

1. Einleitung

1.1 Einführung

Für die interne Fixation von Trümmerfrakturen langer Röhrenknochen des Hundes werden traditionell Implantate wie die *Dynamic Compression Plate* (DCP) oder die Verlängerungsplatte verwendet (BRINKER et al., 1990; HULSE et al., 1997). Gemäß den Prinzipien der Arbeitsgesellschaft für Osteosynthesefragen wird bei der Anwendung dieser Implantate versucht, die Knochensäule anatomiegerecht wiederherzustellen (MÜLLER et al., 1977, PRIEUR et al., 1984; SCHLICH, 2002; AUER 2003). Mit dem Aufkommen der biologischen Osteosynthese kam man von diesem Prinzip bei hochgradigen Trümmerfrakturen ab (HEITEMEYER et al., 1987; GERBER et al., 1990; PERREN, 1991; BAUMGAERTEL und GOTZEN, 1994; ARON et al., 1995; STÜRMER, 1996; DUDLEY et al., 1997; JOHNSON et al., 1998). Bei der biologischen Osteosynthese wird das Frakturgebiet durch minimal invasive Technik geschont, und die Implantate werden in Überbrückungsfunktion angebracht. Im Laufe des letzten Jahrzehntes wurden in der Kleintierchirurgie unter anderem zwei Methoden zur Behandlung von hochgradigen Trümmerfrakturen langer Röhrenknochen vorgestellt, die dem Prinzip der biologischen Osteosynthese folgen: die Platten-Nagel-Kombination (PNK) und der Verriegelungsnagel (VN) (JOHNSON und HUCKSTEP, 1985; HULSE et al., 1997).

Gute Resultate bewiesen die Eignung dieser Implantate für den klinischen Einsatz (DUELAND et al., 1999; DURALL und DIAZ, 1999; LORINSON et al., 2000; DUHAUTOIS, 2001; LARIN et al., 2001; MOSES et al., 2002; REEMS et al., 2003). Für die PNK beschreiben REEMS et al. (2003) die Erfolgsquote in der klinischen Anwendung mit 98 %. Biomechanische Untersuchungen an der PNK zeigen, daß sie zur Frakturversorgung der einfachen Plattenosteosynthese bei Trümmerfrakturen vorzuziehen ist. Bei diesem System wird die Belastung der Platte um die Hälfte verringert und ihre Ermüdungsresistenz wird verzehnfacht (HULSE et al., 1997, 2000). Allerdings wurden bisher nur die schmale und die breite 3,5 mm-DCP in Kombination mit Steinmann-Nägeln verschiedener Durchmesser getestet (HULSE et al., 1997, 2000). Für kleinere

Implantat-Kombinationen fehlen biomechanische Daten. Die Erfolgsquote der klinischen Anwendung des VN liegt bei 83–96 % (APER et al., 2003). In wenigen Fällen sind bei dieser Frakturversorgung allerdings eine postoperative Instabilität und Probleme bei der Frakturheilung beobachtet worden (BASINGER und SUBER, 2002; SUBER et al., 2002; DURALL et al., 2003). Bewegungen am Frakturspalt von mehr als 2 mm führen tatsächlich zu verzögerter Knochenheilung (GOODSHIP et al., 1987). Im Gegensatz zu der gelegentlich klinisch festgestellten Instabilität zeigen bisherige biomechanische *In-vitro*-Untersuchungen an 8 mm-VN, daß der Verriegelungsnagel eine gute Alternative zumindest zur herkömmlichen Plattenosteosynthese darstellt (DUHAUTOIS, 1993; BÖHM et al., 1995; DUELAND et al., 1996; DUELAND et al., 1997; DUELAND, 1998; BERNARDÉ et al., 2001; REEMS et al., 2003; SUBER und BASINGER, 2003). In einem Vergleich von Frakturmodellen, die mit einem 8 mm-VN, und solchen, die mit einer breiten 3,5 mm-DCP stabilisiert waren, weist der 8 mm-VN unter Druckbelastung ähnliche Meßwerte auf wie eine einzelne breite 3,5 mm-DCP (BERNARDÉ et al., 2001, 2002). Für die biomechanischen Charakteristika von Frakturmodellen, die mit einem 6 mm-VN stabilisiert sind, liegen hingegen sehr wenig Daten vor (REEMS et al., 2003). Da sowohl kleinere PNK als auch 6 mm-VN in den letzten Jahren klinisch immer häufiger angewendet werden, erscheint es notwendig, die biomechanischen Eigenschaften dieser Implantate zu untersuchen und zu vergleichen. Mit einem solchen Vergleich kann festgestellt werden, welches System aufgrund besserer biomechanischer Eigenschaften in der klinischen Situation vorzuziehen ist.

