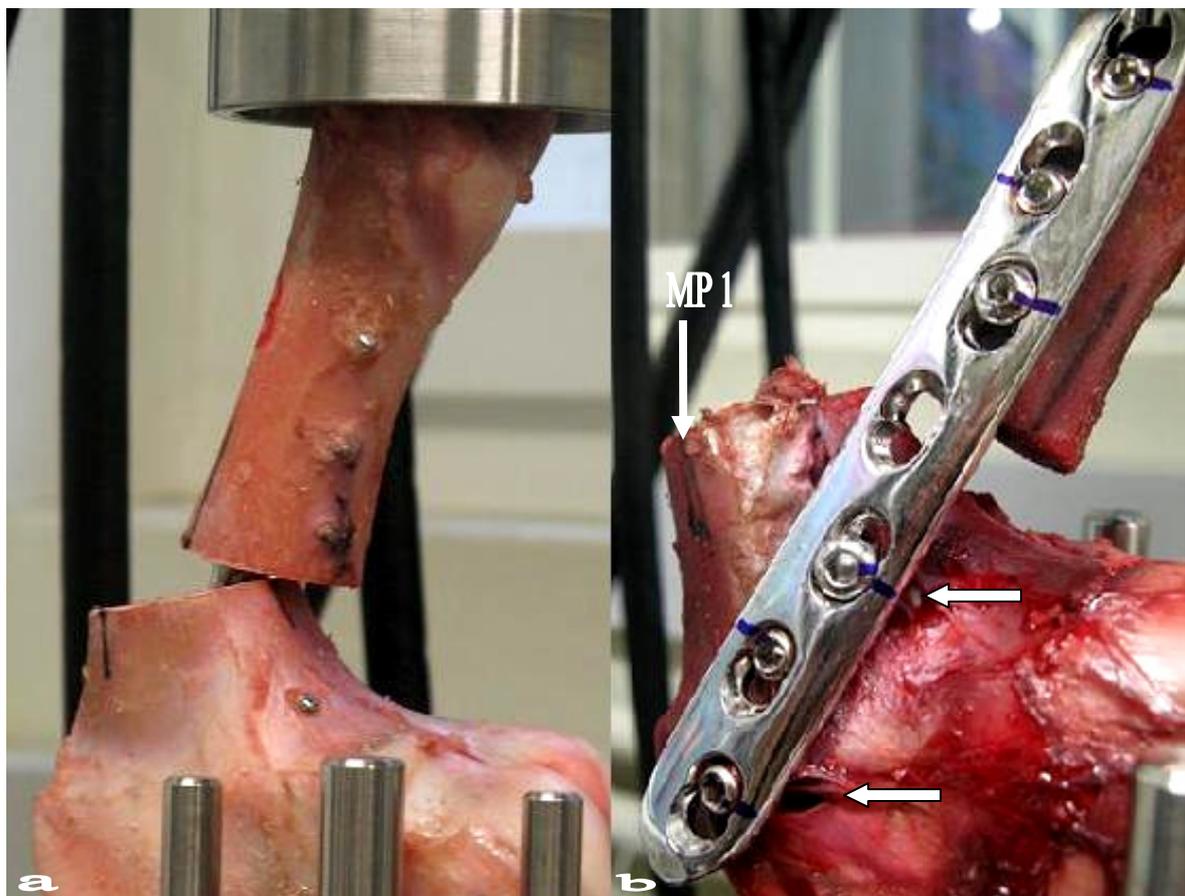


Abb. 36: Darstellung des Versagens zweier LCP-Testkörper. a) Knochen-Knochen-Kontakt im kaudalen Bereich des Osteotomiespalts durch Abkippen des distalen Fragments nach kranial. b) Versagen der Fixation durch Plattenausriss. Schneiden der Schrauben 5 und 7 durch die Knochensubstanz (Pfeile). Die Lage des Messpunkts 1 (MP 1) unterstreicht die starke Verschiebung der Fragmente und der Platte.

Bei den drei LCP-FP-Testkörpern trat immer ein Versagen durch Knochen-Knochen-Kontakt auf.

9.2 Versagen der LC-DCP

Die Auswertung des Versagens der zehn LC-DCP-L&F-Testkörper ergab, dass alle Testkörper durch Knochen-Knochen-Kontakt versagten. Dies war stets mit einer deutlichen bis starken Achsenabweichung der Fragmente verbunden (siehe auch S. 65). Bei zwei Testkörpern kam es zusätzlich zum partiellen Herausziehen aller distalen Schrauben und zwei weitere zeigten ein partielles Herausziehen der Schrauben 5 und 7 (Abb. 37).

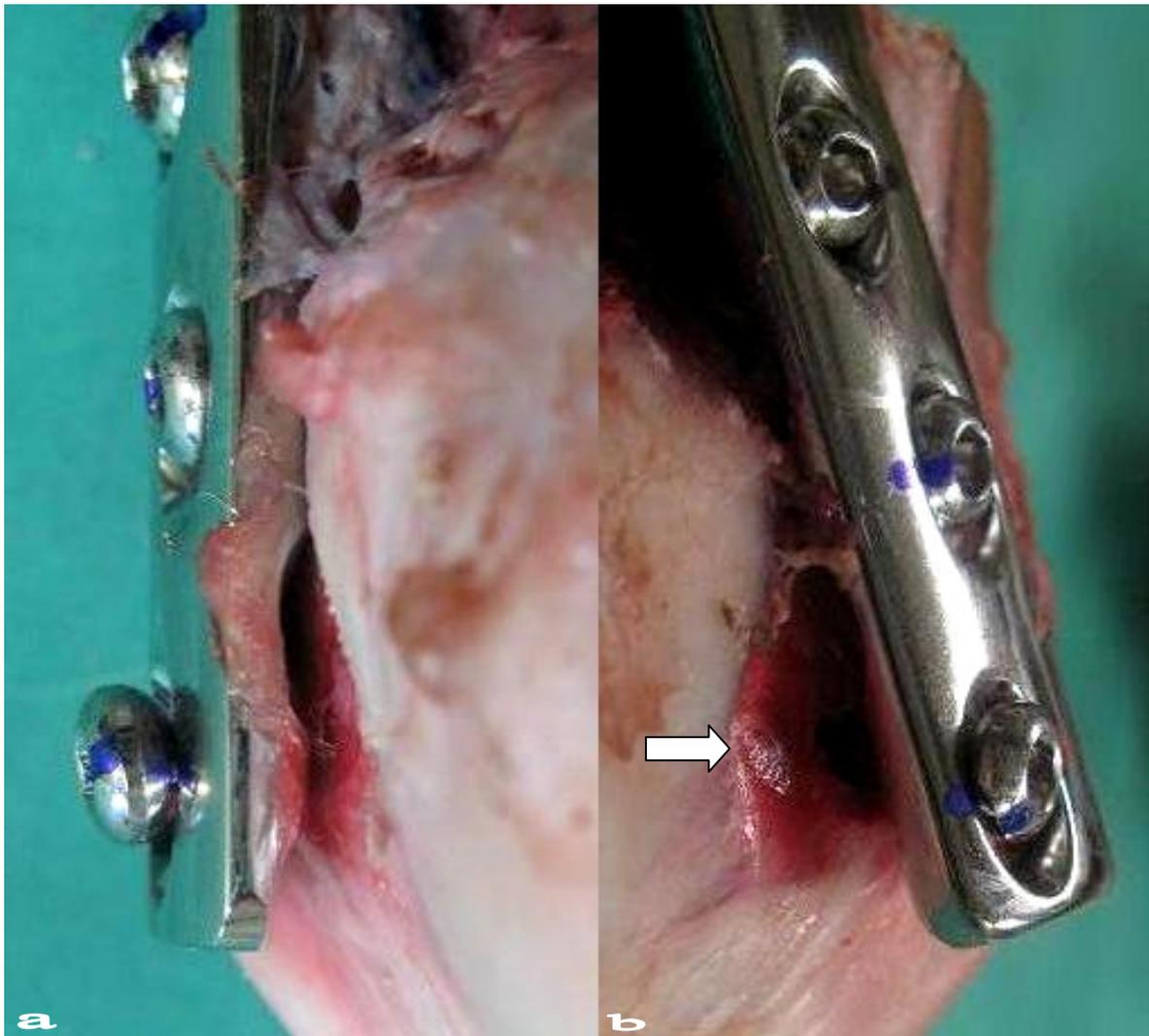


Abb. 37: Versagen von LC-DCP-Testkörpern mit partiellem Herausziehen von Schrauben im distalen Fragment. a) Hervortreten der partiell herausgezogenen Schraube 7 aus Plattenloch. Beachte zudem: Beginnende Verkantung der Schraube 5. b) Partiiell ausgerissene Platte im distalen Fragment. Beachte ursprüngliche Position der Platte (Pfeil).

Die drei LC-DCP-FP-Testkörper zeigten entsprechend ein Versagen durch Knochen-Knochen-Kontakt (Abb. 36a). In einem Fall kam es zusätzlich zum partiellen Ausriss der Platte, der alle distalen Schrauben betraf (Abb. 37b).

10. Schraubenlöcher

Bei der Beurteilung der Schraubenlöcher zeigte sich ein wiederkehrendes Muster bei allen Testkörpern (Abb. 38). Hierbei waren nur die unterhalb der Platte liegenden cis-kortikalen Eintrittsöffnungen der Schrauben betroffen, während es zu keinen makroskopisch erfassbaren Veränderungen der trans-kortikalen Austrittsöffnungen kam. Die Schraubenlöcher im proximalen Fragment waren stets rund oder nur geringgradig oval verformt. Nur bei vier der 30 Schraubenlöcher (13,3 %) der LC-DCP-Testkörper kam es zu einer Vergrößerung oder Ausfransung der Schraubenlochränder. Im distalen Fragment waren die Veränderungen an den Schraubenlöchern wesentlich deutlicher ausgeprägt (Tabelle 17).

Tabelle 17: Anzahl deutlich verformter und vergrößerter Schraubenlöcher unterhalb der Platte bei den zehn L&F-Testkörpern.

| Schraubenloch | Länglich-horizontal verformt | | Vergrößerung und Ausfransung der Ränder | |
|---------------|------------------------------|--------|---|--------|
| | LCP | LC-DCP | LCP | LC-DCP |
| 5 | 8 | 7 | 8 | 8 |
| 6 | 3 | 3 | 5 | 5 |
| 7 | 4 | 4 | 8 | 10 |

Im distalen Fragment konnten die massivsten Veränderungen an den Löchern der Schraubenpositionen 5 und 7 beobachtet werden, während die Veränderungen am 6. Schraubenloch geringgradiger ausgeprägt waren. Die Schraubenlöcher 5 und 7 waren entweder länglich horizontal bis sichelartig verformt oder noch annähernd rundlich, aber dabei fast immer stark vergrößert (Abb. 38).

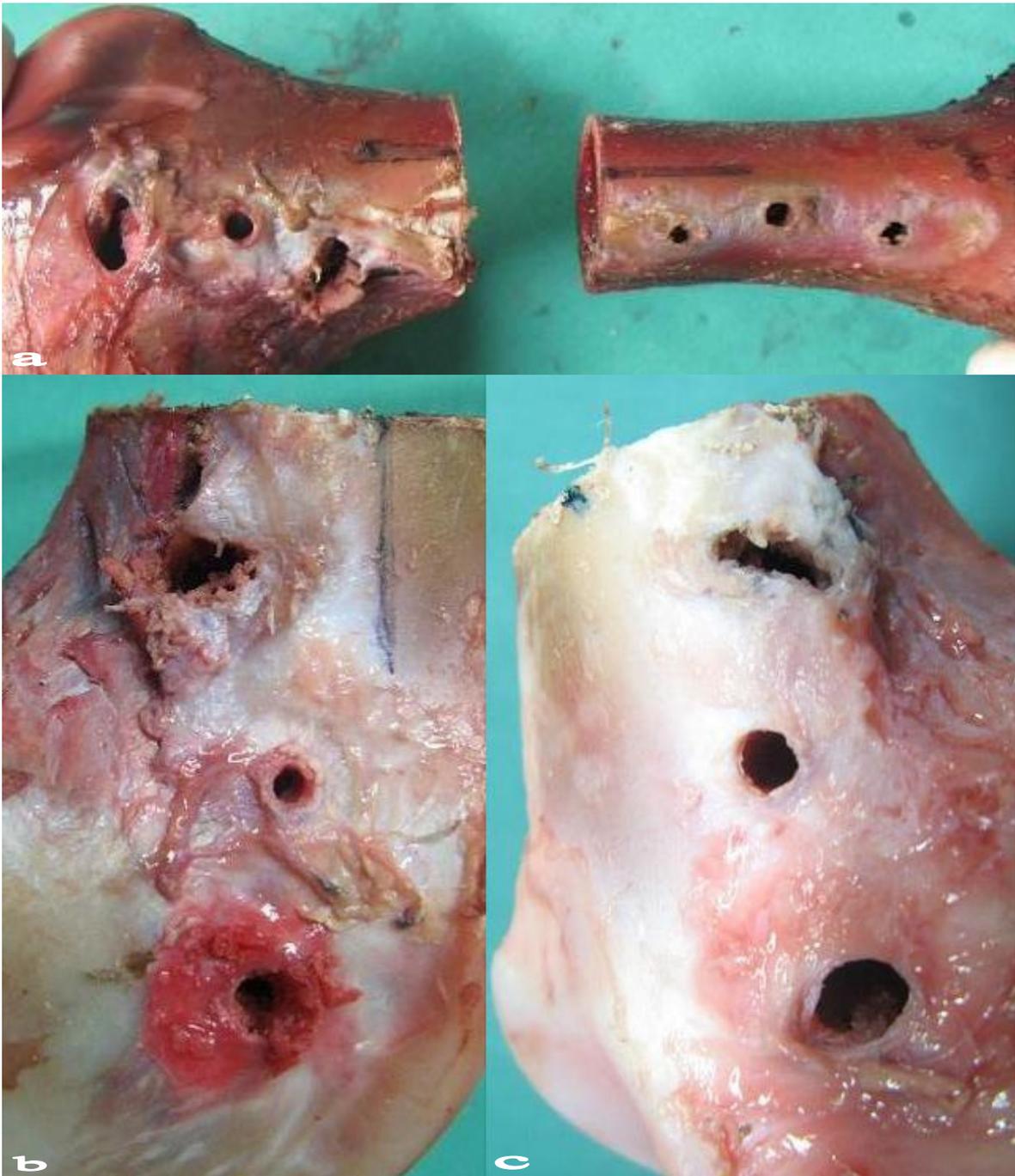


Abb. 38: Typisches Muster des Aussehens der Schraubenlöcher im distalen Fragment a) Schraubenlöcher eines LCP-Testkörpers, der durch Plattenausriss versagte. Proximale Schraubenlöcher rund und unverändert (Schraubenloch 3 etwas kleiner, da Kortikalschrauben geringeren Kerndurchmesser besitzen als Kopfverriegelungsschrauben). b und c) Distale Fragmente weisen eine starke Veränderung und ovale Verformung des Schraubenlochs 5 und 7 auf, während Schraubenloch 6 rundlich bleibt. b) LC-DCP-L-Testkörper, c) LCP-FP-Testkörper.

