

2. Literaturübersicht

2.1 Die Platten-Nagel-Kombination

Der Versuch, Trümmerfrakturen in originalgetreuer Funktion des Knochens und damit anatomiegerecht wiederherzustellen, kann sehr zeitaufwendig und nervenaufreibend sein. Manchmal treten Repositionsschwierigkeiten auf, und der postoperative Heilungsprozess ist oft langwierig und teilweise problematisch (HULSE et al., 1997).

Die Einführung eines Nagels in den Knochenmarkskanal kann beim Wiederaufbau einer Fraktur zur Vorbereitung einer Plattenosteosynthese hilfreich sein (ARON et al., 1995). Früher wurde der Nagel aus dem Markraum entfernt, nachdem die ersten Schrauben zur Sicherung einer Knochenplatte gesetzt waren (ARON et al., 1995; HULSE et al., 2000). Aber bereits SELIGSON (1985) beschrieb das Belassen des Nagels in Kombination mit einer Knochenplatte. In größerem Umfang wurde dieses Prinzip der Platten-Nagel-Kombination (PNK) allerdings erst von HULSE et al. (1997) thematisiert. Diese Arbeitsgruppe stellte die Hypothese auf, daß das Belassen des Nagels in der Markhöhle bei zusätzlicher Plattenosteosynthese die Gesamtstabilität der reparierten Fraktur im Vergleich zur herkömmlichen Plattenosteosynthese erhöhen und dadurch das Risiko des Plattenbruchs vermindern würde. Die biomechanischen und klinischen Charakteristika der PNK sollen im Folgenden dargestellt werden.

2.1.1 Biomechanischer Hintergrund

2.1.1.1 Knochenmarksnägel

Implantate, die entlang der neutralen Achse des Knochens angebracht sind, werden von übermäßigem Streß verschont (HULSE, 1997). Dieses Prinzip wird bei der Anwendung der intramedullären Nagelung ausgenutzt. Knochenmarksnägel widerstehen Biege- und Kompressionskräften sehr gut, sind allerdings nicht in der Lage, Scher- oder Rotationskräften großen Widerstand zu leisten (VASSEUR et al., 1984).

Das biomechanische Verhalten von Marknägeln wird mit ihrer runden Form und ihrer Herstellung begründet. Bei runden Gegenständen steigt das Flächenträgheitsmoment mit der vierten Potenz des Radius (Formel 1) (NACHTIGALL, 2001).

$$A = \pi / 4 \cdot r^4$$

Formel 1: Flächenträgheitsmoment für runde Gegenstände

A = Flächenträgheitsmoment [m⁴]

π = 3,14

r = Radius [m]

Das Flächenträgheitsmoment spielt insofern eine Rolle, als es ein bedeutender Faktor bei der Berechnung der Steifigkeit eines Gegenstandes ist. Die Formel für Steifigkeit lautet:

$$M = E \cdot A / L^3$$

Formel 2: Steifigkeit

M = Steifigkeit [Nm]

E = E-Modul [N]

A = Flächenträgheitsmoment [m⁴]

L = Länge [m]

Aus diesen Formeln wird ersichtlich, daß eine nur geringe Vergrößerung des Radius eine enorme Vergrößerung der Steifigkeit bewirkt. Der Vergleich des Flächenträgheitsmomentes eines 9,5 mm-Steinmann-Nagels (403,2 mm⁴) mit dem Flächenträgheitsmoment eines 12,7 mm-Steinmann-Nagels (1277 mm⁴) (MUIR et al., 1995) verdeutlicht, welchen Einfluß dieser Faktor auf die biomechanischen Eigenschaften von runden Implantaten hat.

Klinisch wurden mehrere Versuche unternommen, um die Schwachstelle von Marknägeln (die Rotationsinstabilität) zu verbessern. Einer dieser Versuche war die Einführung der Bündelnagelung (EISENMENGER, 1974). DALLMAN (1990) stellte in einer vergleichenden Studie fest, daß die Bündelnagelung einer Rotationsbelastung 1,8 bis 3 mal so gut widersteht wie ein einzelner Marknagel, wie "Rush Pinning" (Verkeilung eines langen elastischen Nagels im Knochenmarkskanal) oder wie Doppelnagelung

(Einführung von zwei Nägeln in den Knochenmarkskanal). Gegenüber einer 3,5 mm schmalen DCP ist die Rotationsstabilität der Bündelnagelung allerdings geringer (nur 0,09 Nm gegenüber 1,30 Nm). Eine spätere Studie bestätigt, daß die Bündelnagelung die Rotationsinstabilität des einfachen Marknagels nicht signifikant verbessern kann (GIBSON et al., 1991). Mit der Entwicklung des Verriegelungsnagels wurde die Rotationsinstabilität von Marknägeln weitgehend beseitigt (s.u.). Ein Grund für die hohe Widerstandskraft von Marknägeln gegenüber Biegekräften ist die Herstellungstechnik dieser Implantate. Marknägel werden bei der Fertigung kaum erhitzt ("cold working"), was eine nur geringe Strukturveränderung auf molekularer Ebene nach sich zieht. Dies wiederum verleiht der Gesamtstruktur unter Belastung eine größere Stabilität (POHLER und STRAUMANN, 1984; POHLER, 1998).

2.1.1.2 Knochenplatten

Im Vergleich zu Marknägeln widerstehen Knochenplatten allen fünf physiologisch auftretenden Kräften (POHLER und STRAUMANN, 1984, 1998; DEYOUNG und PROBST, 1993). Knochenplatten, die auf der Zugseite des Knochens außerhalb der neutralen Achse angebracht sind, müssen neben Kompressionskräften auch Biegekräften entgegenwirken. Mit zunehmendem Abstand der Platte von der neutralen Achse nimmt der Anteil der Biegebelastung zu (DEYOUNG et al., 1985; BAUMGAERTEL und GOTZEN, 1994; GAUTIER et al., 2000). Diese Biegekräfte werden ausgeglichen, solange eine interfragmentäre Kompression zwischen den Fraktursegmenten möglich ist und ein Teil der beim Fußen auf die reparierte Frakturstelle wirkenden Belastung von der rekonstruierten Knochensäule übernommen werden kann. In dieser Situation ist es sehr unwahrscheinlich, daß es zum Ermüdungsbruch der Platte kommt (PRIEUR und SUMNER-SMITH, 1984; HULSE et al., 1997). Wenn allerdings eine Rekonstruktion des Transkortex nicht gelingt und somit der gesamte Belastungsstreß auf die Platte einwirkt, kann es unter Dauerbelastung zum Implantatbruch kommen (BEAUPRÉ et al., 1988; HULSE et al., 1997). Da ein Hund ca. 9.000 Schrittzyklen pro Tag im Gang oder 18.000 Schrittzyklen pro Tag im Trab durchführt, wird das Implantat frühzeitig im Heilungsprozeß Dauerbelastung ausgesetzt (DUELAND et al., 1997). Bei einem

springenden Hund betragen die auf die Gliedmaßen wirkenden Kräfte das drei- bis mehr als fünffache des Körpergewichtes (YANOFF et al., 1992). Diese Zahlen verdeutlichen den enormen Streß, dem das Implantat *post operationem* ausgesetzt ist.

Biomechanisch läßt sich das Verhalten einer Knochenplatte unter Biegebelastung mit der Formel zur Berechnung des Flächenträgheitsmomentes bei quaderförmigen Gegenständen verdeutlichen (Formel 3).

$$A = b \cdot h^3 / 12$$

Formel 3: Flächenträgheitsmoment von quaderförmigen Gegenständen.

A = Flächenträgheitsmoment [m⁴]

b = Breite [m]

h = Höhe [m]

Unter Berücksichtigung von Formel 3 wird ersichtlich, daß das Flächenträgheitsmoment mit ansteigender Plattendicke wächst, was wiederum zur Vergrößerung der Plattensteifigkeit führt (Formel 2). Dieses Phänomen erklärt, weshalb eine Knochenplatte sehr viel höheren Belastungen widerstehen kann, wenn sie in “vertikaler” anstatt “horizontaler” Lage gebogen wird (Abb.6).

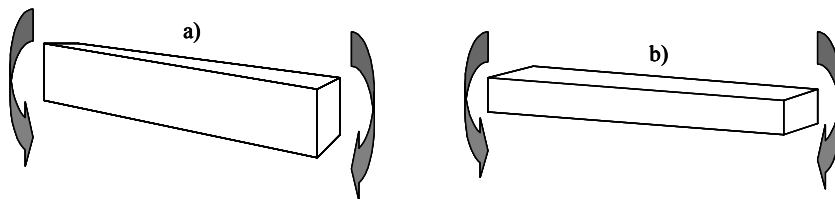


Abb. 6: Eine Knochenplatte kann wirkenden Kräften in Situation a) (vertikale Lage) wegen des größeren Flächenträgheitsmomentes besser entgegenwirken als in Situation b) (horizontale Lage).