Es war daher das Ziel dieser Arbeit, in Erfahrung zu bringen, ob die Kombination aus einer 3,5 mm-*Limited Contact-Dynamic Compression Plate* (LC-DCP) und einem 3,98 mm-Steinmann-Nagel oder der 6 mm-VN biomechanisch stabiler ist. PNK- bzw. VN-Fraktur-Modell-Konstrukte wurden hergestellt und anschließend biomechanisch getestet. Die Hypothesen der vorliegenden Studie waren, daß die Rotationselastizität der PNK-Fraktur-Modell-Konstrukte geringer ist als die der VN-Fraktur-Modell-Konstrukte, daß die Kompressionselastizität der PNK-Fraktur-Modell-Konstrukte geringer ist als die der VN-Fraktur-Modell-Konstrukte und schließlich, daß die Biegeelastizitäten der beiden Gruppen ähnlich sind.

1.2 Grundlagen

1.2.1 Frakturentstehung und Klassifizierung

Aus Sicht des orthopädischen Chirurgen und Biomechanikers ist es von Interesse, Frakturmuster auf das Einwirken spezieller Kräfte zurückführen zu können (SMITH, 1985). Diese Kräfte wirken im Falle der Frakturbehandlung auch auf das Osteosyntheseimplantat (PRIEUR, 1984; POHLER, 1998), das sie *post operationem* übernehmen muß.

Zug-, Kompressions-, Biegungs-, Scher- und Torsionskräfte wirken am Knochen entweder einzeln oder in Kombination und führen bei Überschreitung der physiologischen Grenzwerte zu spezifischen Frakturmustern (CARTER und SPENGLER, 1982; ARNO CZKY et al., 1985; HULSE et al., 1991). Der Knochen ist Scherkräften gegenüber am wenigsten widerstandsfähig. Darauf folgen Torsions-, Biegungs-, Zug- sowie Kompressionskräfte (CHAO und ARO, 1991).

Reine Querfrakturen werden in der Regel durch Zugkräfte verursacht. Schrägfrakturen sind oftmals die Folge von Kompressionskräften. Splitterfrakturen treten auf, wenn Biegungskräfte die physiologisch vom Knochen tragbaren Werte überschreiten. Spiralfrakturen sind das Resultat hoher Torsionskräfte (CARTER und SPENGLER, 1982). Wirken all diese Kräfte kombiniert in hohem Maß in einem sehr kurzem Zeitraum, kann es zu Trümmerfrakturen kommen (HULSE, 1991).

Da die vorliegende Studie am Modell einer Trümmerfraktur durchgeführt wurde, soll im Folgenden etwas intensiver auf diesen speziellen Frakturtyp eingegangen werden.

1.2.2 Trümmerfrakturen

LORINSON et al. (2000) stellten eine Modifikation des aus der Humanchirurgie bekannten Winquist-Hansen-Schemas (WINQUIST und HANSEN, 1980) zur Beschreibung des Schweregrades von Trümmerfrakturen vor (Tab. 1).

Tab. 1: Modifiziertes Winquist-Hansen Schema (aus: LORINSON et al., 2000).

Grad	Beschreibung
0	Zweistückfraktur
1	Fraktur mit bedeutungslosen, kleinen Splittern
2	Fraktur mit > 50 % Kontakt zwischen proximalem und distalem Segment
3	Fraktur mit < 50 % Kontakt zwischen proximalem und distalem Segment
4	Fraktur ohne Kontakt zwischen proximalem und distalem Segment
5	Trümmerfraktur ohne Kontakt zwischen proximalem und distalem Segment



Abb. 1: Winquist-Hansen Grad-5-Fraktur des Femur eines fünf Jahre alten, männlichen Golden Retrievers.