Auch innerhalb der drei FP-Testkörper-Paare zeigte sich dieses Muster (Abb. 38c) in unterschiedlich starker Ausprägung. Ein Testkörper-Paar wies nur geringfügige Veränderungen auf.

11. Verbiegung der Schrauben

Bei 32 der 120 (26,6 %) insgesamt angewendeten Schrauben (L&F-Gruppen zusammengefasst) kam es im Laufe der Tests zu einer Verbiegung. In keinem Fall war eine Schraube aus dem proximalen Fragment verbogen. Insgesamt 25 der 80 Kortikalisschrauben (31 %) und sieben der 40 Kopfverriegelungsschrauben (17,5 %) waren betroffen. Bei Letzteren trat die Verbiegung stets direkt im Übergang des verriegelten Schraubenkopfs zum Schraubenkörper auf, während die Verbiegung der Kortikalisschrauben häufig auch mittig innerhalb des Schraubenkörpers vorlag (Abb. 39). Die Kortikalisschraube in der Position 5 war in beiden Gruppen bei sieben von zehn Testkörpern nach Testende verbogen (Tabelle 18).

Tabelle 18: Übersicht über die Verbiegung der im distalen Knochenfragment gelegenen Schrauben. V = verbogen. Tiere der FP-Gruppen unterstrichen.

| Tier | Schraube 5 | | Schraube 6 | | Schraube 7 | |
|----------|------------|--------|------------|--------|------------|--------|
| | LCP | LC-DCP | LCP | LC-DCP | LCP | LC-DCP |
| <u>1</u> | V | | | V | | |
| 2 | V | V | | V | | |
| <u>3</u> | V | V | V | V | | |
| 4 | V | V | V | V | V | |
| 5 | V | V | V | | | |
| 6 | | | V | V | | |
| 7 | V | V | | V | | V |
| <u>8</u> | V | V | | V | | V |
| 9 | | V | | | V | V |
| 10 | | | V | V | | |

Bei den drei FP-Testkörper-Paaren kam es bei allen LCP- und zwei der LC-DCP-Testkörper zur Verbiegung der Kortikalisschraube in der Position 5. Die LCP-Gruppe wies nur eine weitere verbogene Schraube (Position 6) auf, während in der LC-DCP-Gruppe jede Schraube an Position 6 und zusätzlich eine in der Position 7 verbogen war.



Abb. 39: Makroskopische Beurteilung der Verbiegung der Schrauben nach Beenden des Tests. a) Stark verbogene Kortikalisschraube. Biegung direkt unterhalb des Schraubenkopfs und weiter distal im Schraubenkörper. b) Im Schraubenkörper verbogene Kortikalisschraube (mittig) neben zwei nicht verbogenen Kortikalisschrauben. c) Direkt an der Verbindung von Schraubenkopf zu Schraubenkörper gebogene Kopfverriegelungsschraube.

Somit waren neun der 12 Kortikalisschrauben und nur eine der sechs Kopfverriegelungsschrauben in den FP-Gruppen von einer Verbiegung betroffen.

V Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war herauszufinden, ob die winkelstabile LCP-Osteosynthese im weichen Oberschenkelknochen neugeborener Kälber der konventionellen LC-DCP-Osteosynthese biomechanisch überlegen ist. Winkelstabile Implantate sollen sich besonders für Osteosynthesen in Knochenmaterial geringer Qualität eignen (Gautier und Sommer 2003; Schütz und Südkamp 2003; Sommer et al. 2003; Wagner 2003; Gardner et al. 2005; Kim et al. 2007). Die Knochen neugeborener Kälber sind sehr weich und mit wenig Kortikalisbreite ausgestattet (Ames 1981; Ferguson 1985b; Trostle und Markel 1996a; Spiess 2004; Nichols et al. 2008), sodass die bei der Frakturversorgung auftretenden Probleme denen bei osteoporotischem Knochen ähneln.

Als Frakturmodell wurde ein Osteotomiedefekt im Übergang von Diaphyse zur distalen Metaphyse des Os femoris beim Kalb gewählt. Diese Lokalisation ist nach den Vorarbeiten zu der vorliegenden Untersuchung sowie Berichten aus der Literatur für eine Fraktur prädisponiert (Németh 1982; Ferguson et al. 1990; Ferguson 1994; Spiess 2004). Die Prognose für Frakturen an dieser Lokalisation ist ungünstig und es gibt bisher keine Erfolg versprechende Fixationsmethode (Nichols et al. 2008). Aus diesem Grund wurde die Konfiguration in der vorliegenden Untersuchung gewählt.

Ein 12 mm großer Osteotomiespalt stellte sicher, dass die applizierte Kraft allein über die Platten übertragen wurde, ohne dass Knochenfragmente an der Lastaufnahme beteiligt waren. Diese Simulation einer Trümmerfraktur ohne interfragmentäre Abstützung ist als ungünstige Konfiguration zu bewerten und stellt besondere Anforderungen an die Stabilität der Fixation. Zudem wurde der eigene Ansatz durch eine kürzlich erschienene Publikation (Uhl et al. 2008) bestätigt. Diese Autoren legten einen nur zwei Millimeter großen Osteotomiespalt an. Dadurch schloss sich die Osteotomielücke zu verschiedenen Zeitpunkten und die Vergleichbarkeit der Daten war erschwert (Uhl et al. 2008). Andere Autoren legten für Kompressionstests größere Osteotomiedefekte an (Korner et al. 2004; Snow et al. 2008; Bottlang et al. 2009; Goh et al. 2009). Damit die bestmögliche Reproduzierbarkeit der Lage und Ausrichtung des Osteotomiespalts gewährleistet war, wurde in der vorliegenden Untersuchung ein im rechten Winkel zur Platte befindliches Knochenstück herausgesägt. Diese Vorgehensweise wandten auch andere Untersucher an (Korner et al. 2004; Aguila et

al. 2005; Gardner et al. 2005; Gardner et al. 2006; Snow et al. 2008; Uhl et al. 2008), wobei die Größe des gesetzten Defekts variierte.

Die LC-DCP wurde als Repräsentant der konventionellen Osteosynthese gewählt, weil die Plattenunterseite und somit auch die Querschnittsfläche identisch mit der der LCP sind. Auch die übrigen Abmessungen sind, abgesehen von der größeren Länge der LCP, ähnlich. Die LCP ist bei gleicher Anzahl der Plattenlöcher zehn Millimeter länger und die Distanz zwischen den zentralen Löchern ist etwas kleiner als bei der LC-DCP (Synthes 2007). Dies hängt mit den unterschiedlich geformten Plattenlöchern sowie den spitz zulaufenden Enden der LCP zusammen. Der Unterschied im Abstand der zentralen Löcher wurde als nicht relevant für die Arbeitslänge der Platte bewertet (Aguila et al. 2005).

Die LCP wurde in der vorliegenden Untersuchung im Hybrid-Modus verwendet. Konventionelle Kortikalisschrauben wurden fraktur-nah und Kopfverriegelungsschrauben fraktur-fern eingebracht. Einige Autoren (Wagner 2003; Gardner et al. 2006) versprachen sich daraus eine Kombination der Vorteile beider Schraubenarten besonders für schlechte Knochenqualität. Ein solches Hybrid-Konstrukt war einem komplett verriegelten Konstrukt biomechanisch gleichwertig und einem konventionellen Konstrukt überlegen (Gardner et al. 2006). In einer neueren Untersuchung (Bottlang et al. 2009) wurde hingegen nachgewiesen, dass an den Plattenenden liegende Kortikalisschrauben zur Reduktion der Stresskonzentration führten. Die Fixationsstärke in der Biegung, also die Grenzbelastung, die zum Versagen in der Biegung führte, war im Vergleich zu einem komplett verriegelten Konstrukt erhöht (Bottlang et al. 2009). Auch Florin et al. (2005) sowie Sod et al. (2008) favorisierten ein Hybridmodell.

In der vorliegenden Untersuchung wurden, wie für die Knochen geringer Qualität empfohlen (Gautier und Sommer 2003; Sommer et al. 2004), ausschließlich bikortikale Schrauben verwendet. Da zwischen der Auszugsresistenz von selbstschneidenden zu nicht selbstschneidenden 4,5-mm-Kortikalisschrauben keine Unterschiede bestehen (Andrea et al. 2002), wurden sowohl selbstschneidende als auch nicht selbstschneidende Schrauben verwendet.

Die Platten wurden in der vorliegenden Untersuchung als Abstützplatten mit engem Knochenkontakt eingesetzt, weil damit bei der schlechten Knochenqualität und der Simulation einer Trümmerfraktur eine größere Stabilität zu erwarten war (Cornell 2003; Stoffel et al.

2003). Eine Überbrückungstechnik wurde für osteoporotischen Knochen nicht empfohlen (Cornell 2003; Sommer et al. 2004), jedoch von manchen Autoren verwendet (Snow et al. 2008). Auch hierbei erwies sich die LCP als signifikant widerstandsfähiger gegen statische Kompressionskräfte als die LC-DCP (Snow et al. 2008).

Die in der vorliegenden Untersuchung gewählte Plattenlänge stellte einen Kompromiss dar, weil eine längere Platte die Testvorrichtung berührt hätte. Die geringe Länge der Platten beeinflusste vermutlich die Stabilität der Konstrukte, jedoch war die direkte Vergleichbarkeit zwischen den beiden Plattensystemen sichergestellt.

Alle Platten wurden der Knochenkontur entsprechend gebogen, die LCP somit als Contact-Fixateur (Korner et al. 2004; Aguila et al. 2005) verwendet. In der vorliegenden Literatur konnte kein Vergleich des Verhaltens einer an die Knochenoberfläche ankonturierten zu einer nicht ankonturierten LCP gefunden werden. Durch die Biegung wurde in der vorliegenden Untersuchung einerseits die Distanz zum Knochen verringert, welches einem Stabilitätsverlust durch zu große Distanz vorbeugen sollte (Ahmad et al. 2007; Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009). Andererseits bestand jedoch die Gefahr der Schädigung des Plattengewindes. Bei der Biegung der LCPs traten in der vorliegenden Untersuchung keine makroskopisch sichtbaren Schäden am Plattengewinde auf. Von solchen wurde in der klinischen Anwendung in Einzelfällen berichtet (Sommer et al. 2003). Dennoch muss damit gerechnet werden, dass die Plattenbiegung die Testresultate beeinflusste, jedoch kann nicht gesagt werden, ob sie in mehr oder in weniger Stabilität resultierte.

Die Platten wurden infolge der gewählten Frakturkonfiguration möglichst weit distal am Os femoris angebracht. Aufgrund der Längenunterschiede der Knochen verschiedener Kälber war die Lage der Osteotomie nicht identisch, aber innerhalb der Os-femoris-Paare konnte stets eine sehr ähnliche Situation geschaffen werden. Durch die distale Lage und das Anbiegen der Platten kam es in der Regel zur Überbrückung der Epiphysenfuge mit Schrauben. Dies war bei den LCP wegen des vorgegebenen Austrittswinkels der Kopfverriegelungsschrauben nicht zu vermeiden. Bei den LC-DCP hätte die Überquerung der Fuge durch entsprechende Änderung der Schraubenachse vermieden werden können, jedoch wurde die Insertionsrichtung der Kortikalisschrauben aus Gründen der Vergleichbarkeit an die der Kopfverriegelungsschrauben angepasst.