Eine weitere Möglichkeit, die Plattenbiegesteifigkeit zu vergrößern, liegt in der Anwendung möglichst langer Platten (TORNQUIST et al., 1996; SANDERES et al., 2002). Es ist ebenfalls zu empfehlen, große Schraubendurchmesser sowie die höchstmögliche Anzahl an Schrauben zu verwenden (RADASCH, 1999). An offenen Schraubenlöchern findet bei Belastung eine Streßkonzentration statt, die wiederum zum Plattenbruch an dieser Stelle führen kann (PERREN, 1991).

2.1.1.3 Platten-Nagel-Kombinationen

Um den Streß, der bei einem unvollständig rekonstruierten Transkortex auf die Platte einwirkt, zu minimalisieren, ist die Platten-Nagel-Kombination (PNK) entwickelt worden (Abb.7). Für die klinische Anwendung wird empfohlen, wenigstens drei monokortikale und je eine bikortikale Schraube proximal und distal des Frakturspaltes anzubringen (HULSE et al., 1997). Bei der PNK werden die biomechanischen Vorteile sowohl des Marknagels als auch der Knochenplatte miteinander kombiniert: Die Platte trägt zur Stabilisierung der Rotations-, Scher-, Kompressions- und Zugkräfte bei. Der Marknagel stabilisiert das Konstrukt mit seiner Widerstandsfähigkeit gegenüber Biegekräften.

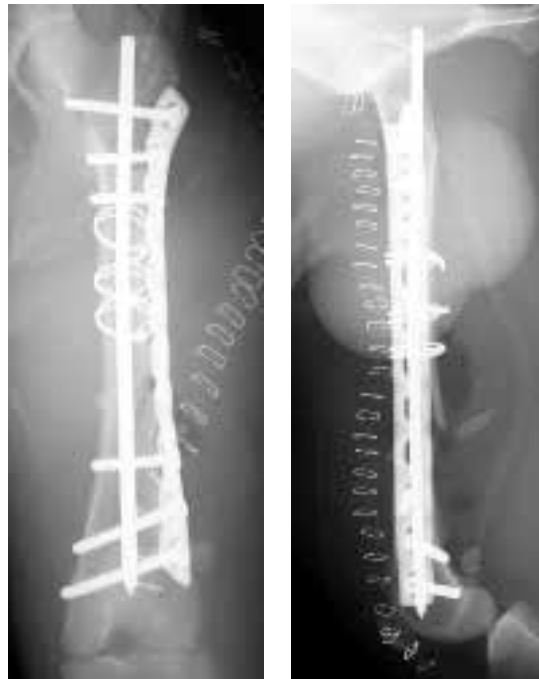


Abb. 7: Platten-Nagel-Kombination zur Behandlung einer Trümmerfraktur des Femur eines vier Jahre alten Labrador-Mischlings.

Biomechanische Untersuchungen zu diesem Modell führten HULSE et al. (1997, 2000) an einem Fraktur-Modell-Konstrukt des caninen Oberschenkels durch. Sie verglichen die Stabilität einer 3,5 mm breiten DCP mit der einer Kombination aus einer 3,5 mm breiten DCP und einem Steinmann-Nagel. Die Fraktur-Modell-Konstrukte wurden kontinuierlich

(0,7 cm/s) bis zu einem oberen Grenzwert von 600 N abaxial (Druck auf das Caput ossis femoris) belastet. Anhand der Dehnungsmessungen berechneten die Autoren die Ermüdungsresistenz. Die Resultate aus dieser Studie zeigen, daß bei einer Belastung ab 400,5 N die Belastung in der einzelnen Platte zweimal so groß ist wie die in der Platte, die mit dem Nagel kombiniert wurde. Die Differenz vergrößert sich mit zunehmender Belastung. Theoretische Berechnungen ergaben, daß bei der PNK eine 10-fach größere Ermüdungsresistenz vorliegt, verglichen mit der einzelnen Platte. Unterschiede zwischen einzelnen PNK können auftreten, da nicht in jedem Fraktur-Modell-Konstrukt die Arbeitslänge des Nagels gleich ist. Als Arbeitslänge wird der Abstand zwischen dem am weitesten proximal und dem am weitesten distal gelegenen Kontaktpunkt des Steinmann-Nagels mit dem Knochen bezeichnet. Je länger dieser Abstand ist, umso größer sind die Verbiegung des Nagels und die Dehnung in der Knochenplatte.

HULSE et al. führten im Jahr 2000 weitere biomechanische Untersuchungen zum Einfluß der Geometrie des intramedullär liegenden Nagels durch. Dabei nahm bei Verwendung von Marknägeln, die 30 %, 40 % bzw. 50 % des Markraumes ausfüllten, die Steifigkeit in der Platte der PNK um 6 %, 40 % bzw. 78 % zu. Die Ermüdungsresistenz dieser Marknägeln mit verschiedenen Durchmessern wurde bei diesem Vergleich auf 10.000 (30 %), 30.000 (40 %) bzw. auf eine unbegrenzte Anzahl (50 %) von Belastungszyklen berechnet.

2.1.2 Klinische und biologische Bedeutung der Platten-Nagel-Kombination

Die Resultate aus den Studien von HULSE et al. (1997, 2000) führten dazu, daß die PNK mit gutem Erfolg vor allem zur Stabilisierung von Trümmerfrakturen eingesetzt wird (HULSE et al., 2000, 2002; CONZEMIUS und SWAINSON, 1999; 2003; KIRSCH, 2002; JOHNSON, 2003). REEMS et al. (2003) berichten von 98 % Erfolg bei der Anwendung der Platten-Nagel-Kombination. Einerseits hängt dies mit den biomechanischen Vorteilen des Modells gegenüber der einzelnen Knochenplatte zusammen (HULSE et al., 1997). Andererseits spielen biologische Faktoren eine Rolle.

Die Anwendung der PNK erlaubt es, auf das mühsame Zusammensetzen aller Knochensegmente zu verzichten. Dadurch wird die Vitalität der Knochensegmente

aufrecht erhalten, die Operationszeit verkürzt und ein zusätzliches Operationstrauma reduziert. Bei hochgradigen Trümmerfrakturen ist es möglich, die Platte nur mit wenigen Schrauben pro Hauptfraktursegment zu befestigen und sie über das Frakturgebiet hinwegzuschieben. Die Größe der Platte richtet sich nach Gewicht und Größe des zu behandelnden Tieres. Bei schwereren Patienten kann neben der breiten 3,5 mm-DCP, der schmalen 4,5 mm-DCP oder der breiten 4,5 mm-DCP auch die Verlängerungsplatte angewendet werden (STÜRMER, 1996; HULSE et al., 1997).

Bei Verwendung eines Marknageldurchmessers von 35 bis 40 % der Markhöhle bewirkt die während der Belastung der Gliedmaße auftretende Mikrobewegung am Frakturspalt einen positiven Effekt bei der Knochenheilung (HULSE et al., 2000). Je größer der Frakturspalt ist, desto eher wird die Anwendung des "40 %-Nagel" empfohlen. Um die biologische Aktivität des Knochens zu erhöhen und damit die Knochenheilung zu beschleunigen, kann der Nagel nach Einschätzung des Heilungszustandes nach einigen Wochen entfernt werden (HULSE et al., 1997).

2.1.3 Nachteile der Platten-Nagel-Kombination

Ein Nachteil der PNK besteht darin, daß es manchmal zu Reibung und dadurch zu Knochenresorption an der Knocheninnenseite kommt (HULSE et al., 1997). Dies kann zur Stabilitätsverminderung der Frakturversorgung führen. Ferner ist es nicht immer möglich, die Schrauben in sowohl Cis- als auch Transkortex zur Sicherung der Platte zu setzen. Bei hohen Belastungen besteht daher die Gefahr der Schraubenlockerung (HULSE et al., 1997). Heilungsschwierigkeiten können auftreten, wenn zu große Nägel (> 50 % des Markraumes) verwendet werden (HULSE et al., 2000). Dies wird mit der zu großen Steifigkeit des Konstrukts und dem dadurch resultierenden "stress-shielding" (Osteoporose und Knochenschwächung) erklärt (KRAMERS, 1998).

2.2 Der Verriegelungsnagel

2.2.1 Der Verriegelungsnagel in der Humanchirurgie

Intramedulläre Schienungsverfahren waren schon in der Antike bekannt (FARILL, 1952). Im 16. Jahrhundert wurden harzige Holzstäbe von den Azteken und Inkas zur Behandlung von Pseudarthrosen eingesetzt (DUELAND, 1998). Ende des 19. und Anfang des 20. Jahrhunderts wurde Elfenbein als Implantatmaterial verwendet (BIRCHER, 1886; KÖNIG, 1913).