Die größte Herausforderung für den Chirurgen stellt die Grad-5-Fraktur dar. Ziel der operativen Fixierung von Trümmerfrakturen ist es, die korrekte Funktion, Länge und Haltung der Gliedmaße wiederherzustellen (HULSE et al., 2000). Implantate, die zur Versorgung von Grad-5-Frakturen angewendet werden, übernehmen Überbrückungs- bzw. Abstützfunktion (HULSE et al., 1997; MATIS, 1998, 1999). Diese Funktion bewirkt, daß bei Fußung das gesamte, auf die Gliedmaße wirkende Gewicht vom

Implantat übernommen wird. Das Implantat muß dabei allen wirkenden Kräften so lange widerstehen, bis die Kallusbildung stattgefunden hat und auch Last vom Knochen übernommen werden kann (HULSE et al., 1997). Um diesen starken Beanspruchungen im frühen postoperativen Zeitraum mit internen Fixationsmethoden entgegenwirken zu können, ist die Verwendung von stabilen Implantaten unumgänglich (HULSE et al., 1997). Wenn schon vor der Operation ersichtlich ist, daß eine anatomische Rekonstruktion und damit eine gleichmäßige Verteilung der Belastung auf Implantat und Knochensäule nicht möglich sein werden, empfiehlt sich die biologische Osteosynthese anstatt der herkömmlichen, rigiden Osteosynthese (GERBER et al., 1990; BAUMGAERTEL und GOTZEN, 1994; ARON et al.; 1995; STÜRMER, 1996; SCHMIDTMANN et al., 1997; DUDLEY et al., 1998; JOHNSON et al., 1998).

1.2.3 Biologische Osteosynthese

Bei der biologischen Osteosynthese wird versucht, folgende Punkte intraoperativ zu berücksichtigen:

- 1.) Minimaler Zugang und minimale Einsicht zur Fraktur;
- 2.) Schonung des die Fraktur umgebenden Weichteilgewebes, des Frakturhämatoms, des Periosts und der Blutversorgung der Fraktursegmente;
- 3.) Vermeidung des Einpassens dritter Fragmente oder der Verwendung von interfragmentären Zug- bzw. Kompressionsschrauben (GERBER et al., 1990; ARON et al., 1995; STÜRMER, 1996; BRUNNBERG et al., 1998).

Diese Vorgehensweise wird auch "open but do not touch approach" genannt (ARON et al., 1995; HORSTMAN und BEALE, 2002).

Beispiele für Implantatsysteme, die den Prinzipien der biologischen Osteosynthese folgen, sind die LC-DCP (PERREN, 1991), der Point-Contact-Fixator (PC-Fix) (TEPIC et al., 1997) oder Plattenosteosyntheseverfahren ohne Auflagefläche am Periost (RAMOTOWSKI und GRANOWSKI, 1991; KOWALSKI et al., 1996; BRUNNBERG et al., 1998; KARENZIS et al., 1998). In diese Kategorie fallen ebenfalls die überbrückende Plattenosteosynthese, die PNK, der (Verriegelungs-) Marknagel oder die externe Fixation (JOHNSON et al., 1985; DUHAUTOIS, 1993; BAUMGAERTEL und GOTZEN, 1994; ARON et al., 1995; STÜRMER, 1996; HULSE et al., 1997).

Durch sekundäre Knochenheilung erfolgt eine intensive Kallusbildung mit Inkorporation der Fraktursegmente, die zu einer frühzeitigen und guten Stabilität im Frakturgebiet führt (HEITEMEYER et al., 1987; BAUMGAERTEL und GOTZEN, 1994; STÜRMER, 1996; DUDLEY et al., 1997; JOHNSON et al., 1998).

Resultate der biologischen Osteosynthese werden in der human- sowie veterinärmedizinischen Literatur durchgehend als gut, wenn nicht besser als die Ergebnisse der herkömmlichen, rigiden Osteosynthese angesehen (KLEINING und HAX, 1981; HEITEMEYER et al., 1987; GERBER et al., 1990; BAUMGAERTEL und GOTZEN, 1994; BOHLHOFNER, 1996; STÜRMER, 1996; DUDLEY et al., 1997; JOHNSON et al., 1998; MATIS, 1998).

Werden Implantate in überbrückender Weise eingesetzt, wie es bei der Versorgung von hochgradigen Trümmerfrakturen der Fall ist, kann es durch eine dauernde zyklische Belastung zum Materialbruch oder zur Pseudarthrosebildung kommen (WOLF et al., 1981; POHLER, 1998). Um ein derartiges Versagen der Frakturreparatur zu verhindern, sind biomechanische Untersuchungen an den in der biologischen Osteosynthese verwendeten Implantaten unabdingbar.

1.2.4 Grundlagen der orthopädischen Biomechanik

Bei der Messung des Verhaltens von biologischem Gewebe unter Belastung verwendet man Techniken und Fachausdrücke aus dem Bereich der Materialforschung. Diese speziellen Ausdrücke werden unter anderem im Anhang (Kap. 9.2) erläutert.