Bei der klinischen Anwendung sollte die Überbrückung der Wachstumsfuge möglichst vermieden werden, da es zu Einschränkungen des Wachstumspotenzials kommen kann (Kirker-Head und Fackelman 1989). Allerdings ist eine Überbrückung der Epiphysenfuge bei weit distal gelegenen Frakturen nicht immer vermeidbar (Boelitz et al. 1994). In einem solchen Fall sollten die Implantate aber immer möglichst bald entfernt werden (Bramlage 1983; Boelitz et al. 1994). Bei distal gelegenen Os-femoris-Frakturen ist eine Eröffnung synovialer Strukturen (Gigov 1964; Budras und Wünsche 2002) bei der Präparation oft nicht zu vermeiden. Bei immungeschwächten Kälbern besteht dadurch stets die Gefahr einer Gelenkinfektion (Nuss et al. 1996). In der vorliegenden Untersuchung wurde darauf geachtet, die Schrauben nicht zu weit nach distal einzubringen (Abb. 40). Nur bei einem LC-DCP-Testkörper kam es zum Austritt der Schraubenspitze der distal gelegenen Kortikalisschraube nahe der Grenze zur Synovialhöhle der medialen Abteilung des Femorotibialgelenks.



Abb. 40: Typisches Bild des Austritts der Schraubenspitzen auf der medialen Seite des Knochens (LC-DCP-Testkörper) und Lagebeziehung zur Gelenkkapsel der medialen Abteilung des Femorotibialgelenks.

Die Kopfverriegelungsschrauben wurden nach Herstellerangaben (Synthes 2003) auf 4 Nm angezogen, da eine Implantatentfernung in einem klinischen Fall nach Überbrückung der Epiphysenfuge obligat (Bramlage 1983) gewesen wäre. Hierbei traten keinerlei Probleme auf. Damit eine eingetretene Schraubenlockerung für die Kortikalisschrauben objektivierbar war, wurden diese mit einem vorgegebenen Drehmoment von 3 Nm angezogen. Auch andere Autoren nutzten ein definiertes Anziehdrehmoment (Florin et al. 2005; Gardner et al. 2006; Sod et al. 2008; Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009). Während Sod et al. (2008) in equinen Metakarpalknochen und Florin et al. (2005) in einem synthetischen Modell eines langen Röhrenknochens des Pferdes über das für die Kopfverriegelungsschrauben empfohlene Drehmoment hinausgingen, wendete Gardner (2006) in einem osteoporotischen Modell eine Drehmomentbegrenzung von 3,4 Nm an. Nach zwei kürzlich publizierten Untersuchungen (Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009) betrug das Drehmoment, das in einem osteoporotischen Modell der Femurdiaphyse zum Überdrehen der Schrauben führte, 3,5 Nm. Die Schrauben wurden deswegen mit 2,8 Nm angezogen. In einem Pilotversuch zu der vorliegenden Untersuchung mit einem Testkörper-Paar hatten Kortikalisschrauben beim Anzug auf 3 Nm nicht überdreht. Ein Vorversuch mit einer größeren Testgruppe wäre dennoch vorteilhaft gewesen, weil in der endgültigen Untersuchung bei vielen Testkörpern Schrauben bereits vor Erreichen der 3 Nm überdrehten. Dass diese Situation erst dann eintrat, lässt auf die große Variabilität von Kadaverknochen schließen. Diese führte dazu, dass sich die Knochenpaare der Individuen beim Anziehen der Schrauben unterschiedlich verhielten. Bei homogenen Knochensubstituten (Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009) liegt diese Variabilität nicht vor, sodass sich die Methodik erheblich besser standardisieren lässt und die Ergebnisse der Vorversuche auf alle im Test verwendeten Knochensubstitute übertragbar sind. Das Überdrehen beim Anziehen von Schrauben in osteoporotischem Knochen ist ein bekanntes Problem (Cornell 2003; Sommer und Gautier 2003; Egol et al. 2004). Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung können als Hinweis auf die Knochenqualität von Kälberknochen angesehen werden. Weil die Befunde der klinischen Situation bei der Frakturversorgung von Kälbern entsprachen, wurde die Untersuchung dem Protokoll entsprechend zu Ende durchgeführt. Die in der vorliegenden Untersuchung vorgegebene Drehmomentbegrenzung von 3 Nm wurde nur von 59 der 80 insgesamt angewendeten Kortikalisschrauben (73,8 %) erreicht, während 21 Schrauben überdrehten. Dies zeigt, dass die verwendeten Kälberknochen von ihrer Substanz her schwächer als osteoporotische Knochenmodelle (Gardner et al. 2006) waren.

Nach der Schraube 5 befand sich der größte Anteil überdrehter Kortikalisschrauben bei der LC-DCP in der Position 7, die am weitesten distal in der breiten Epiphyse gelegen war. Damit bestätigte sich, dass die Knochenbreite keinen relevanten Einfluss auf die Haltekraft der Schrauben hat (Kirpensteijn et al. 1993). Auch die mit zunehmender Kortikalisbreite bessere Haltekraft der Schrauben (Kirpensteijn et al. 1993) konnte durch die vorliegende Untersuchung bestätigt werden. Nur bei fünf der vierzig (12,5 %) im proximalen – diaphysären, mit größerer Kortikalisbreite ausgestatteten – Fragment gelegenen Schrauben kam es zum Überdrehen. Die einzige Schraubenposition, an der in der vorliegenden Untersuchung keine Überdrehung auftrat, war Schraubenposition 2 mit der größten Kortikalisbreite (etwa 3 Millimeter, Abbildung 18). Unmittelbar proximal und distal dieser Position nahm die Kortikalisbreite schnell ab.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigten erstmals, dass Kortikalisschrauben in der Epiphyse von Oberschenkelknochen von Kälbern sehr leicht überdrehten. Dies geschah bei genormtem Anzug und resultierte aus der schwachen Struktur des Kälberknochens. Das Überdrehen dieser Schrauben in Kälberknochen stellt daher keine mangelnde Sorgfalt oder fehlerhafte Technik des Operateurs dar.

Die Frage bleibt, ob eine geringere Drehmomentbegrenzung beim Anzug der Kortikalisschrauben das Überdrehen verhindert und dadurch für eine höhere Stabilität gesorgt hätte. Da sich aber bei allen LC-DCP-Testkörpern nach der ersten Teststufe Schrauben, die zuvor fest angezogen waren, gelockert hatten und sich somit eine ähnliche Situation wie bei den Testkörpern mit überdrehten Schrauben einstellte, ist die Ursache eher im schwachen Halt der Kortikalisschrauben im Knochen zu suchen. Richtwerte zur Anzugsstärke von Kortikalisschrauben im Kälberknochen waren in der vorliegenden Literatur nicht zu finden. Jedoch gilt ein Drehmoment von 3 Nm als das bestenfalls in osteoporotischen Knochen erreichbare Anziehdrehmoment (Egol et al. 2004). Ein ideales Anziehdrehmoment, das keine Bewegung zwischen den Komponenten der Fixation erlaubt, ist jedoch erst bei einem Drehmoment von über 3 Nm gegeben (Cordey et al. 2000; Egol et al. 2004). Die geringe Erfolgsquote von Frakturen der langen Röhrenknochen bei Kälbern (Spiess 2004) rührt vermutlich zu einem Teil daher, dass Kortikalisschrauben die Platten nicht so fest an den Knochen anpressen können, wie es für eine ausreichende Stabilität (Cordey et al. 2000; Egol et al. 2004) notwendig ist.

Im klinischen Fall werden überdrehte Kortikalisschrauben durch 6,5-mm-Spongiaschrauben ersetzt (Egol et al. 2004; Greiwe und Archdeacon 2007). Diese hätten sich auf die Stabilität der LC-DCP vermutlich positiv ausgewirkt, andererseits gleichzeitig die Wachstumszone mehr traumatisiert. Zudem kann auch ein größeres Gewinde eine starke Kortikalis nicht ersetzen (Greiwe und Archdeacon 2007). Kirpensteijn et al. (1993) konnten keinen signifikanten Unterschied in der Haltekraft von 4,5-mm- und 5,5-mm-Kortikalis- sowie 6,5-mm-Spongiaschrauben in der Dia- oder Metaphyse des Os femoris von jungen Kälbern feststellen. Alle Schrauben besaßen jedoch eine signifikant größere Haltekraft in der Diaphyse im Vergleich zur Metaphyse (Kirpensteijn et al. 1993). In vorliegender Untersuchung überdrehten vor allem in der Epi- und distalen Metaphyse liegende Schrauben. Kirpensteijn et al. (1993) untersuchten nicht den Halt in der Epiphyse und sie verwendeten kein normiertes Anziehdrehmoment, sodass keine direkte Orientierung an ihren Ergebnissen möglich war. In einer Studie an einem osteoporotischen Modell konnte die Fixationsstärke von LC-DCP-Konstrukten durch Spongiaschrauben nicht erhöht werden (Snow et al. 2008). Ein Vergleich zwischen der LCP mit Verriegelungsschrauben und der LC-DCP mit Spongiaschrauben wäre dennoch eine sinnvolle Ergänzung der vorliegenden Untersuchung.

In der vorliegenden Untersuchung war die Anzahl der überdrehenden Schrauben bei den LC-DCP-Testkörpern höher als bei den LCP-Testkörpern. Der Unterschied war nicht signifikant. Auffällig war dennoch, dass vier von zehn Schrauben der LC-DCP-Gruppe in der Position 3 überdrehten, in der LCP-Gruppe jedoch keine. Auch die Kortikalisschrauben in der Position 5 überdrehten häufiger in der LC-DCP-Gruppe. Dies wirft die Frage auf, ob es bei der LC-DCP-Osteosynthese während des Anziehens einer neu eingebrachten Schraube zur negativen Beeinflussung – Lockerung, Verschiebung – der bereits liegenden Schrauben kommt und ob dies von klinischer Relevanz sein könnte.

Einige der Kortikalisschrauben hätten im spongiösen Meta- und Epiphysenbereich vielleicht auf ein geringgradig höheres Anziehdrehmoment als 3 Nm angezogen werden können. Dadurch hätte sich die Stärke der Fixation vermutlich erhöht. Wenn man jedoch die Daten zur Anziehbarkeit und Schraubenlockerung betrachtet, ist dies eher unwahrscheinlich. Schon nach der ersten Teststufe unter geringer Belastung waren an den drei LC-DCP-FP-Testkörpern alle zuvor fest angezogenen Schrauben in Position 6 und 7 gelockert. Nach der zweiten Teststufe war im gesamten distalen Fragment keine Schraube mehr fest ange-

zogen. Bei denselben Testkörpern kam es im proximalen Fragment innerhalb des kompletten Testdurchlaufs jedoch nur zur Lockerung von vier der neun Kortikalisschrauben. Diese größere Haltekraft der mit gleichem Drehmoment angezogenen Schrauben kann wiederum mit der besseren Verankerung in der hier stärker ausgeprägten Kortikalis (Kirpensteijn et al. 1993) erklärt werden. Mit Eintritt der Lockerung der Schrauben in den FP-Testkörpern bestand kein gravierender Unterschied mehr zu den L-Testkörpern, bei denen Schrauben schon vor Testbeginn überdrehten. Somit konnte selbst durch den zunächst erfolgten Anzug der Kortikalisschrauben auf 3 Nm keine zufriedenstellende Fixation in der distalen Meta- und Epiphyse erreicht werden. Aufgrund dieser Ergebnisse wird die Schlussfolgerung gezogen, dass Kortikalisschrauben im distalen meta- und epiphysären Bereich des Os femoris neugeborener Kälber nicht so fest angezogen werden können, dass eine ausreichende Stabilität erzeugt werden kann.

Bezüglich der Schraubenlockerung nach der ersten Teststufe bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den L&F-Gruppen an den Schraubenpositionen 6 und 7. Während sich die Kopfverriegelungsschrauben dieser Positionen nur bei einem der LCP-L&F-Testkörper lockerten, lockerten sich alle zuvor festgezogenen Kortikalisschrauben der LC-DCP-L&F-Gruppe. Die Kopfverriegelungsschrauben besaßen somit im distalen Bereich der spongiosen Meta- und Epiphysen eine signifikant größere Resistenz gegen Lockerung.

Die bei allen Testkörpern auftretende Achsenabweichung und Rotation des distalen Fragments könnte auf die vertikale Einspannung der Konstrukte in die Testmaschine zurückzuführen sein. Dadurch lag die kranial lateral angebrachte Platte exzentrisch zur Wölbung der Os-femoris-Kondylen (Abb. 26a), was zu der Rotation des distalen Fragmentes führte (Abb. 26a und Abb. 41). Unter natürlichen Bedingungen ist das Os femoris nicht vertikal ausgerichtet und das distale Ende ist nicht auf einer starren Fläche positioniert, sondern an einer flexibleren Gelenkbildung beteiligt. Zudem ist es durch starke Band- und Muskelmassen eingespannt, die bei Belastung zusätzlichen Widerstand leisten. Dennoch tritt die in der vorliegenden Untersuchung beobachtete Verschiebung der Fragmente auch in klinischen Fällen auf (Abb. 41).



Abb. 41: Röntgenaufnahme des linken Oberschenkels eines Kalbs im mediolateralen Strahlengang, Refraktur 3 Wochen nach Versorgung einer Trümmerfraktur mit einer schmalen DCP und 4,5-mm-Korikalisschrauben. Abkippen des distalen Fragments nach kranial, Ausriss der Platte aus dem distalen Fragment.

In der vorliegenden Untersuchung war die Veränderung der Achsenabweichung bei der LC-DCP deutlich progressiver. Während alle LC-DCP-FP-Testkörper zum Zeitpunkt des Versagens ein starkes Abkippen des distalen Fragments aufwiesen, war dies nach derselben Teststufe bei zwei der drei LCP-FP-Testkörper lediglich leicht und bei einem deutlich ausgeprägt.