1940 stellte KÜNTSCHER die einfache Marknagelung mit einem Metallnagel vor, 1962 den ersten Verriegelungsnagel unter der Bezeichnung "Detentionsnagel" (Abb. 8) (KÜNTSCHER, 1940, 1962). Für Etagen- oder Trümmerfrakturen des Oberschenkels ist der VN heute in der Humanchirurgie die bevorzugte Behandlungsmethode (HUCKSTEP, 1975, 1986; JOHNSON et al., 1984; KEMPF et al., 1985; KLEMM und BÖRNER, 1986; BRUMBACK et al., 1988; WISS et al., 1990; HOOPER et al., 1991; HAJEK et al., 1993; WINQUIST et al., 2001). Der Einsatz des Bildverstärkers (KEMPF et al., 1978; SUHM et al., 2000) erleichtert die Implantation des Verriegelungsnagels (DUELAND, 1998).

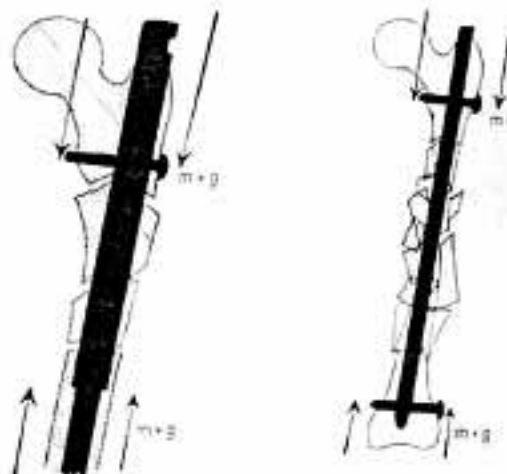


Abb. 8: Küntschers Detentionsnagel, 1968
(aus: SCHRÖDER, 2001).

2.2.2 Der Verriegelungsnagel in der Kleintierchirurgie

2.2.2.1 Geschichte

JOHNSON und HUCKSTEP (1985) setzten erstmals einen modifizierten Huckstep-Nagel zur Frakturbehandlung beim Hund ein. UTA (1992) publizierte hervorragende tierexperimentelle Ergebnisse bei der Anwendung des titanlegierten "J-type nail", der aus einem innerem Nagel und einem äußeren Zylinder besteht. DURALL und DIAZ (1993) berichten von der Entwicklung und klinischen Anwendung eines vielfach gelochten Verriegelungsnagels zur Anwendung bei Hund und Katze (Insorvet, Barcelona, Spanien). Auch ENDO (1998) stellt in einer unabhängigen Studie einen VN zur Anwendung bei Hund und Katze vor und berichtet von ermutigenden klinischen Resultaten. DUHAUTOIS (1993, 1995, 2003) beschreibt ebenfalls ein VN-System für die Kleintierchirurgie (Numédic Company, Cholet, Frankreich). Bei diesem System werden Schrauben mit einem vergrößerten Schraubenkerndurchmesser verwendet, was die Gefahr des Schraubenbruches mindert.

DUELAND begann 1989 mit der Entwicklung eines VN-Systems für Kleintiere (ROUSH und MCLAUGHLIN, 1999). Das Resultat seiner Arbeit ist der heute wohl am häufigsten verwendete Verriegelungsnagel in der Kleintierchirurgie (Abb.9), der auch in der vorliegenden Studie zur Anwendung kam (Innovative Animal Products, Rochester, MN, USA). Dieses System bietet VN mit verschiedenem Design und Größe an (4-Loch, 3-Loch, die Löcher 11 mm oder 22 mm voneinander entfernt; Durchmesser/Schraubengröße [mm]: 4,0/2,0; 4,7/2,0; 6/2,7; 8/3,5). Ein 6 mm-VN, der 140 mm lang ist, proximal und distal 2 Löcher für 2,7 mm-Schrauben aufweist, die 11 mm voneinander entfernt sind, wird offiziell mit der Nummernfolge 11-06-140-02-2,7 bezeichnet.

Aus Vereinfachungsgründen wird in der vorliegenden Arbeit beispielsweise ein VN mit 6 mm Durchmesser, der mit zwei proximalen und zwei distalen 2,7 mm Schrauben verriegelt ist, 6 mm/2,7-VN genannt. Werden 3,5 mm Schrauben verwendet oder handelt es sich um einen 8 mm-VN mit 4,5 mm Schrauben, ist die Bezeichnung 6 mm/3,5-VN bzw. 8 mm/4,5-VN. Sind nur zwei Schrauben pro Nagel vorgesehen, ist die Bezeichnung 8 mm/2x4,5-VN.

In den letzten Jahren wurden mehrere Veränderungen am Design des VN vorgenommen. Die ersten klinischen Fallbeispiele (DUELAND et al., 1993) beschreiben die Ergebnisse des VN der “Ersten Generation”. Die “Neue Generation” wurde 1998 vorgestellt (LEWIS, 1998; s. auch Kap. 2.2.4).

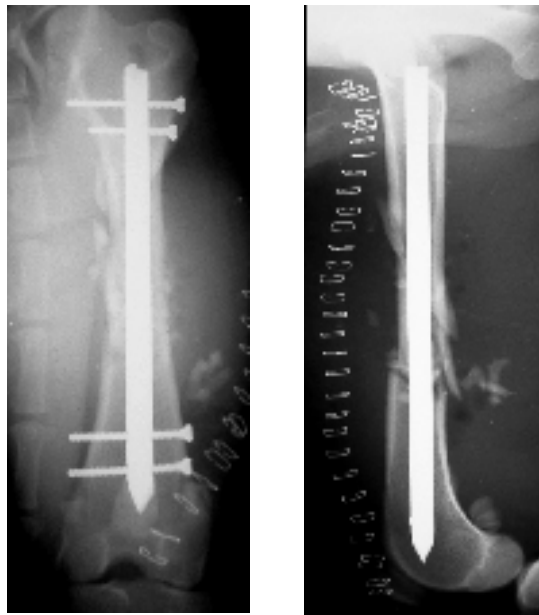


Abb. 9: Winquist–Hansson Grad-5-Fraktur des linken Femur eines drei Jahre alten, männlichen Mischlings, fixiert mit einem 6 mm-VN.

2.2.2.2 Indikation und Kontraindikation

Tiere aller Gewichtsklassen können mit dem VN versorgt werden. Verriegelungsnägel sind für die Frakturversorgung von diaphysären Frakturen des Humerus, des Femur oder der Tibia anwendbar. Die Frakturformen können Querfrakturen, Schrägfrakturen oder Trümmerfrakturen beinhalten, dürfen aber nicht die metaphysären Regionen des Knochens betreffen, da an dieser Stelle die Schrauben greifen (ROUSH und MCLAUGHLIN, 1999). Als Kontraindikationen für Marknagelung von Trümmerfrakturen werden in der Humanmedizin Polytrauma, insbesondere in Verbindung mit Thorax- und Schädeltrauma, genannt. In diesen Fällen sollte die überbrückende Plattenosteosynthese angewandt werden. Hierdurch wird erstens das Risiko, Markrauminhalt in die Lunge oder den Hirnkreislauf einzuschwemmen, verringert und

zweitens die Operationszeit verkürzt und damit das Narkoserisiko gesenkt (STÜRMER, 1996).