Biomechanische Tests sind notwendig, um die Material- und Struktureigenschaften eines Implantates im klinischen Einsatz unter Einwirkung verschiedener Kräfte besser voraussagen zu können (CARTER und SPENGLER, 1982; MOW und HAYES, 1991; ROE, 1998; SELIKTAR und SARVER, 2000; NACHTIGALL, 2001). Osteosyntheseimplantate müssen den gleichen Kräften widerstehen, die auch auf den Knochen wirken (PRIEUR, 1984).

Die wichtigsten Kräfte, denen Osteosyntheseimplantate vor allem in den ersten Wochen nach der Operation entgegenwirken müssen, und welche zum Implantatbruch führen können, sind Biegung, Torsion und Druck (PRIEUR, 1984; HULSE, 1996; POHLER,

1998; CORDEY, 2000). Druckbelastungen werden allerdings als unkritisch angesehen, solange sie exakt entlang der neutralen Achse wirken. Die neutrale Achse eines Knochens ist die Achse, an der sich Biege-, Kompressions- und Zugkräfte ausgleichen (HULSE et al., 1997). Sie verläuft bei reiner Biegungs- oder Druckbelastung entlang der Flächenmitte eines intakten Knochens. Entlang dieser Linie angebracht, werden Implantate vorwiegend axial belastet (PRIEUR, 1984; HULSE, 1991; BAUMGAERTEL und GOTZEN, 1994). Knochenplatten allerdings werden außerhalb der neutralen Achse platziert. Bei der Plattenosteosynthese von Trümmerbrüchen kann der Transkortex oftmals nicht rekonstruiert werden. Daher ist eine Lastverteilung zwischen Implantat und Knochen unmöglich. Unter diesen Umständen kann es zu einer starken exzentrischen Druckbelastung der Platte kommen, die wiederum zur Biegung der Platte führt (PRIEUR, 1984; HULSE, 1991, 1997, 2002). In biomechanischen Untersuchungen von Knochen-Implantat-Konstrukten unter Simulation einer Trümmerfraktur werden daher vor allem Biegung und Torsion, günstigstenfalls auch Kompression getestet (BOUVY et al., 1993; BENEVINIA et al., 2000; DUELAND et al., 1996; GALLUPPO et al., 2002; MCDUFFEE et al., 2000; TROSTLE et. al., 1995).

Grundsätzlich werden zur Bestimmung der Struktureigenschaften von Materialien die zwei Parameter "Belastung" (F) und "Deformation" (X) in Beziehung zueinander gestellt. Die Belastung (F) wird in der Regel auf der Ordinate, die Deformation (X) auf der Abszisse aufgetragen. Hierdurch entsteht eine Belastungs-Deformationskurve (Abb. 2). Die Steigung der Kurve in der elastischen Region wird **Steifigkeit** C ($C = \Delta F / \Delta X$) genannt (ARNOCZKY et al., 1985; MOW und HAYES, 1991; WEIßBACH, 1998). In den meisten biomechanischen Untersuchungen werden die Proben über eine gewisse Distanz belastet (beispielsweise bewegt sich die Testmaschine 5 mm und die Deformation an der Probe wird an diesem Punkt gemessen). Dieses Testverfahren wird als Testen unter Positionssteuerung bezeichnet.

Wirkt nur eine geringe Kraft auf das Konstrukt, verformt sich dieses, kehrt aber bei Nachlassen der Kraft in die ursprüngliche Form zurück (elastische Region). Nach Überschreiten der Elastizitätsgrenze bleibt die Verformung bestehen (plastische Region). Das Implantat kann weiter verformt werden (maximale Belastbarkeit) bis es schließlich den Punkt der absoluten **Festigkeit** (absolute Stabilität, Bruchpunkt) erreicht und bricht.

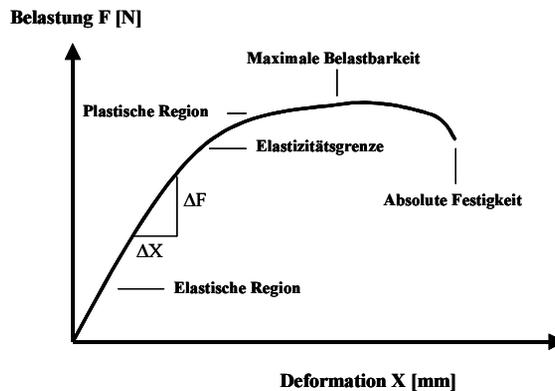


Abb. 2: Belastungs-Deformationskurve zur Untersuchung der Struktureigenschaften eines vollständigen Konstruktes unter Druckbelastung (Steigung der Kurve in der elastischen Region bis zur Elastizitätsgrenze = **Steifigkeit** des Materials).