Das Ausdrehen des distalen Fragments aus der Fixation weist auf die dort befindliche Knochen-Schrauben-Interaktionsfläche als das schwächste Element der Fixation hin. Auch in anderen Untersuchungen (Aguila et al. 2005; Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009) stellte die Knochen-Schrauben-Interaktionsfläche den schwächsten Punkt der Fixa-

tion dar. Dass in der vorliegenden Untersuchung nur das distale Fragment von den Auswirkungen der Achsen- und Rotationsausrichtung betroffen war, weist auf die schlechtere Knochensubstanz dieses Fragments hin. Diese erklärt den fehlenden Halt der Schrauben und deren „Einschneiden“ in den plattennahen Knochen. Auch in klinischen Untersuchungen wurde von der Problematik der durch den Knochen „wandernden“ Schrauben berichtet (Owsley und Gorczyca 2008; Helwig et al. 2009). Dieses Wandern wurde in der vorliegenden Untersuchung vermutlich durch den Druck der Platte, die im proximalen Fragment fester fixiert war, hervorgerufen. Die schwache Knochenstruktur des distalen Fragments gab den einwirkenden Kompressionskräften früher nach. Die Lockerung und das Wandern der Schrauben ermöglichten auch die Positionsveränderung der Platte im distalen Fragment. Das Abrutschen dieser war vermutlich auch der Grund dafür, dass in der eigenen Untersuchung trotz des relativen großen Osteotomiespalts keine Verbiegung der Platten eintrat, wie von anderen Autoren (Snow et al. 2008; Uhl et al. 2008) beschrieben.

In der eigenen Untersuchung wies auch die Form der Schraubenlöcher auf den Schwachpunkt der Knochenstruktur im distalen Meta- und Epiphysenbereich hin. Bei allen Testkörpern (L&F) zeigten die Schraubenlöcher im distalen Fragment ein typisches Muster, das durch die exzentrische Lage der Platte zur Kondylenachse hervorgerufen wurde. Die daraus resultierende Bewegung des distalen Knochenfragments bedingte das Schneiden der Schrauben durch die Knochensubstanz und die Verformung der Schraubenlöcher. Die Schraube in Position 6 schien als eine Art Drehpunkt zu dienen, da ihr Schraubenloch die geringsten Veränderungen aufwies und die zwei benachbarten Schraubenlöcher 5 und 7 oft länglich-horizontal oder sichelartig verformt waren. Das Einschneiden sowohl der Kortikalisschrauben als auch der Kopfverriegelungsschrauben in ein osteoporotisches Femurmodell unter zyklischer Kompressionsbelastung wurde inzwischen auch von anderen Autoren beschrieben (Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009). Da es jedoch dort zu keiner Fragmentrotation kam, waren die Plattenlöcher in vertikaler Richtung verlängert. Bei den Kortikalisschrauben führte die Wanderung der Platte zur Rotation um einen Drehpunkt in der gegenüberliegenden Kortikalis, während es bei den Kopfverriegelungsschrauben zur Verbiegung kam (Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009).

Auch in der vorliegenden Untersuchung trat zusätzlich eine Verbiegung der Schrauben im distalen Fragment auf. Der Anteil der Verbiegungen bei den Kortikalisschrauben war dabei fast doppelt so hoch wie bei den Kopfverriegelungsschrauben. Diese Diskrepanz weist auf

die größere Widerstandskraft der Kopfverriegelungsschrauben (Kääb et al. 2004) gegen Biegekräfte hin. Vermutlich aufgrund des größeren Kerndurchmessers der Kopfverriegelungsschrauben trat eine Verbiegung stets am Übergang vom Schraubenkopf zum Schraubkörper auf. Die Kortikalisschrauben bogen sich hingegen sowohl an dieser Stelle als auch im Schraubkörper. Auch Sod et al. (2008) berichteten von Abbiegungen der Schraubenköpfe und sogar von einem Bruch bei Kortikalisschrauben am Übergang Schraubenkopf/-körper. Verbogene Schraubenköpfe sind ein Hinweis auf eine Verschiebung der Platte gegenüber dem Knochen (Sod et al. 2008). In der vorliegenden Untersuchung fiel auf, dass sowohl bei den LCP- als auch den LC-DCP-Testkörpern die Kortikalisschraube der Position 5 gleich oft verbogen war. Eine Sicherung dieser Schraubenposition durch die peripher platzierten Kopfverriegelungsschrauben konnte somit nicht erreicht werden. Allerdings ist es möglich, dass die Verbiegung bei den LCP-Testkörpern zu einem späteren Zeitpunkt als bei den LC-DCP-Testkörpern auftrat.

Die Verschiebung der Knochenfragmente beeinflusste auch die Weite des Osteotomiespalts. Diese wurde nicht während der Testzyklen, sondern nach der Bewältigung einer kompletten Teststufe im unbelasteten, aus der Apparatur genommenen Testkörper gemessen. Andere Autoren (Aguila et al. 2005; Gardner et al. 2005; Uhl et al. 2008) bestimmten die Veränderungen während der Testung. Solche Bestimmungen ermöglichen die genaue Verfolgung der Bewegungen im Frakturspalt. Sie boten die Möglichkeit, die Spannung (Uhl et al. 2008) und die Steifigkeit im Osteotomiespalt (Aguila et al. 2005) zu berechnen. Die kostspielige Anwendung von Markern zur Messung der Bewegungen während der Tests wurde für die vorliegende Untersuchung diskutiert, hätte aber die Handhabung der Testkörper zwischen den Teststufen z. B. zur Erfassung der Schraubenlockerung erschwert. Es wurde davon ausgegangen, dass die nach einer Belastungssituation eingetretenen Veränderungen an vier Messpunkten repräsentativ genug waren und ausreichende Hinweise für die Beurteilung des biomechanischen Verhaltens der Platten liefern würden. Zugeständnisse mussten allerdings aufgrund der Verschiebung der Fragmente und somit auch der Messpunktlinien gemacht werden, die ab einem bestimmten Zeitpunkt keine Messung mehr erlaubten. Diese Situation trat allerdings bei den drei LC-DCP-FP-Testkörpern immer mindestens eine Teststufe früher auf als bei den kontralateralen LCP-FP-Testkörpern.

Bei der zyklischen Kompressionsbelastung konnten Uhl et al. (2008) eine signifikant geringere Auslenkung im Osteotomiespalt der LCP-Konstrukte feststellen (Uhl et al. 2008). Dies traf auch für vorliegende Untersuchung zu. In den ersten vier Teststufen war die Veränderung der Osteotomiespaltweite bei der LCP-FP-Gruppe signifikant geringer als bei der LC-DCP-FP-Gruppe. Zudem kam es bei der LC-DCP-FP immer einen Testzyklus früher zum Knochen-Knochen-Kontakt als bei der LCP-FP.

Als mitverantwortlich für die größere Veränderung in der LC-DCP-FP-Gruppe war das axiale Gleiten der Kortikalisschraubenköpfe in den Plattenlöchern zu sehen. Dies wurde schon von anderen Autoren (Snow et al. 2008; Uhl et al. 2008) beschrieben. Obwohl die LC-DCP die Schraubenplatzierung im Abstützmodus ermöglicht, wurde der neutrale Modus bei der Schraubeninsertion gewählt, da die Priorität auf die Standardisierung der Schrauben- und Plattenpositionierung zur besseren Vergleichbarkeit der Konstrukte gelegt wurde (Uhl et al. 2008). Uhl et al. (2008) vermuteten, dass die Anwendung des Abstützmodus zwar das axiale Gleiten der Schraubenköpfe verhindert, gleichzeitig aber die biomechanischen Eigenschaften verschlechtert hätte. Sie empfahlen die Anwendung der LCP zur Abstützung eines interfragmentären Spalts bei geringer Knochenqualität (Uhl et al. 2008).

Das Gleiten der Schraubenköpfe in den Plattenlöchern konnte in der hier vorliegenden Untersuchung nur bei den Kortikalisschrauben der LC-DCP beobachtet werden. Die Schraubenköpfe der Kortikalisschrauben glitten bei der LCP nicht, da sie durch die peripher eingesetzten Kopfverriegelungsschrauben abgesichert wurden. Deswegen kam es bei der LCP unter Kompression initial auch nicht zu einer Verkleinerung des Osteotomiespalts wie bei der LC-DCP, sondern lediglich zu einer Verschiebung der Fragmente. Dies ist wiederum der Grund dafür, dass es in der LCP-Gruppe durch die Verschiebung der Knochenfragmente sogar zu einer Zunahme der ursprünglichen Osteotomiespaltweite an den ersten zwei Messpunkten kommen konnte. Durch das Gleiten der Schrauben erklärt sich auch, warum der Messpunkt 1 bei der LCP die geringste Veränderung aufzeigte, bei der LC-DCP jedoch der Messpunkt 2. Da es bei der LCP nicht zum Gleiten der Schraubenköpfe kommen konnte, war der Messpunkt, der direkt kranial der Platte lag, nur durch die Verschiebung der Fragmente beeinflusst und unterlag durch seine Nähe zur Platte dem größten Schutz vor Kompression. Hingegen wurde derselbe Messpunkt bei der LC-DCP initial durch das Gleiten der Schrauben beeinflusst und der Osteotomiespalt nahm erst später durch die starke

Abkipfung des distalen Fragments wieder an Weite zu. In den LCP-Testkörpern konnte lediglich ein Rotieren der Kortikalisschraubenköpfe aus ihrer ursprünglichen Position beobachtet werden. Dies ist mit dem Einschneiden der Verriegelungsschrauben in den abkippenden Knochen und der damit verbundenen Positionsveränderung der Platte erklärbar (Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009).

Im Testaufbau der vorliegenden Untersuchung war die LCP-FP-Gruppe in den ersten vier von fünf Teststufen signifikant steifer als die LC-DCP-FP-Gruppe. Sod et al. (2008) konnten zudem eine größere Steifigkeit der LCP gegenüber der LC-DCP in der statischen kraniokaudalen 4-Punkt-Biegung und Torsion feststellen (Sod et al. 2008). Auch in der zyklischen Torsion wurde eine größere Steifigkeit für die LCP in einem osteoporotischen Modell nachgewiesen (Gardner et al. 2006). In einer weiteren Untersuchung war kein signifikanter Unterschied in der zyklischen Torsion feststellbar, jedoch zeigte die grafische Darstellung, dass die Steifigkeit der LCP in der Torsion zu jeder Zeit größer war als die der LC-DCP (Gardner et al. 2005). Hingegen war bei Aguila et al. (2005) die Steifigkeit der LCP bei der zyklischen Torsionsbelastung bei drei von fünf Messzeitpunkten signifikant geringer als bei der LC-DCP. Bezüglich der Berechnung der strukturellen Steifigkeit bestanden Unterschiede. Während Aguila et al. (2005) die relative Steifigkeit durch Berechnung des Gefälles im linearen Bereich des Kraft-Weg-Grafen oder der Drehmoment-Winkel-Kurve bestimmten, nahmen Gardner et al. (2005) zusätzlich eine Normalisierung der Werte auf die initiale Steifigkeit, die für jeden Knochen vor dem Test ermittelt wurde, vor. Diese Vorgehensweise mag möglicherweise zu exakteren Ergebnissen geführt haben, obwohl die von Aguila et al. (2005) benutzte Methodik eine gängige Verfahrensweise zur Bestimmung der Steifigkeit darstellt (Korner et al. 2004; Florin et al. 2005; Snow et al. 2008; Uhl et al. 2008). Sie wurde auch in der vorliegenden Untersuchung angewendet.

Der Stellenwert der strukturellen Steifigkeit wurde in zyklischen Untersuchungen unterschiedlich interpretiert. Während Gardner et al. (2006) die höhere initiale Steifigkeit der LCP im komplett verriegelten als auch im hybriden Zustand bei der zyklischen Torsion als wünschenswert ansahen und sie zugunsten der LCP auslegten, stellten Aguila et al. (2005) eine hohe initiale Steifigkeit bei zyklischer Belastung als nachteilig dar. Dies beruhte auf einer von Lill et al. (2003) aufgestellten Hypothese, dass eine hohe initiale Steifigkeit zu früher Lockerung und negativer Beeinflussung der Knochen-Implantat-Kontaktfläche führte (Lill et al. 2003). Durch die vorliegende Untersuchung kann diese Hypothese nicht be-

stätigt werden, da die LCP-FP-Testkörper in den ersten vier Teststufen signifikant steifer als die kontralateralen LC-DCP-FP-Testkörper waren, aber dennoch mehr Testzyklen bis zum Versagen überstanden.

Die Steifigkeit der LCP-FP-Testkörper nahm in der eigenen Untersuchung tendenziell ab, die der LC-DCP-FP-Testkörper überraschenderweise eher zu. Als mögliche Ursache vermuteten Gardner et al. (2005) eine zu geringe Belastung, eine zu geringe Zyklenanzahl und zu geringe Gruppengröße. Denkbar ist jedoch auch, dass das Gleiten der Schrauben in der LC-DCP sowie die Fragmentverschiebung und Wanderung der Platte zu Situationen führten, die zur Stabilisierung des Konstrukts und somit größerem Widerstand gegen die Kompressionskräfte führten. Zudem ist es möglich, dass durch die jeweils zwischen den Teststufen erfolgte Entnahme der Testkörper eine geringgradig veränderte Belastungssituation geschaffen wurde. Eine exakt gleiche Einspannung wurde zwar stets angestrebt, konnte aber nicht garantiert werden. Deswegen herrschten nach dem erneuten Einspannen eventuell veränderte Belastungssituationen vor.