2.2.2.3 Planung der Operation

Bei der präoperativen Planung wird entschieden, welches VN-Modell für die entsprechende Fraktur am geeignetsten ist. Durchmesser, Anordnung der Querbohrungen und Länge des VN werden ausgewählt. Hierbei sollten die vom Hersteller gelieferten Schablonen an Röntgenansichten der betroffenen und der kontralateralen Gliedmaße in zwei Ebenen angelegt werden. Krümmungen des Knochens können den Einsatz des VN möglicherweise unpraktikabel machen. Der beim Röntgen entstehende Vergrößerungseffekt (CURREY, 1990) ist im Design der Schablonen berücksichtigt. Der Durchmesser des VN sollte den des intramedullären Isthmus nicht überschreiten, um einer Sprengung des Knochens beim Eintreiben des Nagels vorzubeugen. Als Maß können 70–90 % des Isthmus des Knochens verwendet werden (ROUSH und MCLAUGHLIN, 1999). Nach Möglichkeit sollten VN mit zwei Querbohrungen im proximalen und distalen Teil gewählt werden, um die Stabilität des Implantates über einen längeren Zeitraum zu gewährleisten (KARAMPOUR, 2001; CHEN et al., 2002, MOSES et al., 2002; REEMS et al., 2003). Das Flächenträgheitsmoment des VN ist auf Höhe des Schraubenloches verringert. Das macht den VN an dieser Stelle anfälliger für Biegekräfte (DUELAND et al., 1999). Da Biegekräfte vor allem am Frakturspalt zu erwarten sind, sollten die Verriegelungsschrauben in der Kleintierchirurgie einen Minimalabstand von 2 cm zum Frakturspalt haben, um die Gefahr des Schrauben- oder Nagelbruches zu vermindern (DUELAND et al., 1999). Um der Bildung von Fissuren von der Schraube zum Frakturspalt vorzubeugen, wird in der Humanmedizin sogar ein Abstand von 5 cm empfohlen (BUCHHOLZ et al., 1987). Zur Bestimmung der korrekten Länge sollte die Spitze des Nagels im distalen metaphysären Bereich liegen, der Kopf nahe des proximalen Knochenendes. Die VN bestehen aus 316 L rostfreiem Stahl und sind mit der Qualität und Gewebeerträglichkeit von bisher in der Chirurgie verwendeten Implantaten gleichzusetzen (ROUSH und MCLAUGHLIN, 1999). Bei einer Marknagelung ist dennoch prinzipiell die vorsorgliche Verabreichung von Antibiotika ab dem Zeitpunkt

der Narkoseeinleitung anzuraten (DUNNING, 2003). Werden Verriegelungsschrauben nur in einem Hauptfrakturfragment gesetzt, spricht man vom “Dynamischen Modus”, während man bei Verriegelung mit Schrauben im proximalen und distalen Fragment vom “Statischen Modus” spricht. GEORGIADIS et al. (1990) und DUHAUTOIS (1993) bestätigen den positiven Effekt der Dynamisation, über den schon KEMPF und GROSSE (1985) sowie HUCKSTEP (1975) berichteten: Durch Entfernung einer der distalen Schrauben in der sechsten bis zehnten Woche *post operationem* wird das statische System des VN in ein dynamisches System umgewandelt. Am Frakturspalt erfolgt eine erhöhte Mikrobewegung in axialer Richtung, die eine gute kortikale Kallusbildung mit langfristig hoher Stabilität sowie schneller Knochenheilung nach sich zieht (WITZEL, 1989; DUHAUTOIS, 1993).

2.2.2.4 Heilung mit dem Verriegelungsnagel

Nach Einführung der Marknagelung und des Detentionsnagels beschäftigten sich zahlreiche tierexperimentelle Untersuchungen mit der intramedullären und kortikalen Vaskularisierung und Mikrozirkulation bei Anwendung dieser Implantate (KÜNTSCHER, 1940, 1962; EITEL et al., 1980; STÜRMER und SCHUCHARDT, 1980; WEIß und SCHMIT-NEUERBURG, 1983). Diese Studien erbrachten den Nachweis, daß die für die gedeckte Marknagelung typische Erhaltung des Periosts eine signifikante Zunahme an revaskularisiertem Kortex bewirkt und damit die Fragmentvitalität erhält (WEIß und SCHMIT-NEUERBURG, 1983). Wenn eine gute Stabilität erreicht werden kann, soll daher die Anwendung des VN bei Mehrfragment- und Stückfrakturen im Vergleich zur Plattenosteosynthese bevorzugt werden. Hingegen kann es bei der herkömmlichen Methode der Plattenosteosynthese mit offener Reposition zum Verlust von Periost und kortikalen Vaskularitätsstörungen und damit zu negativen Auswirkungen auf die Knochenheilung kommen (RHINELANDER, 1968; WEIß und SCHMIT-NEUERBURG, 1983). Das Aufbohren der Knochenmarkshöhle kann zwar die Einführung des VN erleichtern, es erhöht aber gleichzeitig den kortikalen Durchblutungsausfall von 30 % auf 70 % (BÖHM et al., 1995). Die daraus resultierende verminderte Blutzufuhr kann zu Knochenheilungsstörungen führen, weshalb empfohlen wird, auf eine Aufbohrung zu verzichten.

DUELAND (1998) zeigt, daß das geheilte Femur nach Anwendung der VN-Osteosynthese ähnliche Steifigkeitswerte bei Torsion und Kompression und höhere Werte bei Biegung aufweist, als ein intaktes Femur. Diese Ergebnisse zeigen, daß es unnötig ist, den VN nach der Knochenheilung aus der Knochenmarkshöhle zu entnehmen. Klinisch wurde dies von DUHAUTOIS (2001, 2003) bestätigt, der bei 73 % der Patienten den VN nicht entfernte und von keinen Komplikationen durch das Belassen des VN in der Knochenmarkshöhle berichtet.

2.2.3 Klinische Resultate des Verriegelungsnagels in der Kleintierchirurgie

2.2.3.1 Fallberichte

In einer Studie von DURALL und DIAZ (1996) wurden zehn Hunde mit einem 7 mm-Nagel (4 mm Kortikalisschrauben) und fünf Hunde mit einem 6 mm-Nagel (3 mm-Kortikalisschrauben) versorgt. Zwölf von 15 Hunden in dieser Studie genasen problemlos und erreichten ein vollständiges Funktionieren ihrer Gliedmaße innerhalb von 8–16 Wochen. Bei den restlichen drei Tieren war eine zweite Operation wegen Schmerzen, Sequesterbildung oder Pseudarthrosebildung erforderlich. Andere Berichte mit kleinem Patientengut beschrieben eine meist erfolgreiche Behandlung von Trümmerfrakturen des Femur, der Tibia und des Humerus (DURALL et al., 1993; MUIR et al., 1993; DUHAUTOIS, 1993).

Weitere Ergebnisse sind aus größeren Fallstudien erhältlich. APER et al. (2003) werten bisher publizierte klinische Fallberichte über Frakturbehandlungen mit dem VN aus und kommen auf eine Erfolgsrate von 83–96 % . DUELAND et al. (1999) berichten von 134 Fällen, bei welchen VN der Ersten Generation angewendet wurden. 103 der Brüche waren als Trümmerbruch zu klassifizieren, wovon 70 stark instabil waren (Winqvist-Hansen Grad-5). Die Frakturen wurden mit 8 mm/4,5-VN oder mit 6 mm/3,5-VN versorgt. Es wurden eine bis vier Schrauben pro Segment, sowie in den meisten Fällen zusätzlich Cerclage-Draht und die Anlagerung von Knochenspänen bei der Operation eingesetzt. In 83 % der Fälle gelang die Heilung auf Anhieb. Die Funktion der Gliedmaße war in 86 % der Fälle als hervorragend, in 12 % als gut einzuordnen. In 17 % der Fälle kam es zu Komplikationen: neun Nagelbrüche (acht 6 mm- und ein 8 mm-Nagel), vier

Irritationen des n.ischiadicus und zwei Kontrakturen des m.quadriceps. Aufgrund dieser Komplikationen empfehlen die Autoren, möglichst 8 mm-VN zu verwenden und den Durchmesser der Querbohrungen im VN zu reduzieren. Diesem Vorschlag wurde bei der Fertigung der Neuen VN-Generation (LEWIS, 1998) gefolgt. LORINSON et al. (2000) berichten über ausgezeichnete Ergebnisse bei der Frakturbehandlung von 19 Hunden und 8 Katzen mit diesem System. 19 der Frakturen in dieser Studie waren als Splitterfraktur, 11 darunter als Winquist-Hansen Grad-5-Fraktur einzustufen. 8 mm/3,5- sowie 6 mm/2,7- und 4,7 mm/2,0-VN wurden verwendet. Die Vernagelung der am weitesten distal gelegenen Querbohrung erwies sich als umso problematischer, je kürzer das distale Frakturstück war. Postoperativ kam es bei einem Hund wegen ungenügender Bewegungseinschränkung zum Bruch der distalen Schraube mit Folge des Versagens der Frakturreparatur. Bei zwei Tieren wurden periartikuläre Granulome um die Nagelenden festgestellt, die zu leichter Lahmheit führten. Bei allen weiteren Tieren verlief die Heilung komplikationslos. HORSTMAN und BEALE (2002) stellen in einer retrospektiven Studie 65 Fälle vor (Femur=45, Humerus=8, Tibia=15), darunter zehn offene Frakturen. Durch die Anwendung der minimal invasiven Osteosynthese konnte die durchschnittliche Operationszeit auf eine Stunde und 15 Minuten begrenzt werden. Trotz einer Komplikationsrate von 26 % kam es in den meisten Fällen schließlich zur Knochenheilung.