Wird anstelle eines rigiden ein sehr elastisches Material getestet, zeigt die Belastungs-Deformationskurve einen Verlauf, wie in der folgenden Abbildung dargestellt.

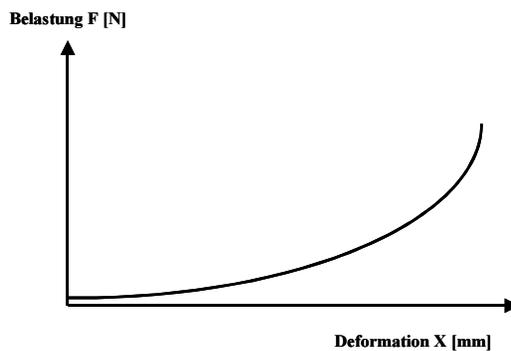


Abb. 3: Kurvenverlauf von sehr elastischen Materialien unter Druckbelastung.

In diesem Fall erscheint es sinnvoll, den Kehrwert der Steifigkeit, die **Elastizität**, zu bestimmen und eine Deformations-Belastungskurve zu erstellen (Abb. 4). Die Elastizität entspricht der Steigung dieser Kurve (AN et al., 2000). Wird die Testmaschine so

eingestellt, daß mit einer gewissen Belastung getestet, und anschließend die Deformation des zu testenden Materials bestimmt wird, spricht man von Testen unter Belastungssteuerung.

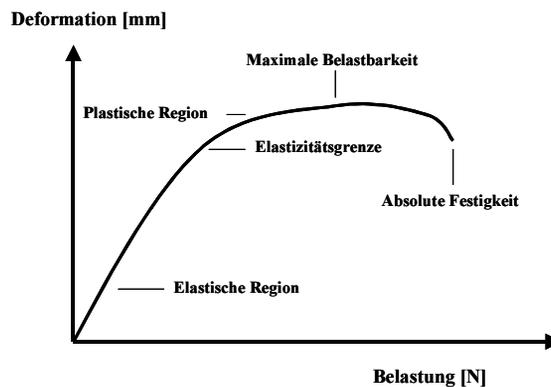


Abb. 4: Deformations – Belastungskurve (Steigung der Kurve in der elastischen Region = **Elastizität** des Materials).

Sollen im Gegensatz zu den Struktureigenschaften des gesamten Knochen-Implantat-Konstruktes die Materialeigenschaften eines homogenen Materials festgestellt werden (beispielsweise beim Testen eines einzelnen Metallgegenstandes), wird die Spannungs-Dehnungskurve verwendet (RADASCH, 1999; HULSE, 2003). Abbildung 5 zeigt eine solche Kurve. Unter Spannung versteht man den Widerstand eines Körpers gegen eine auf eine Flächeneinheit bezogene Kraft (THURO und PLINNINGER, 1998). Der Quotient aus Spannung ($\delta\sigma$) und Dehnung ($\delta\varepsilon$) ist im elastischen Bereich der Spannungs-Dehnungskurve nahezu konstant. Er wird **Elastizitätsmodul** (E-Modul) genannt. Der E-Modul ist charakteristisch für die Steifigkeit eines Materials. Je steiler der Kurvenverlauf in der Spannungs-Dehnungskurve, desto größer der E-Modul und desto steifer das Material (THURO und PLINNINGER, 1998).

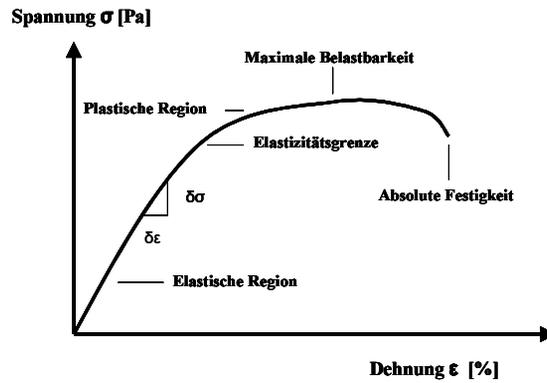


Abb. 5: Spannungs-Dehnungskurve zur Untersuchung der Eigenschaften eines homogenen Materials (Steigung der Kurve in der elastischen Region = **Elastizitätsmodul**).