In der vorliegenden Untersuchung kam der Gesamtverlauf der LCP-FP-Steifigkeit dem zu erwartenden Verlauf nahe, sie zeigte über den gesamten Test betrachtet eine abnehmende Steifigkeit. Um den genauen Einfluss des Gleitens der Schraubenköpfe und der damit verbundenen Größenabnahme des Osteotomiespalts auf die Steifigkeit einschätzen zu können, wäre eine genaue Verfolgung der Veränderung des Osteotomiespalts in den Testzyklen nötig gewesen. Gardner et al. (2005) nahmen nach einem direkten Vergleich der Steifigkeitsverläufe mit dem Verlauf der Bewegung der Fragmente und der Bewegung an den Testkörperenden an, dass eine Deformation durch das Gleiten der Platte stattgefunden hatte. Dies wurde damit begründet, dass die Auslenkung der Maschine zunahm und die Steifigkeit folgerichtig abnahm, sich jedoch zeitgleich eine Verminderung anstatt eine zu erwartende Erhöhung der Auslenkung im Osteotomiespalt ergab (Gardner et al. 2005).

Aufgrund dieser Zusammenhänge ist es nicht verwunderlich, dass die maximale axiale Auslenkung des proximalen Maschinenteils in den ersten vier Teststufen in der LC-DCP-FP-Gruppe signifikant größer war als die der LCP-FP-Gruppe. Bei beiden Gruppen kam es innerhalb aller Teststufen zu einer Zunahme der maximalen axialen Auslenkung, wobei die Steigung bei der LC-DCP-FP-Gruppe immer größer war als bei der LCP-FP-Gruppe. In der fünften Teststufe betrug sie über das Fünffache der Steigung bei der LCP. Diese deutli-

chere Progressivität bei der LC-DCP ist mit einer stärkeren Veränderung des Osteotomiespalts durch die Verschiebung der Fragmente und das Abrutschen der Platte sowie das axiale Gleiten der Schraubenköpfe erklärbar. Bei der Auswertung der Auslenkung ist zu beachten, dass die Werte auch das Anpressen der distalen Knorpelflächen des Os femoris auf die distale Plattform beinhalteten, was zu bleibenden Eindrücken an der Knorpelfläche führte. Es kann jedoch damit gerechnet werden, dass das Ausmaß dieser Eindrücke für kontralaterale Paare gleich war und somit vernachlässigt werden kann.

Die LCP-FP-Testkörper hielten der Belastung stets eine Teststufe länger stand als die LC-DCP-FP-Testkörper. Das Versagen erfolgte bei allen Konstrukten durch Knochen-Knochen-Kontakt, bei einem LC-DCP-Testkörper verbunden mit einem partiellen Ausriss der Platte im distalen Fragment. Die Definition des Versagens als Knochen-Knochen-Kontakt der Fragmente wurde deswegen so gewählt, weil die Schraubenlöcher und Schrauben im Anschluss beurteilt werden sollten. Durch diese Beurteilung im Zusammenhang mit der Verschiebung der Fragmente wurde ein Versagen des Knochens im distalen Fragment erkennbar (s. o.). Wären die Testkörper bis zum Totalversagen der Knochen oder der Fixation belastet worden, hätte dies die Beurteilung eventuell unmöglich gemacht. Ein Totalversagen in der Kompression wurde zudem bereits von anderen Autoren untersucht (Uhl et al. 2008; Goh et al. 2009) und resultierte immer in einem Versagen durch Fraktur des angewendeten Knochenmodells.

Versagen wird in verschiedenen Untersuchungen sehr unterschiedlich definiert. Während einige den Moment der Grenzbelastung bei Totalversagen (Uhl et al. 2008; Goh et al. 2009) oder den Eintritt einer bestimmten Verschiebung als Versagen beurteilen (Aguila et al. 2005; Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009), tritt Versagen bei anderen schon beim Eintritt der ersten Schraubenlockerung ein (Stoffel et al. 2003). Die Anwendung einer anderen Definition hätte somit zu stark differierenden absoluten Zahlen für die Testzyklen bis zum Versagen geführt. In jedem Fall, ob durch Schraubenlockerung, Totalversagen oder Knochen-Knochen-Kontakt definiert, wäre es aber zu einem früheren Versagen bei den LC-DCP-Testkörpern gekommen. Für die klinische Übertragbarkeit ist jedoch zu bedenken, dass eine Heilungsstörung oder ein gänzlich Ausbleiben dieser wahrscheinlich schon vor Zustandekommen des Knochen-Knochen-Kontakts durch die starke Bewegung der Fragmente zueinander erwartet werden müsste.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung lassen sich nicht direkt mit denen anderer Untersuchungen (Snow et al. 2008; Uhl et al. 2008; Bottlang et al. 2009; Goh et al. 2009) vergleichen. Dies liegt nicht nur an der Definition des Versagens, sondern auch an der Verwendung unterschiedlicher Platten und Schraubenkonfigurationen sowie Frakturmodellen und Belastungsarten. Snow et al. (2008) testeten beispielsweise ein Osteoporose-Modell mit einer Überbrückungsosteosynthese mit schmalen 4,5-mm-Platten. Die LCP-Konstrukte versagten bei einem Test auf Ermüdung bei etwa 1000 N Kompressionskraft, die LC-DCP-Konstrukte hingegen schon bei einer ersten statischen Belastung bei 150 N (Snow et al. 2008). In vorliegender Untersuchung wurden breite LCP- und breite LC-DCPs verwendet. Zwei der drei LCP-FP-Testkörper versagten in der sechsten Teststufe mit einer Kompressionsbelastung bis 2000 N, der dritte Testkörper versagte eine Teststufe früher bei bis zu 1750 N. Hingegen versagten zwei LC-DCP-FP-Testkörper bei einer Belastung bis zu 1750 N und der verbleibende bei einer Belastung bis 1500 N. Zudem ist zu bedenken, dass Snow et al. (2008) Versagen bei den LC-DCPs als eine starke Abweichung der Achsen- und Rotationsausrichtung definierten, welches in vorliegender Untersuchung nur registriert wurde. Hingegen bezogen sich die Angabe für das Versagen der LCP auf ein Totalversagen durch Auseinanderbrechen des Knochensubstituts (Snow et al. 2008).

Aufgrund vorliegender Ergebnisse kann nicht beurteilt werden, ob ein Hybrid-Konstrukt bei Os-femoris-Frakturen von Kälbern einen wirklichen Vorteil zum komplett verriegelten Konstrukt hat. Zudem kann keine Aussage darüber getroffen werden, welche Position der Kortikalisschrauben den größten Zugewinn für das Konstrukt bringt. Während Gardner et al. (2006) empfahlen, die zentralen Schraubenpositionen durch Kortikalisschrauben zu besetzen, wurde kürzlich der Einsatz in den peripher gelegenen Löchern empfohlen (Bottlang et al. 2009). Ein Vergleich verschiedener Hybrid-Konstrukte mit einem komplett verriegelten Konstrukt wäre zur Beantwortung dieser Fragen sinnvoll.

Weiterhin kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob eine LCP für eine Fixation in klinischen Fällen ausreicht oder ob zwei Platten in 90°-Konfiguration besser geeignet wären. Biomechanische Untersuchungen mit zwei Platten zur Frakturversorgung wurden durchgeführt (Korner et al. 2004; Florin et al. 2005). Bei der Untersuchung einer supracondylären Trümmerfraktur des Humerus an humanen Kadaverknochen wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Plattentypen festgestellt (Korner et al. 2004). Die Anwendung von zwei LCPs in einem statischen 4-Punkt-Biegungstest an einem Knochen-

substitut zur Simulation der Versorgung einer einfachen metaphysären Schrägfraktur eines langen Röhrenknochens beim Pferd stellte sich als überlegen heraus (Florin et al. 2005). Die Anbringung einer zweiten Platte bei Os-femoris-Frakturen des Kalbes wäre mit stärkerer Weichteiltraumatisierung verbunden. Eine kraniale Platte käme bei dem charakteristischen weit distalen Verlauf der Frakturlinie im Femoropatellargelenk zu liegen. Ob eine Frakturversorgung mit zwei LCPs oder einer LCP und einer LC-DCP einer solchen mit zwei LC-DCPs bei Os-femoris-Frakturen des Kalbs überlegen ist, müsste in einer Folgeuntersuchung geklärt werden. In der vorliegenden Untersuchung ging man davon aus, dass die Interaktionen zweier Platten die Auswertung erschweren würden. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stützen sich auf kleine Gruppengrößen: Dennoch weisen sie auf einige Vorteile der LCP im verwendeten Frakturmodell hin. Ob die Fixation mit lediglich einer LCP in einer klinischen Situation ausreicht, muss jedoch in klinischen Versuchen getestet werden.

Für genauere Angaben zur klinischen Relevanz der hier vorgelegten Ergebnisse müssten exakte Angaben zu den Belastungsmustern der Hintergliedmaße bei neugeborenen Kälbern bekannt sein. Jedoch kann man sagen, dass eine Belastung mit 500 Newton einer Gewichtskraft von etwa 50 kg (50,986 kilogram-force – kgf) auf der Erde entspricht. Der Median des Gewichts der in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Tiere lag bei 41,3 kg. Eine Belastung mit 2000 Newton würde also etwa dem Fünffachen ihres Körpergewichts entsprechen. Frakturen bei Kälbern entstehen meist während der Geburtshilfe (Tulleners 1986; Elma 1988; Németh 1988; Ferguson et al. 1990; Köstlin et al. 1990; St. Jean et al. 1992b). Kälber müssen somit das Aufstehen erst erlernen und bei den Aufstehversuchen wirken erhebliche Belastungen auf die Gliedmaßen und somit die Frakturversorgung ein. Genaue Vergleichsdaten sind nicht vorhanden. Da eine Bewegungsrestriktion bei Kälbern in der postoperativen Phase nicht möglich ist (Trostle und Markel 1996a), muss mit relativ hohen Belastungen gerechnet werden. Eine Belastung im Bereich des mehrfachen Körpergewichts ist vorstellbar. Für die Simulation des normalen Gehens eines Menschen wurde in einer biomechanischen Untersuchung mit dem etwa dreifachen Körpergewicht getestet (Heiney et al. 2009). Goh et al. (2009) simulierten eine restriktive postoperative Belastung mit einer Steigerung von 20 % bis 60 % der Gewichtskraft eines Hundes (Goh et al. 2009).

Zudem muss bedacht werden, dass in der vorliegenden Untersuchung nur jeweils hundert Zyklen pro Test-/Kraftstufe mit einer Kompressionsgeschwindigkeit von 2 mm/s durchgeführt wurden. Dies wird der Belastungssituation *in vivo* nicht gerecht. Ein ähnliches Testprotokoll wurde jedoch auch von anderen Autoren verwendet (Bottlang et al. 2009; Fitzpatrick et al. 2009). Andere Untersuchungen beinhalteten mehr Zyklen ohne stufenweise Erhöhung der Ladung und eine größere Geschwindigkeit (5 Hz) (Snow et al. 2008) oder auch wesentlich weniger Zyklen (10 Zyklen) (Uhl et al. 2008). Trotz großer Bemühungen ist die Nachahmung einer physiologischen Belastungssituation bei *In-vitro*-Versuchen nur begrenzt möglich.

Durch die Verwendung röhrenartiger Zylinder (Florin et al. 2005; Gardner et al. 2006; Snow et al. 2008; Bottlang et al. 2009) oder die in der vorliegenden Untersuchung stattgefundene Trimmung des proximalen Os-femoris-Endes werden Belastungssituationen geschaffen, die der anatomischen Belastung nicht entsprechen. Gelenkbildend beim Os femoris ist im proximalen Bereich das weit nach medial ragende Caput ossis femoris (Budras und Wünsche 2002; Nickel et al. 2004). Die Belastung wird somit auf das Collum und Caput ossis femoris übertragen. Eine reine Kompressionsbelastung, wie im Testaufbau verwendet, wird somit unter natürlichen Umständen nicht auftreten. Es wirken in der Regel Kompressions-, Torsions- und Biegunskräfte gemeinsam ein (Trostle und Markel 1996a).

Überdies können die biologischen und operationstechnischen Vorteile der LCP bezüglich der periostalen Blutversorgung und der Nutzung minimalinvasiver Methoden (Frigg 2001; Perren 2002; Sommer und Gautier 2003; Wagner 2003) in einer Laborsituation nicht bewertet werden. Allerdings scheinen diese beim Kalb eher von sekundärer Bedeutung, da das Periost bei Os-femoris-Frakturen des Kalbs meist großflächig abgestreift ist (Ferguson 1985b). Die starke Dislozierung der Fragmente und Traumatisierung des Nachbargewebes (Ames 1981; Ferguson 1985a; Trostle und Markel 1996a; Nichols et al. 2008) verunmöglichen eine geschlossene oder wenig invasive Reposition (MIPO-Technik) und eine submuskulär durchgeführte Überbrückung der Frakturzone.

Fragwürdig ist, ob eine Untersuchung an homogenen Knochensubstituten anstatt an Kadaverknochen sinnvoll gewesen wäre. Ihre Verwendung hätte sichergestellt, dass die Ergebnisse nicht durch biologische Variabilitäten beeinflusst werden. Dennoch bestand in der vorliegenden Untersuchung das primäre Interesse darin, das biomechanische Verhalten der

beiden Osteosynthese-Systeme in der speziellen Knochenstruktur neugeborener Kälber zu testen. Die Verwendung eines homogenen Substituts hätte es womöglich nicht erlaubt, Aussagen oder Interpretationen zum Verhalten in einem klinischen Fall zu machen. Da zudem ein Vergleich zwischen Knochenpaaren vorgenommen wurde, diente der jeweils kontralaterale Knochen als Kontrolle.