Die meisten der großangelegten retrospektiven Studien berichten über die Ergebnisse von sowohl Humerus-, Femur- als auch Tibiafrakturen. MOSES et al. (2002) konzentrieren sich allein auf die Resultate der Frakturbehandlung des Humerus mittels VN der Neuen Generation. 21 Humerusfrakturen, davon 18 instabile Trümmerbrüche und vier offene Frakturen, wurden mit 4,7 mm-, 6 mm- oder 8 mm-VN versorgt. Postoperativ kam es in zwei Fällen, bei welchen das proximale Fraktursegment nur mit einer proximal der Linea m. tricipitis plazierten Schraube gesichert war, zum Ausbrechen der Schraube. An dieser Stelle besteht die Knochensubstanz hauptsächlich aus Spongiosa. Da die dicke Kortikalis und der Druck während Gewichtsbelastung distal der Linea m. tricipitis (PENWICK et al., 1991) im Gegensatz zu der weichen Knochensubstanz und dem Zug der proximal der Linea m. tricipitis inserierenden Muskeln (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor und m. deltoideus) stehen, kommt es wahrscheinlich zu einer großen Hebel-

wirkung an dieser Stelle, die zum Ausbrechen der Schraube führen kann. Wenn nur eine Schraube im proximalen Fraktursegment gesetzt werden kann, sollte dies distal oder kaudal der Linea m. tricipitis geschehen. Unter den Komplikationen waren des weiteren ein Schraubenbruch, eine Osteomyelitis und zwei Radialislähmungen. In 14 Fällen konnte radiologisch eine Knochenheilung nach ca. neun Wochen festgestellt werden.

DUHAUTOIS (2001, 2003) beschreibt Ergebnisse von 121 Fällen der Frakturbehandlung mit VN. Bei 77 % fand eine komplikationslose Heilung statt. Bei 23 % der Patienten traten postoperative Komplikationen auf (zwei Pseudarthrosebildungen, drei Nagelbrüche, vier Nagelbiegungen, fünf Schraubenbiegungen bzw. Schraubenbrüche). Davon waren 4 % auf technische Fehler zurückzuführen und 9 % erforderten eine Nachoperation. Nach drei Monaten zeigten 95 % der Patienten eine hervorragende bis gute Gliedmaßenfunktion. Auch bei Katzen scheint die Anwendung des VN gute Resultate zu erzielen (DURALL und DIAZ, 1999; LORINSON et al., 2000; LARIN et al., 2001; DUHAUTOIS, 2001; BASINGER und SUBER, 2002; HORSTMAN und BEALE, 2002). SUBER und BASINGER (2003) berichten von guten klinischen Resultaten bei der Anwendung von Verriegelungsbolzen, anstelle von Verriegelungsschrauben.

2.2.3.2 Komplikationen

Komplikationen bei der Anwendung der intramedullären Nagelung in der Humanmedizin umfassen Lungenembolie (CHRISTIE et al., 1995), Implantatfehler durch technisches Versagen (BRUMBACK et al., 1988) sowie Instabilität oder Infektion *post operationem* (HUNT et al., 1980, THOMETZ et al., 1995). Außerdem wird von einer Verletzung des n. axillaris (BLUM und ROMMENS, 2002) und einem Ermüdungsbruch des Nagels berichtet (BUCHHOLZ et al., 1987; FRANKLIN et al., 1988). Diese Komplikationen sind ebenfalls in der Tiemedizin denkbar. FURNEAUX (1974) berichtet vom Tode zweier Hunde durch eine Fettembolie. Bei der Verwendung von regulären Steinmann-Nägeln kam es außerdem zu folgenden Komplikationen: Nagelwanderung und Refrakturierung (CECHNER et al., 1977), Verletzung des n. ischiadicus (WITHROW und AMIS, 1977), Verletzung des artikulären Knorpels im Kniegelenk (LESSER et al., 1984; DIXON et al., 1994), Durchstoßen des Kortex, Instabilität *post operationem* mit daraus resultierenden Angulationsdeformitäten oder Pseudarthrosebildung sowie Seromformation proximal des

Nagelendes (SCHRADER, 1991). Diese Komplikationen können auch beim VN auftreten. Bei der Verriegelungsnagelung wird immer wieder die Platzierung der am weitesten distal gelegenen Schraube als problematisch beschrieben. Trotz Zielvorrichtung kommt es zu Schwierigkeiten, die Querbohrung zu treffen, was teilweise zu frühzeitiger Dynamisation und Refrakturierung führt (DURALL et al., 1994; LORINSON et al., 2000; DUAHAUTOIS, 2001, 2003; BASINGER und SUBER, 2002). In einigen Fällen bricht der 6 mm-Verriegelungsnagel an der für 3,5 mm-Schrauben vorgesehenen Querbohrung (DUELAND und JOHNSON 1993). Nagelbiegung, Schraubenbiegung bzw. Schraubenbruch, insbesondere durch die dem Frakturspalt nahegelegene Querbohrung, werden auch von DUHAUTOIS (2001, 2003) als ernstzunehmendes Problem erwähnt. HORSTMAN und BEALE (2002) führen ebenfalls einen Fall von Knochenbruch distal des VN-Endes auf.

Auch nach Einführung der Neuen VN-Generation kommt es noch zu Schraubenbiegung und Schraubenausbruch (BASINGER und SUBER, 2002; SUBER et al., 2002). Frakturen, die durch deformierte VN-Komponenten instabil geworden sind, können durch zusätzliche Implantation oder durch den Ersatz des Implantates mit einem neuen VN (DUELAND et al. 1999; BASINGER und SUBER, 2002), durch Anbringung eines externen Fixateurs (BASINGER und SUBER, 2002), durch die zusätzliche Implantation von Steinmann-Marknägeln (SUBER et al., 2002) oder durch Ersatz bzw. zusätzliche Implantation mit einer Knochenplatte (UENG und SHIH, 1998; LORINSON et al., 2000) stabilisiert werden. Als weitere Komplikationen werden beschrieben: Brechen des Bohrers, Fraktur des Knochens entlang von Haarrissen, Radialislähmung, Wanderung des VN nach Nagelbruch oder bei Anwendung des dynamischen Modus (MOSES et al., 2002; DUAHAUTOIS, 2003), Irritation des n. ischiadicus, Quadrizepskontraktur (DUELAND et al., 1999; DUAHAUTOIS, 2003), verzögerte Frakturheilung, Pseudarthrosebildung (DURALL und DIAZ, 1996; DUHAUTOIS, 2001, 2003), durch zu lange Schrauben oder Sequesterbildung hervorgerufene Schmerzen (DURALL und DIAZ, 1996) und schließlich oberflächliche Wundinfektionen sowie eine Bildung von Serom und Leck-Granulom (BASINGER und SUBER, 2002, HORSTMAN und BEALE, 2002). DURALL et al. (2003) beschreiben zwei Fälle des sogenannten "Scheibenwischer Effektes", welcher zwar möglicherweise durch Instabilität des VN hervorgerufen wird,

den Heilungsvorgang allerdings nicht zu beeinflussen scheint. In der Humanmedizin werden offene Frakturen, die durch eine Osteomyelitis verkompliziert sind, oftmals erfolgreich mit dem VN stabilisiert (KALTENECKER et al., 1990). Auf diese Erfahrungen beziehen sich MUIR und JOHNSON (1996) sowie DUAHAUTOIS (2003), welche die erfolgreiche Behandlung einer Osteomyelitis-bedingten Pseudarthrose mit dem VN beschreiben. Im Gegensatz zum sonst üblichen Vorgehen, den VN im Knochen zu belassen (BRUMBACK et al., 1996; DUELAND et al., 1996; MOSES et al., 2002), empfehlen MUIR und JOHNSON (1996) hingegen, das Implantat im Falle von Osteomyelitis nach der Knochenheilung zu entfernen, um eine Reinfektion zu vermeiden. Diese Meinung wird durch die Studie von SMITH et al. (1989) unterstützt, die das erhöhte Risiko von Osteomyelitis in Zusammenhang mit Metallimplantaten beschreibt. Hingegen berichten MOSES et al. (2002) von zwei Osteomyelitis-Fällen, die nach VN-Behandlung auftraten. Insgesamt sind unter allen bisher publizierten Frakturbehandlungen mit dem VN in der Veterinärchirurgie nur fünf Fälle von Osteomyelitis beschrieben (MOSES et al., 2002).