Viele Untersuchungen an Kadaverknochen oder Knochensubstituten legten den klinischen Gebrauch der LCP in Knochen schlechter Qualität nahe (Leung et al. 2003; Gardner et al. 2006; Jewell et al. 2008; Schuster et al. 2008; Snow et al. 2008). Da die Testergebnisse sich jedoch nicht uneingeschränkt auf klinische Gegebenheiten übertragen lassen, weil Knochenersatzmaterialien verwendet (Snow et al. 2008) oder nur rein mechanisch getestet wurde (Leung et al. 2003; Aguila et al. 2005), sprechen sich einige Autoren (Aguila et al. 2005; Gardner et al. 2005) für In-vivo-Untersuchungen aus.

Bisherige Berichte der Behandlung von Frakturen der langen Röhrenknochen bei Pferden und Rindern (Levine und Richardson 2007; Schmid et al. 2008) lassen keinen signifikanten Unterschied in der Erfolgsrate durch den Einsatz der LCP erkennen. Deutlich bessere Ergebnisse als mit Kompressionsplatten ließen sich jedoch an der Mandibula erzielen (Schmid et al. 2008; Kuemmerle et al. 2009). Auch die Behandlung von Kreuzbeinfrakturen wurde durch die LCP ermöglicht (Schmid et al. 2008). Die im Vergleich zur Humanmedizin (Sommer et al. 2003) weniger positiven Eindrücke aus der Tiermedizin könnten zum einen auf geringen Fallzahlen, zum anderen aber auch auf fehlender Indikation beruhen. Die Vielseitigkeit der LCP beinhaltet zudem mehr Möglichkeiten, Fehler zu machen (Sommer et al. 2003; Sommer et al. 2004). Ein besonderer Nachteil beim Einsatz der LCP in der Tiermedizin liegt in den höheren Kosten im Vergleich zu einer konventionellen Osteosynthese (Aguila et al. 2005; Levine und Richardson 2007).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass der Gebrauch der LCP mit Kopfverriegelungsschrauben im weichen Kälberknochen mehrere Vorteile anbietet. Zum einen besteht bei den Kopfverriegelungsschrauben nicht die Gefahr des Überdrehens und somit des Verlusts der Konstruktstabilität. Die Kopfverriegelungsschrauben boten in vorliegender Untersuchung eine größere Resistenz gegen den Eintritt einer Lockerung im spongiösen Knochen der distalen Epi- und Metaphyse. Auch einem Gleiten der Schraubenköpfe und somit dem Zustandekommen eines sekundären Repositionsverlusts wurde durch die Verriegelung

vorgebeugt. Die LCP wies zudem eine größere Steifigkeit und geringere Veränderung der Osteotomiespaltweite sowie ein späteres Versagen im Vergleich zur LC-DCP auf. Sie zeigte somit insgesamt ein immer mindestens gleichwertiges, teils auch signifikant überlegenes oder zumindest einen positiven Trend aufweisendes biomechanisches Verhalten. Eine klinische Anwendung kann aus diesen Gründen aufgrund der vorliegenden Ergebnisse, vor allem bei schlechter Knochenqualität und Trümmerfrakturen im distalen diaphysär-metaphysären Bereich, empfohlen werden.

VI Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war der Vergleich der biomechanischen Eigenschaften einer „Limited-Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP)“ mit einer „Locking Compression Plate (LCP)“-Osteosynthese. Ein Osteotomiedefekt-Modell wurde verwendet, um eine hochgradige Trümmerfraktur ohne interfragmentäre Abstützung im meta-/diaphysären Übergangsbereich des Os femoris von neugeborenen Kälbern zu simulieren. Hierfür wurden zehn Os-femoris-Paare von gestorbenen oder eingeschläferten Kälbern im Alter von einem bis zehn Tagen verwendet. Jeweils ein Os femoris wurde mit einer breiten 7-Loch-4,5-mm-LC-DCP, das kontralaterale mit einer 7-Loch-4,5-mm-LCP versorgt. Bei allen Testkörpern wurden jeweils sechs Schrauben eingesetzt, wobei das zentrale vierte Plattenloch für den 12 mm weiten Osteotomiedefekt frei blieb. Die LCP wurde fraktur nah mit zwei Kortikalis- und peripher mit je zwei Kopfverriegelungsschrauben versorgt. Alle Schrauben wurden mit einem vorgegebenen Anziehdrehmoment angezogen: Dieses betrug 3 Nm für Kortikalisschrauben und 4 Nm für Kopfverriegelungsschrauben. Die Konstrukte wurden in eine servohydraulische Testmaschine eingespannt und in verschiedenen Stufen mit je 100 Zyklen im Kompressionsmodus getestet. Die Maximalbelastung wurde nach jeweils 100 Zyklen erhöht, von 500 N in der ersten Teststufe bis 2000 N in der sechsten Teststufe. Ausgewertet wurden die Anziehbarkeit, die Lockerung und die Bewegung der Schrauben sowie die Verschiebung der Fragmente, die Osteotomiespaltweite, die relative Steifigkeit und die axiale Auslenkung des Maschinenkopfs während der Kompressionsbelastung. Zudem wurde die Anzahl der Testzyklen bis zum Versagen (definiert als Knochen-Knochen-Kontakt zwischen den Fragmenten) und nach dessen Eintritt das Ausmaß der Deformation der Schraubenlöcher und der Anteil der Schraubenverbiegungen bestimmt.

Bei der Insertion kam es bei 21 der 80 Kortikalisschrauben zum Überdrehen vor dem Erreichen des definierten Anziehdrehmoments. Nur bei drei LC-DCP- und acht LCP-Testkörpern konnten alle Schrauben auf das gewünschte Drehmoment angezogen werden. Die Testung wurde mit allen Testkörpern durchgeführt und die Ergebnisse wurden ausgewertet. Nur die Paare, die vor Testbeginn einen vollständig angezogenen Schraubensatz aufwiesen (definiert als FP-Paare) wurden stets statistisch ausgewertet. Nach der ersten Teststufe waren acht von 58 (14 %) der zuvor fest angezogenen Schrauben der LCP-

Testkörper gelockert, bei den LC-DCP-Testkörpern hingegen 18 von 41 (44 %). Hierbei waren bei den LC-DCP-Testkörpern alle Schrauben der zwei distalen Positionen gelockert. Die LCP-FP war signifikant steifer und die maximale axiale Auslenkung des Maschinenkopfs bei Kompression war in den ersten vier Teststufen signifikant geringer. Eine starke Achsenabweichung der Fragmente trat bei der LC-DCP-FP immer mindestens eine Teststufe früher ein als bei der kontralateralen LCP-FP. Die LCP-FP zeigte eine signifikant geringere Veränderung in der Osteotomiespaltweite. Alle FP-Testkörper versagten durch Knochen-Knochen-Kontakt. Dies traf bei der LC-DCP-FP (2 x 5. Teststufe, 1 x 4. Teststufe) immer eine Teststufe früher ein als bei der kontralateralen LCP-FP (2 x 6. Teststufe, 1 x 5. Teststufe). Die progressivere Veränderung bei der LC-DCP wurde durch das Gleiten der Schraubenköpfe in den Plattenlöchern ermöglicht. Der limitierende Faktor der Fixation lag in der schwachen spongiösen Knochensubstanz des distalen Fragments. Es kam dort zum Wandern der Schrauben durch die Knochensubstanz und somit zu charakteristischen Deformationen der Schraubenlöcher unterhalb der Platte. Bei den FP-Paaren kam es im distalen Fragment zur Verbiegung von neun der 12 Kortikalis- und einer der sechs Kopfverriegelungsschrauben.

Durch die vorliegende Untersuchung konnten mehrere Vorteile für den Einsatz der LCP herausgefunden werden. Beim Einsatz von Kopfverriegelungsschrauben kam es nicht zum Überdrehen, wodurch eine primäre Stabilität gesichert war. Zudem besaßen die Kopfverriegelungsschrauben eine größere Resistenz gegen Lockerung im spongiösen Knochen der Meta- und distalen Epiphyse. Ein Gleiten der Schrauben in den Plattenlöchern und somit ein sekundärer Repositionsverlust konnten durch die Verriegelung des Schraubenkopfs in der Platte verhindert werden. Die LCP zeigte geringere Veränderungen in der Osteotomiespaltweite und war steifer als die LC-DCP. Die größere Resistenz gegen Kompressionskräfte zeigte sich auch durch das zeitlich später auftretende Versagen (Knochen-Knochen-Kontakt). Die LCP-Osteosynthese war im verwendeten Frakturmodell und in der gewählten Belastungssituation der LC-DCP-Osteosynthese überlegen.

VII Summary

The goal of the present study was to compare the biomechanical characteristics of a limited-contact dynamic compression plate (LC-DCP) and a locking compression plate (LCP) for osteosynthesis. An osteotomy gap model was used to simulate a highly comminuted fracture without interfragmentary support in the meta-/diaphyseal transition region in femurs of newborn calves. Therefore 10 pairs of femurs from deceased or euthanased calves that ranged in age from one to 10 days were collected. In each pair of bones, a broad 7-hole, 4.5mm LC-DCP was used for repair in one femur and a 7-hole, 4.5mm LCP was used in the other. A total of six screws were used in all plate models; no screw was used in the fourth central plate hole over the 12-mm osteotomy defect. For the LCP, two cortical screws were placed closest to the defect and locking screws were used in the four remaining peripheral holes. The screws were tightened using a predetermined torque: this was 3 Nm for cortical screws and 4 Nm for locking screws. The bone-plate constructs were fitted in a servo-hydraulic testing machine and tested at different levels of compression using 100 cycles per level. The maximum force was increased after each level of 100 cycles from 500 N in the first level to 2000 N in the sixth level. Tightening characteristics, loosening and movement of screws, movement of the bone fragments, width of the osteotomy gap, relative structural stiffness and the axial movement of the head of the testing machine during axial loading were analyzed. Moreover the number of test cycles to failure (defined as bone-bone-contact between fragments) and after occurrence of failure the extent of screw hole deformation and the number of bent screws were recorded.

Stripping of the screw hole before the predetermined torque had been reached occurred during insertion of 21 of 80 cortical screws. The screws could be inserted with the desired torque in only three LC-DCP and eight LCP constructs. All the constructs underwent testing and the results were analysed. The statistical analysis included only those pairs of femurs in which all the screws could be properly tightened before the start of testing (defined as FP-pairs). After the first testing level, there was loosening of eight of 58 (14 %) screws in the LCP constructs and 18 of 41 (44 %) screws in the LC-DCP constructs. In the LC-DCP constructs, all the screws in the two distal positions became loose. The LCP-FPs were significantly stiffer and the maximum axial movement of head of the testing machine dur-

ing compression was significantly smaller in the first four levels compared with the LC-DCP-FPs. There was marked axial deviation of the fragments with the LC-DCP-FP, which occurred a minimum of one level of compression earlier than with the contralateral LCP-FP. The changes in the width of the osteotomy gap were significantly smaller in the LCP-FP constructs. All FP constructs failed through bone-to-bone contact. For the LC-DCP, this always occurred one test level earlier (2 in 5th level, 1 in 4th level) than for the contralateral LCP (2 in the 6th level, 1 in the 5th level). The progressive change seen with the LC-DCP was facilitated by gliding of the screw heads in the plate holes. The limiting factor for fixation was the weak cancellous bone of the distal fragment, in which the screws migrated causing characteristic deformation of the screw holes beneath the plate. In both plates, bending occurred in 9 of 12 cortical screws and in 1 of 6 locking screws in the distal fragment.

The results of the present study highlighted a number of advantages of the LCP. The use of locking screws prevented stripping of the screw hole, thereby ensuring primary stability. Furthermore the locking screws were more resistant to loosening in cancellous bone of the metaphysis and distal epiphysis. Sliding of the screws in the screw holes of the plate with loss of secondary repositioning was prevented by locking of the screw head in the plate. The LCP construct had fewer changes in the width of the osteotomy gap and was more rigid than the LC-DCP construct. The greater resistance to compression was evidenced by plate failure (bone-to-bone contact) which occurred at a later level of testing. Osteosynthesis using the LCP was superior to that of the LC-DCP using the chosen fracture and loading model.

VIII Literaturverzeichnis

1. Aguila, A. Z., Manos, J. M., Orlansky, A. S., Todhunter, R. J., Trotter, E. J., Van der Meulen, M. C., 2005. In vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and locking compression plate. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 18, 220–226.
2. Ahmad, M., Nanda, R., Bajwa, A. S., Candal-Couto, J., Green, S., Hui, A. C., 2007. Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury* 38, 358–364.
3. Ames, N., 1981. Comparison of methods for femoral fracture repair in young calves. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 179, 458–459.
4. Andrea, C. R., Stover, S. M., Galuppo, L. D., Taylor, K. T., Rakestraw, P. C., 2002. Comparison of insertion time and pullout strength between self-tapping and non-self-tapping AO 4.5-mm cortical bone screws in adult equine third metacarpal bone. *Veterinary Surgery* 31, 189–194.
5. Ashworth, C., 1990. Repair of distal femoral fractures in calves using a 90° blade plate, Scientific Meeting Abstracts American College of Veterinary Surgeons 1990. *Veterinary Surgery* 19, 56.
6. Auer, J. A., 2006. Principles of fracture treatment. In: Auer, Stick (Eds.), *Equine Surgery*, pp. 1000–1029. St. Louis: Saunders Verlag.
7. Bagby, G. W., Janes, J. M., 1957. An impacting bone plate. *Proceedings of the staff meetings of the Mayo Clinic* 32, 55–57.
8. Banks, K. L., 1982. Host defense in the newborn animal. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 181, 1053–1056.
9. Blatter, G., Weber, B. G., 1990. Wave plate osteosynthesis as a salvage procedure. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 109, 330–333.
10. Boelitz, R., Dallek, M., Meenen, M., Jungbluth, K. H., 1994. Die Reaktion der Epiphysenfuge auf Fugenkreuzende Bohrdrahtosteosynthesen. *Unfallchirurgie* 20, 131–137.
11. Bottlang, M., Doornink, J., Byrd, G. D., Fitzpatrick, D. C., Madey, S. M., 2009. A nonlocking end screw can decrease fracture risk caused by locked plating in the osteoporotic diaphysis. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 91, 620–627.
12. Bramlage, L. R., 1983. Long Bone Fractures. *Veterinary Clinics of North America: Large Animal Practice* 5, 285–310.
13. Budras, K. D., Wünsche, A., 2002. *Atlas der Anatomie des Rindes*. Hannover, Schlütersche Verlag.
14. Buttaro, M. A., Farfalli, G., Paredes Nunez, M., Comba, F., Piccaluga, F., 2007. Locking compression plate fixation of Vancouver type-B1 periprosthetic femoral fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 89, 1964–1969.
15. Cantu, R. V., Koval, K. J., 2006. The Use of Locking Plates in Fracture Care. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 14, 183–190.

16. Chakravarthy, J., Bansal, R., Cooper, J., 2007. Locking plate osteosynthesis for Vancouver Type B1 and Type C periprosthetic fractures of femur: a report on 12 patients. *Injury* 38, 725–733.
17. Cole, P. A., Zlowodzki, M., Kregor, P. J., 2003. Less Invasive Stabilization System (LISS) for fractures of the proximal tibia: indications, surgical technique and preliminary results of the UMC Clinical Trial. *Injury* 34 Supplemente 1, A16–29.
18. Constable, P. D., Hull, B. L., Wicks, J. R., Myer, W., 1993. Femoral and tibial fractures in a newborn calf after transplacental infection with bovine viral diarrhoea virus. *Veterinary Record* 132, 383–385.
19. Cordey, J., Borgeaud, M., Perren, S. M., 2000. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws friction between plate and bone. *Injury* 31 Supplemente 3, C21–28.
20. Cornell, C. N., 2003. Internal fracture fixation in patients with osteoporosis. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 11, 109–119.
21. Crawford, W. H., Fretz, P. B., 1985. Long bone fractures in large animals – a retrospective study. *Veterinary Surgery* 14, 295–302.
22. Danis, M. R., 1993. The operative treatment of bone fractures, translated from the article published in the *Journal International de Chirurgie* 1947. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 292, 10–12.
23. Denny, H. R., Sridhar, B., Weaver, B. M. Q., Waterman, A., 1988. The management of bovine fractures: a review of 59 cases. *Veterinary Record* 123, 289–295.
24. Desrochers, A., St. Jean, G., Cash, W. C., Hoskinson, J. J., DeBowes, R. M., 1996. Characterisation of anatomic communications between the femoropatellar joint and the lateral and medial femorotibial joints in cattle using intra-articular latex and positive contrast arthrography. *American Journal of Veterinary Research* 57, 798–802.
25. Egol, K. A., Kubiak, E. N., Fulkerson, E., Kummer, F. J., Koval, K. J., 2004. Biomechanics of locked plates and screws. *Journal of Orthopaedic Trauma* 18, 488–493.
26. Eigenmann, U., Grunert, E., Luetgebrune, K., 1983. Die Asphyxie des Kalbes. *Der Praktische Tierarzt* 7, 603–611.
27. Elma, E., 1988. Frakturen beim Rind. Behandlung und Ergebnisse in den Jahren 1970–1987. In *Veterinärmedizinische Fakultät*. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
28. Farouk, O., Krettek, C., Miclau, T., Schandelmaier, P., Tscherne, H., 1998. Effects of percutaneous and conventional plating techniques on the blood supply to the femur. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 117, 438–441.
29. Farouk, O., Krettek, C., Miclau, T., Schandelmaier, P., Guy, P., Tscherne, H., 1999. Minimally invasive plate osteosynthesis: does percutaneous plating disrupt femoral blood supply less than the traditional technique? *Journal of Orthopaedic Trauma* 13, 401–406.
30. Ferguson, J. G., 1982. Management and repair of bovine fractures. *Compendium of the Continuing Education for the Practicing Veterinarian* 4, 128–135.
31. Ferguson, J. G., 1985a. Principles and application of internal fixation in cattle. *Veterinary Clinics of North America: Food Animal Practice* 1, 139–152.

32. Ferguson, J. G., 1985b. Special considerations in bovine orthopedics and lameness. *Veterinary Clinics of North America: Food Animal Practice* 1, 131–138.
33. Ferguson, J. G., 1994. Femoral fractures in the newborn calf: Biomechanics and etiological considerations for practitioners. *Canadian Veterinary Journal* 35, 626–630.
34. Ferguson, J. G., Dehghani, S., Petrali, S., 1986. Femurfrakturen beim neugeborenen Kalb. *Wiener Tierärztliche Monatsschrift* 73, 320–325.
35. Ferguson, J. G., Dehghani, S., Petrali, S., 1990. Fractures of the femur in newborn calves. *Canadian Veterinary Journal* 31, 289–291.
36. Field, J. R., 1997. Bone plate fixation: its relationship with implant induced osteoporosis. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 10, 88–94.
37. Fitzpatrick, D. C., Doornink, J., Madey, S. M., Bottlang, M., 2009. Relative stability of conventional and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis. *Clinical Biomechanics* 24, 203–209.
38. Florin, M., Arzdorf, M., Linke, B., Auer, J. A., 2005. Assessment of stiffness and strength of four different implants available for equine fracture treatment: a study on a 20 degrees oblique long-bone fracture model using a bone substitute. *Veterinary Surgery* 34, 231–238.
39. Fox, S., 1988. External coaptation bandages: how and when to use them. *Veterinary Medicine* 83, 153–164.
40. Frigg, R., 2001. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury* 32 Supplemente 2, B63–66.
41. Frigg, R., 2003. Development of the Locking Compression Plate. *Injury* 34 Supplemente 2, B6–10.
42. Gamper, S., Steiner, A., Nuss, K., Ohlerth, S., Furst, A., Ferguson, J. G., Auer, J. A., Lischer, C., 2006. Clinical evaluation of the CRIF 4.5/5.5 system for long-bone fracture repair in cattle. *Veterinary Surgery* 35, 361–368.
43. Gangl, M., Grulke, S., Serteyn, D., Touati, K., 2006. Retrospective study of 99 cases of bone fractures in cattle treated by external coaptation or confinement. *Veterinary Record* 158, 264–268.
44. Gardner, M. J., Helfet, D. L., Lorich, D. G., 2004. Has locked plating completely replaced conventional plating? *American Journal of Orthopedics* 33, 439–446.
45. Gardner, M. J., Brophy, R. H., Campbell, D., Mahajan, A., Wright, T. M., Helfet, D. L., Lorich, D. G., 2005. The mechanical behavior of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaver radius model. *Journal of Orthopaedic Trauma* 19, 597–603.
46. Gardner, M. J., Griffith, M. H., Demetrakopoulos, D., Brophy, R. H., Grose, A., Helfet, D. L., Lorich, D. G., 2006. Hybrid locked plating of osteoporotic fractures of the humerus. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 88, 1962–1967.
47. Gautier, E., Ganz, R., 1994. Die biologische Plattenosteosynthese. *Zentralblatt für Chirurgie* 119, 564–572.
48. Gautier, E., Sommer, C., 2003. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 34 Supplemente 2, B63–76.

49. Ghetie, V., 1971. *Anatomica animalelor domestica*. Bucharest, Education academy of the RSR.
50. Gigov, Z., 1964. Über den Bau, die Blutversorgung und die Innervation der Gelenkkapseln der Extremitäten beim Rind. *Anatomischer Anzeiger* 114, 453–482.
51. Goh, C. S., Santoni, B. G., Puttlitz, C. M., Palmer, R. H., 2009. Comparison of the mechanical behaviors of semicontoured, locking plate-rod fixation and anatomically contoured, conventional plate-rod fixation applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. *American Journal of Veterinary Research* 70, 23–29.
52. Greenough, P. R., McCallum, F. J., Weaver, A. D., 1972. *Lameness in cattle*. Edinburgh, Oliver and Boyd.
53. Greiwe, R. M., Archdeacon, M. T., 2007. Locking plate technology: current concepts. *Journal of Knee Surgery* 20, 50–55.
54. Grob, D., Magerl, F., 1987. Refrakturen. *Der Unfallchirurg* 90, 51–58.
55. Haas, N. P., Schütz, M., Hoffmann, R., 1997. LISS – Less Invasive Stabilization System: ein neuer Fixateur interne für distale Femurfrakturen. *OP-Journal* 13, 340–344.
56. Haerdi-Landerer, C., Steiner, A., Linke, B., Wahl, D., Schneider, E., Hehli, M., Frei, R., Auer, J. A., 2002. Comparison of double dynamic compression plating versus two configurations of an internal veterinary fixation device: Results of in vitro mechanical testing using a bone substitute. *Veterinary Surgery* 31, 582–588.
57. Haidukewych, G. J., 2004. Innovations in locking plate technology. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 12, 205–212.
58. Haidukewych, G. J., Sems, S. A., Huebner, D., Horwitz, D., Levy, B., 2007. Results of polyaxial locked-plate fixation of periarticular fractures of the knee. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 89, 614–620.
59. Hees, H., Sinowatz, F., 1992. *Histologie*. Köln, Deutscher Ärzte-Verlag.
60. Hefti, F., von Laer, L., Morscher, E., 1991. Prinzipien der Pathogenese posttraumatischer Achsenfehler im Wachstumsalter. *Der Orthopäde* 20, 324–330.
61. Heiney, J. P., Barnett, M. D., Vrabec, G. A., Schoenfeld, A. J., Baji, A., Njus, G. O., 2009. Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of trigen retrograde intramedullary (i. m.) nail, dynamic condylar screw (DCS), and locking compression plate (LCP) condylar plate. *Journal of Trauma – Injury, Infection and Critical Care* 66, 443–449.
62. Helwig, P., Bahrs, C., Epple, B., Oehm, J., Eingartner, C., Weise, K., 2009. Does fixed-angle plate osteosynthesis solve the problems of a fractured proximal humerus? A prospective series of 87 patients. *Acta Orthopaedica* 80, 92–96.
63. Henze, P., 1998. Zur Behandlung von Tibia- und Femurfrakturen bei Schaflämmern mit der Thomas-Schiene. *Der Praktische Tierarzt* 79, 1160–1170.
64. Hilbe, M., Ossent, P., Zlinsky, K., Ehrensperger, F., 2000. Abnormal Bone Development Associated with Bovine Virus Diarrhea (BVDV) Infection in a Newborn Calf. *European Journal of Veterinary Pathology* 6, 115–119.
65. Hirsbrunner, G., Häni, H., 1998. Was diagnostizieren Sie? *Schweizer Archiv für Tierheilkunde* 140, 114–116.

66. Houghton, G. R., Rooker, G. D., 1979. The role of the periosteum in the growth of long bones. *Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume* 61, 218–220.
67. Jewell, D. P., Gheduzzi, S., Mitchell, M. S., Miles, A. W., 2008. Locking plates increase the strength of dynamic hip screws. *Injury* 39, 209–212.
68. Kääh, M. J., Frenk, A., Schmeling, A., Schaser, K., Schutz, M., Haas, N. P., 2004. Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *Journal of Orthopaedic Trauma* 18, 483–487.
69. Kahrs, U., 1983. Vergleichende Untersuchungen über Gliedmaßenfrakturen und deren Therapie bei Rindern sowie über den Verbleib der Tiere. In *Klinik für Rinderkrankheiten*. Hannover: Tierärztliche Hochschule.
70. Kang, Q., An, Y. H., Friedman, R. J., 1997. Effects of multiple freezing-thawing cycles on ultimate indentation load and stiffness of bovine cancellous bone. *American Journal of Veterinary Research* 58, 1171–1173.
71. Kessler, S. B., Deiler, S., Schiffel-Deiler, M., Uhthoff, H. K., Schweiberer, L., 1992. Refractures: a consequence of impaired local bone viability. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 111, 96–101.
72. Kim, T., Ayturk, U. M., Haskell, A., Miclau, T., Puttlitz, C. M., 2007. Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: A biomechanical comparison of locking versus conventional plates. *Journal of Foot & Ankle Surgery* 46, 2–6.
73. Kirker-Head, C. A., Fackelman, G. E., 1989. Use of the Cobra Head bone plate for distal long bone fractures in large animals. A report of four cases. *Veterinary Surgery* 18, 227–234.
74. Kirpensteijn, J., Roush, J. K., St. Jean, G., DeBowes, R. M., Gaughan, E. M., 1993. Holding Power of Orthopaedic Screws in Femora of Young Calves. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 6, 16–20.
75. Koch, T., Berg, R., 1992. *Lehrbuch der Veterinär Anatomie*. Stuttgart, Gustav Fischer Verlag.
76. König, H. E., Liebich, H.-G., 2007. *Anatomie der Haussäugetiere*. Stuttgart, Schattauer Verlag.
77. Korner, J., Diederichs, G., Arzdorf, M., Lill, H., Josten, C., Schneider, E., Linke, B., 2004. A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. *Journal of Orthopaedic Trauma* 18, 286–293.
78. Köstlin, R., Nuss, K., Elma, E., 1990. Metakarpalfrakturen beim Rind. *Behandlung und Ergebnisse*. *Tierärztliche Praxis* 18, 131–144.
79. Kuemmerle, J. M., Kummer, M., Auer, J. A., Nitzl, D., Furst, A. E., 2009. Locking compression plate osteosynthesis of complicated mandibular fractures in six horses. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 22, 54–58.
80. Küpfer, M., Schinz, H. R., 1923. Beiträge zur Kenntnis der Skelettbildung bei domestizierten Säugetieren auf Grund röntgenologischer Untersuchungen. Anlage und Entwicklung des Knochenskelettes der Vorder- und Hinterextremität des Hausrindes (*Bos taurus* L.). *Denkschriften der Schweizerischen Naturforschenden Gesellschaft* 59, 1–133.