2.2.3.3 Zusammenfassung der klinischen Erfahrungen

LORINSON et al. (2000) beurteilen den VN als technisch einfache, kostengünstige und stabile Versorgungsmethode von Frakturen langer Röhrenknochen beim Kleintier. Wann immer möglich, sollten VN mit dem größten Durchmesser und der maximalen Anzahl an Schrauben verwendet werden (DUELAND et al., 1999; MOSES et al., 2002). Falls notwendig, sollte man den VN mit zusätzlichen Implantaten unterstützen (BASINGER und SUBER, 2002). Eine Entfernung des Implantates ist in der Regel nicht notwendig (BRUMBACK et al., 1996, DUELAND et al., 1996; DUAUTOIS, 2003). Für ein gutes Ergebnis ist die Ruhighaltung des Tieres in der postoperativen Phase unbedingt nötig (LORINSON et al., 2000). In einigen Fällen wurde eine postoperative Instabilität (unter anderem in Rotation) und verzögerte Knochenheilung nach Anwendung des 6 mm-VN festgestellt (BASINGER und SUBER, 2002; DEJARDIN, 2002; KIRSCH, 2002; SUBER et al, 2002; DURALL et al., 2003).

Die in Kapitel 2.2.3 beschriebenen Probleme und Unsicherheiten bei der Anwendung des VN zeigen klar die Notwendigkeit neuer biomechanischer Untersuchungen und einer darauf aufbauenden Weiterentwicklung des VN-Systems, wenn die Komplikationsrate bei der klinischen Anwendung des VN vermindert werden soll.

2.2.4 Biomechanik des Verriegelungsnagels in der Kleintierchirurgie

DUHAUTOIS (1993) beschreibt erste biomechanische Testergebnisse an Fraktur-Modell-Konstrukten des caninen Femur. Alle Tests wurden bis zum Bruch des Fraktur-Modell-Konstruktes durchgeführt. 6 mm/3,5-VN und 8 mm/3,5-VN wurden in Kompression (2 mm/min; n=3 pro Gruppe) getestet. Zwei 6 mm-VN wurden in Biegung (8 mm/min) getestet. Drei 8 mm-VN wurden in Torsion (8 mm/min) getestet. Für den Kompressionstest wurde in einem Fraktur-Modell-Konstrukt ein ca. 2 cm großes Knochenfragment aus der Mitte des Knochens entfernt. In allen weiteren Tests war der Frakturspalt sehr klein.

BÖHM et al. (1995) vergleichen die biomechanischen Eigenschaften von 5 mm-, 6 mm-, und 7 mm-Hohl- (H) und Vollnägeln (V) auf Biegesteifigkeit und Elastizitätsgrenze vor und nach klinischem Einsatz (8 Wochen). Die Testverfahren wurden unter DIN-Normwerten für Materialforschung durchgeführt. Insgesamt wurden 41 selbstkonstruierte VN getestet.

DUELAND et al. (1996) untersuchen vier Testgruppen: 1.) Einzelne VN: 6 mm (3,5 mm-Schraubenlöcher) und 8 mm (4,5 mm-Schraubenlöcher) mit 5 bis 10 Schraubenlöchern (n=3 pro Design). 2.) Intakte canine Femora (n=10). 3.) Intakte canine Femora mit 8 mm-VN und verschiedenen Schraubenkombinationen (n=5 pro Kombination) 4.) Gepaarte canine Femora-Fraktur-Modell-Konstrukte (3 mm-Frakturspalt) mit 6 mm- und 8 mm-VN und verschiedenen Schraubenkombinationen (n=7). Das Gewicht aller Spendertiere betrug mehr als 23 kg. Biegetests wurden mit Biegung parallel zu den Schraubenlöchern (kranio-kaudal) und im rechten Winkel zu den Schraubenlöchern (medio-lateral) vorgenommen. Außer der Biegesteifigkeit wurden auch die Torsionssteifigkeit sowie die Torsionsfestigkeit gemessen. Die Ergebnisse wurden mit Meßwerten von intakten Femora verglichen. Die Werte in Biegung und Torsion werden zum besseren Verständnis

in der vorliegenden Arbeit von radian in Grad umgerechnet wiedergegeben, wobei 1 radian = 57,3 Grad entspricht.

DUELAND et al. (1996, 1997) und DUELAND (1998) beschreiben Experimente, um die klinisch aufgetretenen VN-Brüche (DUELAND und JOHNSON, 1993; DUHAUTOIS, 1995; DUELAND et al., 1997) näher zu beleuchten. Dazu wurden acht verschiedene VN-Designs (8 mm/4,5-, sowie 8 mm/3,5- und 6 mm/3,5- als auch 6 mm/2,7-VN, n=5 pro Design) in zyklischer Biegung (20.000 bis 500.000 Zyklen) auf Biegesteifigkeit bis zur Ermüdung getestet. Sofern es nicht zum Ermüdungsbruch kam, berechnete ein statistisches Modell die Dauer bis zum Ermüdungsbruch. In der Studie von 1997 wurde auf Torsionstests mit der Begründung verzichtet, daß Torsion keine wichtige Rolle spiele (es werden DUELAND 1996, SCHNEIDER et al., 1990 und RUMPH et al., 1994 zitiert). Dennoch wird in der Publikation von 1998 über biomechanische Daten, die unter Torsionsbelastung gesammelt wurden, berichtet (DUELAND, 1998).

ROE (1998) beschreibt Ergebnisse zur Untersuchung des Flächenträgheitsmomentes von VN und DCP (Biegebelastung) anhand mathematischer Überlegungen. Er erläutert auch die Veränderungen am Design des bisher kommerziell erhältlichen VN: Verkleinerung der Schraubenlochgrößen bei 8 mm- und 6 mm-VN, Verkleinerung der Schraubendurchmesser, Verkleinerung des Abstandes der Schraubenlöcher sowie Angebot eines VN mit nur einem Loch entweder im proximalen oder distalen Abschnitt des Nagels (Neue VN-Generation).

BERNARDÉ et al. (2001, 2002) vergleichen den 8 mm/3,5-VN mit der 3,5 mm-DCP (n=10 pro Gruppe). An einem caninen Fraktur-Modell-Konstrukt (Gewicht der Tiere: 31–44 kg, 2,5 cm Frakturspalt) wurden exzentrische axiale Kompressionstests und außerdem Biegungstests durchgeführt, sowie die Bewegung am Frakturspalt untersucht. Steifigkeit, Elastizitätsgrenze sowie maximale Kompressionsfestigkeit des FMK wurden gemessen.

SUBER et al. (2002) untersuchen die Stabilität des 4,7 mm/2,0-VN (n=8) unter medio-lateraler und kranio-kaudaler Biegung und vergleichen sie mit der einer Kombination aus VN und zwei Steinmann-Nägeln (n=8). Zwei Zyklen (5 mm/min) wurden bis zu einer Belastungsgrenze von 750 N durchgeführt und anschließend die Festigkeit der Implantate getestet.

REEMS et al. (2003) beschreiben die Ergebnisse von vergleichenden biomechanischen Torsionstests an Fraktur-Modell-Konstrukten mit 8 mm-VN, die im distalen Nagelabschnitt mit zwei bzw. mit einer Verriegelungsschraube im Knochen verankert waren (n=16).

Die proximalen Fraktursegmente wurden in Außenrotation mit vollständigem sinusoidalen Rhythmus bei 2 Hz bis 5 Nm für 50.000 Zyklen getestet. Anschließend wurden die Fraktur-Modell-Konstrukte mit einer Geschwindigkeit von 10 °/s bis zum Bruch in Torsion belastet. Falls das Fraktur-Modell-Konstrukt schon vorher brach, wurde ein Winkel von 45° als Torsionsfestigkeitswert verwendet. Der Bruchmodus wurde per Röntgenbild und makroskopischer Inspektion beschrieben.

Derselbe Versuchsaufbau wurde von den Autoren benutzt, um bei dem 6 mm/2,7-VN die Unterschiede zwischen dem Modell 11 und dem Modell 22 (11 mm bzw. 22 mm Abstand zwischen den Nagellöchern) zu beschreiben (REEMS et al., 2003).

Es erscheint sinnvoll, die Untersuchungsergebnisse bisher publizierter biomechanischer Studien am VN in der Reihenfolge Torsion, Kompression und Biegung wiederzugeben, da diese Reihenfolge auch in den biomechanischen Tests der vorliegenden Arbeit verwendet wurde. In den meisten bisher publizierten Studien wurden canine Femora als Modell verwendet (DUELAND et al., 1996). Um eine Beziehung zu den biomechanischen Verhältnissen des intakten caninen Femur zu bekommen, sind diese Werte jedem Unterkapitel vorangestellt. Statistische Signifikanz wurde in allen Untersuchungen mit $p \leq 0,05$ festgelegt.

2.2.4.1 Torsion

Für intakte Femora geben DUELAND et al. (1996) die durchschnittliche Torsionssteifigkeit mit $1,5 \pm 0,4 \text{ Nm/}^\circ$ an. Die durchschnittliche Torsionsfestigkeit lag bei Torsionswerten von $16,4 \pm 3,3^\circ$ bei $30 \text{ Nm} \pm 12 \text{ Nm}$.