81. Leung, F., Zhu, L., Ho, H., Lu, W. W., Chow, S. P., 2003. Palmar plate fixation of AO type C2 fracture of distal radius using a locking compression plate--a biomechanical study in a cadaveric model. *Journal of Hand Surgery, British Volume* 28, 263–266.
82. Levine, D. G., Richardson, D. W., 2007. Clinical use of the locking compression plate (LCP) in horses: a retrospective study of 31 cases (2004–2006). *Equine Veterinary Journal* 39, 401–406.
83. Lill, H., Hepp, P., Korner, J., Kassi, J. P., Verheyden, A. P., Josten, C., Duda, G. N., 2003. Proximal humeral fractures: how stiff should an implant be? A comparative mechanical study with new implants in human specimens. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 123, 74–81.
84. Luethi, U., Rahn, B. A., Perren, S. M., 1980. Kontaktfläche zwischen Osteosyntheseplatte und Knochen. *Aktuelle Traumatologie* 10, 131–136.
85. MacCallum, F. J., Latshaw, W. K., Kelly, R. E., 1970. Identification of postnatal ossification sites: A contribution to radiographic interpretation. *British Veterinary Journal* 127, 83–87.
86. Macnab, I., DeHaas, W. G., 1974. The role of periosteal blood supply in the healing of fractures of the tibia. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 105, 27–33.
87. Mickelsen, W. D., 1976. Correction of Stifle Lock in bovine dystocia. *Veterinary Medicine: Small Animal Clinician* 71, 1047–1048.
88. Miller, D. L., Goswami, T., 2007. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics* 22, 1049–1062.
89. Németh, F., 1982. Treatment of supracondylar fractures of the femur in large animals. In *Proceedings of the 12th World Buiatrics Congress*, pp. 791–793. Amsterdam, Netherlands.
90. Németh, F., 1988. The applicability of the "walking cast" technique in fracture repair of large animals. In *Proceedings of the 15th World Buiatrics Congress*, vol. 2, pp. 1124–1129. Palma de Mallorca, Spain.
91. Nichols, S., Anderson, D., Miesner, M., Newman, K., 2008. Femoral Diaphysis Fractures in Cattle: 26 Cases (1994–2005). Ein bisher unveröffentlichter Artikel in: *Australian Veterinary Journal: Australian Veterinary Association*, St. Leonards.
92. Nickel, R., Schummer, A., Wille, K.-H., Wilkens, H., 2004. Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem. In: J. Frewein, K.-H. Wille, H. Wilkens (Eds.), *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Bewegungsapparat*. Stuttgart: Parey Verlag.
93. Nuss, K., 2000. Stadienorientierte Sequenztherapie der septischen Monarthritis beim Rind. In *Chirurgische Tierklinik der Tierärztlichen Fakultät*. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
94. Nuss, K., Köstlin, R. G., Schäfer, R., 1996. Internal fixation in newborn calves up to the age of 2 weeks. In *Proceedings of the 8th Congress of the European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology*, pp. 126–127. Munich, Germany.
95. Nuss, K., Spiess, A., Hilbe, M., Sterr, K., Reiser, M., Matis, U., 2005. Transient benign osteopetrosis in a calf persistently infected with bovine virus diarrhoea virus. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 18, 100–104.

96. Owsley, K. C., Gorczyca, J. T., 2008. Fracture displacement and screw cutout after open reduction and locked plate fixation of proximal humeral fractures [corrected]. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 90, 233–240.
97. Perren, S. M., 1979. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 138, 175–196.
98. Perren, S. M., 1991. The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. *Injury* 22 Supplemente 1, A1–41.
99. Perren, S. M., 1992. Biomechanische Grundlagen der Frakturheilung. *Der Orthopäde* 21, 3–10.
100. Perren, S. M., 2001. Evolution and rationale of locked internal fixator technology. Introductory remarks. *Injury* 32 Supplemente 2, B3–9.
101. Perren, S. M., 2002. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *Journal of Bone and Joint Surgery, British Volume* 84, 1093–1110.
102. Perren, S. M., Cordey, J., Rahn, B. A., Gautier, E., Schneider, E., 1988. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 232, 139–151.
103. Schatzker, J., 1995. Changes in the AO/ASIF principles and methods. *Injury* 26 Supplemente 2, B51–56.
104. Schebitz, H., Brass, W., Wintzer, H. J., 1993. *Allgemeine Chirurgie für Tierärzte und Studierende*. Berlin und Hamburg, Paul Parey Verlag.
105. Schmid, T., Kummer, M., Theiss, F., Fuerst, A., Hoerdemann, M., Nuss, K., 2008. Locking compression plate (LCP) osteosynthesis - a "bovine" experience. In *Proceedings of the 2008 Congress of the European Society of Orthopaedics and Traumatology*. Munich, Germany.
106. Schuh, J., Killeen, J., 1988. A retrospective study of dystocia-related vertebral fractures in neonatal calves. *Canadian Veterinary Journal* 29, 830–833.
107. Schuijt, G., 1990. Iatrogenic fractures of ribs and vertebrae during delivery in perinatally dying calves: 235 cases (1978–1988). *The Journal of the American Veterinary Medical Association* 197, 1196–1202.
108. Schuster, I., Korner, J., Arzdorf, M., Schwieger, K., Diederichs, G., Linke, B., 2008. Mechanical comparison in cadaver specimens of three different 90-degree double-plate osteosyntheses for simulated C2-type distal humerus fractures with varying bone densities. *Journal of Orthopaedic Trauma* 22, 113–120.
109. Schütz, M., Südkamp, N. P., 2003. Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *Journal of Orthopaedic Science* 8, 252–258.
110. Scruggs, D. W., Fleming, S. A., Maslin, W. R., Groce, A. W., 1995. Osteopetrosis, anaemia, thrombocytopenia, and marrow necrosis in beef calves naturally infected with bovine virus diarrhoea virus. *Journal of Veterinary Diagnostic Investigation* 7, 555–559.

111. Shapiro, F., Holtrop, M. E., Glimcher, M. J., 1977. Organization and cellular biology of the perichondral ossification groove of Ranvier. *Journal of Bone and Joint Surgery, American Volume* 59, 703–723.
112. Snow, M., Thompson, G., Turner, P. G., 2008. A mechanical comparison of the locking compression plate (LCP) and the low contact-dynamic compression plate (DCP) in an osteoporotic bone model. *Journal of Orthopaedic Trauma* 22, 121–125.
113. Sod, G. A., Mitchell, C. F., Hubert, J. D., Martin, G. S., Gill, M. S., 2008. In vitro biomechanical comparison of locking compression plate fixation and limited-contact dynamic compression plate fixation of osteotomized equine third metacarpal bones. *Veterinary Surgery* 37, 283–288.
114. Sommer, C., Gautier, E., 2003. Stellenwert und Vorteil neuer winkelstabiler Implantate bei Schaftfrakturen (LCP vs. Nagel). *Therapeutische Umschau* 60, 751–756.
115. Sommer, C., Babst, R., Muller, M., Hanson, B., 2004. Locking compression plate loosening and plate breakage: a report of four cases. *Journal of Orthopaedic Trauma* 18, 571–577.
116. Sommer, C., Gautier, E., Muller, M., Helfet, D. L., Wagner, M., 2003. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury* 34 Supplemente 2, B43–54.
117. Spiess, A., 2004. Frakturen der langen Röhrenknochen beim neugeborenen Kalb – Behandlung und Ergebnisse (1986–2001). In *Veterinärmedizinische Fakultät. München: Ludwig-Maximilians-Universität.*
118. St. Jean, G., DeBowes, M., Rashmir, A. M., Engelken, T. J., 1992a. Repair of a proximal diaphyseal femoral fracture in a calf, using intramedullary pinning, cerclage wiring and external fixation. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 200, 1701–1703.
119. St. Jean, G., DeBowes, M., Hull, B. L., Constable, P. D., 1992b. Intramedullary pinning of femoral diaphyseal fractures in neonatal calves: 12 cases (1980-1990). *Journal of the American Veterinary Medical Association* 200, 1372–1376.
120. Stoffel, K., Dieter, U., Stachowiak, G., Gachter, A., Kuster, M. S., 2003. Biomechanical testing of the LCP-how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury* 34 Supplemente 2, B11–19.
121. Synthes, 2003. *Technique Guide – Large Fragment Locking Compression Plate (LCP)*. USA, Synthes.
122. Synthes, 2006. *Traumatologie und Allgemeine Osteosynthese, Katalog*, Synthes, Deutschland.
123. Synthes, 2007. <http://us.synthesvet.com/vCat/stores/1/>.
124. Tepic, S., Perren, S. M., 1995. The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. *Injury* 26 Supplemente 2, B5–10.
125. Trostle, S. S., Markel, M. D., 1996a. Fractures of the femur. *Veterinary Clinics of North America: Food Animal Practice* 12, 169–180.
126. Trostle, S. S., Markel, M. D., 1996b. Fracture biology, biomechanics, and internal fixation. *Veterinary Clinics of North America: Food Animal Practice* 12, 19–46.
127. Trostle, S. S., Wilson, D. G., Dueland, R. T., Markel, M. D., 1995. In vitro biomechanical comparison of solid and tubular interlocking nails in neonatal bovine femurs. *Veterinary Surgery* 24, 235–243.

128. Tulleners, E. P., 1986. Management of bovine orthopedic problems. Part I. Fractures. *Compendium of Continuing Education for the Practicing Veterinarian* 8, 69–80.
129. Uhl, J. M., Seguin, B., Kapatkin, A. S., Schulz, K. S., Garcia, T. C., Stover, S. M., 2008. Mechanical Comparison of 3,5 mm Broad Dynamic Compression Plate, Broad Limited-Contact Dynamic Compression Plate, and Narrow Locking Compression Plate Systems Using Interfragmentary Gap Model. *Veterinary Surgery* 37, 663–673.
130. Van Frank Haasnoot, E., Münch, T. W. H., Matter, P., Perren, S. M., 1995. Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different contact surface to bone. (DCO, LC-DCP and PC-Fix). *Injury* 26 Supplemente B28–36.
131. Wagner, M., 2003. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 34 Supplemente 2, B31–42.
132. Wagner, M., Frigg, R., 2000. Locking compression plate (LCP): ein neuer AO-Standard. *OP-Journal* 3, 238–243.
133. Willenegger, H., Perren, S. M., Schenk, 1971. Primäre und sekundäre Knochenbruchheilung. *Der Chirurg* 42, 241–252.
134. Wintzer, H. J., 1961. Eine Behandlungsmöglichkeit von Frakturen langer Röhrenknochen des Rindes. *Deutsche Tierärztliche Wochenschrift* 68, 226–230.
135. Yovich, J. V., Turner, A. S., Smith, F. W., Davis, D.M., 1986. Holding power of orthopedic screws: Comparison of self-tapped and pre-tapped screws in foals. *Veterinary Surgery* 15, 55–59.
136. Zahn, K., Matis, U., 2004. The clamp rod internal fixator – application and results in 120 small animal fracture patients. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 17, 110–120.
137. Zaremba, W., Guterbock, W., Ahlers, D., 1995. Einfluß von Zughilfe bei geburts-hilflichem Eingreifen auf den Gesundheitszustand des Kalbes in der peri- und postnatalen Phase. *Der Praktische Tierarzt* 10, 870–876.

IX Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben, insbesondere:

Herrn Prof. Dr. K. Nuss für die Überlassung des Themas, die hervorragende Betreuung und jederzeit gewährte Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Frau Dr. Carola Sauter-Louis für die intensive und unermüdliche Betreuung bei den statistischen Auswertungen.

Herrn PD Dr. Stephen Ferguson für die Ermöglichung der praktischen Untersuchungen im ARTORG-Center der Universität Bern.

Herrn Dipl.-Ing. Philippe Gedét und MSc Jochen Walser für die Betreuung und tatkräftige Unterstützung bei der technischen Durchführung.

Der pathologischen Abteilung des Bayerischen Landesamtes für Gesundheit und Lebensmittelsicherheit und seinen Mitarbeitern für die Hilfestellung beim Sammeln der Oberschenkelknochen.

Der Universität Bayern e. V. für die Gewährung eines Promotionsstipendiums.

Herrn Prof. Dr. W. Klee für die Unterstützung und die Möglichkeit zur Durchführung der Arbeit an der Klinik für Wiederkäuer.

Herrn Christopher Scholl, Director, Synthes Vet, West Chester, Pennsylvania, USA, für die Bereitstellung eines Teils der Implantate.

Meinen Doktoranden-Kollegen Julia, Johanna und Bruno für unermüdliche moralische Unterstützung und Freundschaft.

Meinen lieben Eltern für die Unterstützung in den letzten 26 Jahren.