DUELAND et al. (1996, 1998) und DUELAND (1997) stellen fest, daß einzelne **6 mm-VN** unter Torsionsbelastung 220 % weniger steif waren als 8 mm-VN und bei Untersuchung der Torsionssteifigkeit ca. 32 % der Werte eines intakten Femur aufwiesen. 6 mm/3,5 -Fraktur-Modell-Konstrukte zeigten eine durchschnittliche Torsionssteifigkeit

von $0,31 \text{ Nm}^\circ$ (21 % des intakten Femur) (DUELAND et al., 1996). Außerdem waren 6 mm/3,5-Fraktur-Modell-Konstrukte signifikant steifer in Torsion als 6 mm/3,5 mm-Fraktur-Modell-Konstrukte. Im Gegensatz hierzu fanden DUELAND (1997) und DUELAND et al. (1998) keinen signifikanten Unterschied in Torsionssteifigkeit bei Verdopplung der Anzahl der Schrauben ($0,28 \text{ Nm}^\circ$ und $0,32 \text{ Nm}^\circ$) bei den 6 mm/3,5 -Fraktur-Modell-Konstrukten. Die 6 mm/3,5 -Fraktur-Modell-Konstrukte wiesen eine durchschnittliche Torsionsfestigkeit von 12,5 Nm auf (41,7 % des intakten Oberschenkels). Die Reduktion des 6 mm/3,5-VN zum 6 mm/2,7-VN (Erste Generation und Neue Generation) resultierte, so die Autoren, in einer 52 mal größeren Ermüdungsresistenz unter Biegebelastung.

In Torsionsbelastung ergaben die Tests von DUELAND et al. (1996) zur Bestimmung der Festigkeitsgrenze, daß bei Test des 6 mm/3,5-Fraktur-Modell-Konstruktes das Implantat plastisch verformt wurde. Das Modell 11 des 6 mm/2,7-VN zeichnet sich durch eine höhere Festigkeit und größere Ermüdungsresistenz gegenüber dem Modell 22 aus (REEMS et al., 2003). DUHAUTOIS (1993) beschreibt die Torsionsstabilität eines **8 mm-VN**, der mit zwei 3,5 mm-Schrauben verriegelt ist, als ausreichend, physiologischer Belastung zu widerstehen. Er gibt allerdings keine Meßwerte an. Bei DUELAND et al. (1996) waren einzelne 8 mm-VN in Torsion 220 % steifer als 6 mm-VN. Die Torsionssteifigkeit von intakten Femora mit einem 8 mm/4,5-VN ähnelte der des intakten Femur ohne Implantat. Die 8 mm/3,5 -Fraktur-Modell-Konstrukte wiesen eine durchschnittliche Torsionssteifigkeit von $0,33 \text{ Nm}^\circ$ auf (22 % des intakten Femur). Die 8 mm/4,5 -Fraktur-Modell-Konstrukte zeigten eine durchschnittliche Torsionssteifigkeit von $0,6 \text{ Nm}^\circ$ (40,0 % des intakten Femur).

DUELAND et al. (1996) begründen die gute torsionale Stabilität des 8 mm/4,5 -VN mit dem Federeffekt, welcher von anderen Autoren (BUTTS, 1989; BECHTHOLD, 1989; JOHNSON, 1986) ebenfalls als wichtige mechanische Eigenschaft des VN beschrieben wird. Die durchschnittliche Torsionsfestigkeit der 8 mm-Fraktur-Modell-Konstrukte war signifikant höher als die der 6 mm-Fraktur-Modell-Konstrukte. 8 mm/4,5 -Fraktur-Modell-Konstrukte wiesen eine durchschnittliche Torsionsfestigkeit von 32 Nm auf (93,3 % des intakten Oberschenkels). Die Erhöhung von zwei auf vier Schrauben bei den 8 mm-Fraktur-Modell-Konstruktkombinationen bewirkte keinen signifikanten Unter-

schied in Bezug auf Stabilität in Torsion (DUELAND et al., 1996). DUELAND (1997) und DUELAND et al. (1998) hingegen stellen einen Anstieg der Torsionsfestigkeit von 13 Nm auf 28 Nm bei Erhöhung von 2 auf 4 Schrauben fest (4,5 mm Schraubendurchmesser).

Bei Prüfung des Bruchmodus unter Torsionsbelastung ergaben die Tests zur Bestimmung der Festigkeitsgrenze, daß bei 8 mm/4,5-Fraktur-Modell-Konstrukten der Knochen brach und bei 6 mm/3,5-Fraktur-Modell-Konstrukten das Implantat plastisch verformt wurde (DUELAND et al., 1996).

Bei DUELAND et al. (1997) und DUELAND (1998) hatte der 8 mm/4,5-VN die größte Torsions-, sowie die größte Biegesteifigkeit. Allerdings wies der 8 mm/3,5-VN die beste Ermüdungsresistenz unter Biegebelastung auf. JOHNSTON et al. (1991) und DUELAND et al. (1997) stellen bei dem 8 mm/4,5 -VN eine 20 % höhere Torsionsfestigkeit fest als bei einer 7-Loch breiten 3,5 mm-DCP und eine 40 % höhere Torsionsfestigkeit als bei einer 5-Loch schmalen 4,5 mm-DCP.

In den Untersuchungen zur Verriegelung mit einer oder zwei distalen Schrauben bei REEMS et al. (2003) waren nach 50.000 Zyklen noch sechs der 8 mm/3,5-Fraktur-Modell-Konstrukte intakt, während alle der 8 mm/1x3,5-Fraktur-Modell-Konstrukte gebrochen waren.

2.2.4.2 Kompression

DUHAUTOIS (1993) beschreibt den Mittelwert der Kompressionsfestigkeit eines **6 mm-VN**, der mit zwei 3,5 mm-Schrauben verriegelt ist, mit 142 N. Dies ist die einzige Quelle, aus der biomechanische Daten eines 6 mm-VN unter Kompression erhältlich sind.

Die Kompressionssteifigkeit des **8 mm-VN** mit vier 3,5 mm-Schrauben benennt DUHAUTOIS (1993) mit einem Mittelwert von 134 N/mm. BERNARDÉ et al. (2001) berichten, daß die Steifigkeit des VN in Kompression signifikant größer war als die der breiten 3,5 mm-DCP ($p=0,039$). Die mittlere Steifigkeit des VN betrug in Kompression bei kontinuierlich ansteigender Belastung (200 N in 60 s) $299,7 \pm 69,5$ N/mm. Bei etappenweise ansteigender Belastung (40 N/12 s-Schritte mit 6 s-Pausen) lag sie bei

340,8±99,3 N/mm. Für die DCP wurden 144,5±52 N/mm bzw. 152,8±50,1 N/mm gefunden.

2.2.4.3 Biegung

DUELAND et al. (1996) beschreiben die mittlere Biegesteifigkeit von intakten Femora mit 13,8±2,7 Nm/° (kranio-kaudal), 14,4±2,9 Nm/° (medio-lateral) und 14,1±2,9 Nm/° (kombiniert). Eine Biegung parallel zu den Schraubenlöchern reduziert die Biegesteifigkeit von VN um 20 % im Vergleich zur Biegung im rechten Winkel.

Für **4,7 mm-VN** sind wenig biomechanische Daten vorhanden. Sowohl unter medio-lateraler und kranio-kaudaler Biegung war eine Kombination aus VN und zwei Steinmann-Nägeln signifikant stabiler als ein einzelner 4,7 mm/2,0 -VN ($p=0,0028$ bzw. $p=0,0000249$) (SUBER et al., 2002).

Ein **6 mm-VN** widersteht nach DUHAUTOIS (1993) den physiologisch auftretenden Biegebelastungen im caninen Femur. BÖHM et al. (1995) untersuchten den Unterschied zwischen einzelnen Hohl- (H) und Vollnägeln (V) mit unterschiedlichen Durchmessern. Für Biegesteifigkeit und Elastizitätsgrenze ergab sich folgende Reihenfolge: 5 mm-H<6 mm-H<7 mm-H≤5 mm-V<6 mm-V<7 mm-V. Für den 6 mm-Vollnagel wurde eine Biegesteifigkeit von ca. 2000 (±100) N/mm festgestellt, die Elastizitätsgrenze dieses Nagels betrug ca. 1000 (±170) N.

Unabhängig von Bieungsrichtung, Schraubenanzahl oder -größe waren 6 mm-VN 270 % weniger steif in Biegung als 8 mm-VN. Die 6 mm/3,5 -Fraktur-Modell-Konstrukte wiesen eine durchschnittliche Biegesteifigkeit von 4,5 Nm/mm auf (33 % des intakten Femur) (DUELAND et al., 1996).

Bei DUELAND et al. (1996) zeigten **8 mm-VN** 79 % der Biegesteifigkeit eines intakten Femur. Die Autoren berichten auch, daß intakte Femora mit 8 mm/4,5 -VN 147 % Biegesteifigkeit im Vergleich zum intakten Femur ohne Implantat aufwiesen.

8 mm/3,5 -Fraktur-Modell-Konstrukte besaßen eine durchschnittliche Biegesteifigkeit von 9,3 Nm/° (67 % des intakten Femur). 8 mm/4,5-Fraktur-Modell-Konstrukte zeigten eine durchschnittliche Biegesteifigkeit von 9,1 Nm/° (65 % des intakten Femur) (DUELAND et al., 1996). Nach den Ergebnissen von DUELAND et al. (1997) und

DUELAND (1998) besitzt der 8 mm-VN mit vier 3,5 mm-Schrauben die größte Biege- und Torsionssteifigkeit. DUELAND et al. (1997) verdeutlichen ebenfalls, daß die Reduktion des Schraubenlochdurchmessers von 4,5 mm auf 3,5 mm beim 8 mm-VN im mathematischen Modell die Zeitspanne bis zum Ermüdungsbruch unter Dauerbelastung signifikant erhöht. Die Dauer bis zum Ermüdungsbruch des 8 mm/4,5 -Modells war statistisch dem 6 mm/2,7 -Modell gleichzusetzen. Die Autoren begründen dies mit dem enormen Einfluß des Flächenträgheitsmomentes auf den Biege- und Torsionswiderstand eines Implantates (vgl. Kap. 2.1.1.2). Bei ROE (1998) war das Flächenträgheitsmoment (unter Biegebelastung) eines 6 mm-VN oder eines 8 mm-VN vier bzw. zwölf mal größer als das einer 3,5 mm-DCP, wenn eine Biegung im rechten Winkel zu den Schraubenlöchern durchgeführt wurde. Bei Biegung parallel zu den Schraubenlöchern ist das Flächenträgheitsmoment (Biegebelastung) für die 6 mm- bzw. 8 mm-VN ein Drittel bzw. viereinhalb mal so groß wie das Flächenträgheitsmoment einer 3,5 mm-DCP.

BERNARDÉ et al. (2001, 2002) fanden keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zwischen einem 8 mm/3,5 -VN und einer breiten 3,5 mm-DCP. Die durchschnittliche Steifigkeit des VN in Biegung betrug bei kontinuierlich ansteigender Belastung (60 N in 60 s) $9,4 \pm 2,6$ N/mm, bei etappenweise ansteigender Belastung (40 N/12 s-Schritte mit 6 s Pausen) $10,3 \pm 2,9$ N/mm. Für die DCP ergaben sich die Werte $14,5 \pm 6$ N/mm bzw. $16,0 \pm 6,2$ N/mm. Die durchschnittliche Elastizitätsgrenze (5 mm/min) war in Biegung beim VN signifikant höher als bei der DCP (VN = $117,0 \pm 60,8$ N, DCP = $80,0 \pm 7,1$ N).

APER et al. (2003) beschreiben den Effekt von Knochendurchmesser und von exzentrischer Belastung auf die Ermüdungseigenschaften der bei der Implantation der 6 mm-VN verwendeten kortikalen 2,7 mm-**Verriegelungsschrauben**. Ihre Versuchsanordnungen simulierten die Schraubenplatzierung in Metaphyse oder Diaphyse des Knochens. Bei zunehmendem Knochendurchmesser (von 19 auf 31,8 mm) sank die Anzahl der Zyklen bis zum Ermüdungsbruch signifikant (von durchschnittlich 761.215 Zyklen auf 16.941). Ebenso bewirkte die exzentrische Belastung der Schrauben eine geringere Ermüdungsbruchsresistenz als die zentrische (43.068 bzw. 16.941 Zyklen).

DUELAND et al. (2003) vergleichen Verriegelungsschrauben mit den kürzlich entwickelten Verriegelungsbolzen verschiedener Durchmesser. Dabei waren die Bolzen unter

Biegungsbelastung 4,6 und unter Rotationsbelastung 11 mal stabiler als die Verriegelungsschrauben.

2.2.4.4 Klinische Relevanz bisher publizierter biomechanischer Studien

Die Ergebnisse von DUHAUTOIS (1993) sprechen für die Verwendung des VN zur Stabilisierung von caninen Femurfrakturen. Sowohl in den biomechanischen Untersuchungen als auch bei den ebenfalls in dieser Studie beschriebenen klinischen Fällen wurde mit Vollnägeln gearbeitet. BÖHM et al. (1995) zeigen, daß Vollnägel in der Kleintierchirurgie stabiler sind als Hohlnägel. Die Untersuchungen von DUELAND et al. (1996) lassen erkennen, daß 8 mm-VN-Kombinationen bei der Behandlung von Frakturen des caninen Femur (Hunde > 23 kg) den 6 mm-VN-Kombinationen vorgezogen werden sollten. Die Konsequenzen und Ergebnisse aus dieser Studie lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- 8 mm-VN, gesichert mit vier 3,5 oder 4,5 mm-Schrauben, sind adäquate Implantate zur Stabilisierung von Frakturen des caninen Femur.
- Eine Entfernung des 8 mm/4,5-VN ist nach Heilung des Knochens nicht notwendig, da dieses Implantat ähnliche biomechanische Eigenschaften aufweist wie ein intakter Knochen.
- Der VN weist im Vergleich zur herkömmlichen Nagelung signifikant bessere Meßwerte in Torsionstest und Biegungstest auf.
- Die 8 mm/4,5 -VN-Kombination besitzt eine 20 % höhere Torsionsfestigkeit als eine 7-Loch breite 3,5 mm-DCP und eine 40 % höhere Torsionsfestigkeit als eine 5-Loch schmale 4,5 mm-DCP.
- Es ist unwahrscheinlich, daß der VN eine zu große Steifigkeit aufweist, welche zu Knochenresorption führen könnte ("stress shielding").
- Die Vorteile des VN zu anderen Implantaten sind die Verriegelung, die Lage im Knochenzentrum und das größere Flächenträgheitsmoment, welches zu einer großen Biegesteifigkeit beiträgt.

- Schwachpunkte des VN sind die Streßkonzentration am Schraubenloch und Probleme bei der Anwendung der Zielvorrichtung. Dies kann zum Bruch von VN oder Schraube führen.
- Die 8 mm-VN-Kombinationen widerstehen Druckbelastungen von bis zu vier- oder fünffachem Körpergewicht.
- Es ist von besonderer Wichtigkeit, die Aktivität des Hundes nach der Operation strikt einzuschränken.

Die Untersuchungen von DUELAND et al. (1997) und DUELAND (1998) machen deutlich, wie wichtig der Durchmesser und damit das Flächenträgheitsmoment eines VN für seine Ermüdungsdauer ist. Bei der klinischen Anwendung sollte daher darauf geachtet werden, die VN mit dem größten Durchmesser und den größten Schrauben zu verwenden. Die Autoren weisen darauf hin, daß mit abnehmendem Schraubendurchmesser die Gefahr des Schraubenbruches *in vivo* steigen könnte. Dies dürfte allerdings nicht die gleichen katastrophalen Folgen haben, die beim Bruch des VN selbst zu befürchten wären. ROEs Ergebnisse (1998) zeigen, daß der VN unter zyklischer Belastung deutliche Vorteile gegenüber der herkömmlichen DCP hat. Der VN liegt intramedullär entlang der neutralen Achse und ist daher kaum Biegungskräften ausgesetzt, während die Knochenplatte, die exzentrisch liegt, starken Biegungskräften ausgesetzt und somit anfälliger für einen Ermüdungsbruch ist.

Nach BERNARDÉ et al. (2001, 2002) besitzt der VN gegenüber der DCP signifikante biomechanische Vorteile und sollte daher bei der Behandlung von Trümmerfrakturen des Femur in Erwägung, wenn nicht gar vorgezogen werden.

Die Untersuchungen von REEMS et al. (2003) lassen den Schluß zu, daß die Verriegelung mit nur einer Schraube pro Fragment große Instabilität und daher eine erhöhte Gefahr von Pseudarthrosebildung in sich birgt. Basierend auf diesen Erkenntnissen wird daher empfohlen, weitere biomechanische Tests dieser Neuen VN-Generation mit kleineren und einer geringeren Anzahl an Schraubenlöchern sowie kürzerem Abstand zwischen den Schraubenlöchern durchzuführen, bevor eine breite klinische Anwendung propagiert wird.

Einen Beitrag zu der noch erforderlichen Forschung bieten die vom Autor durchgeführten Versuche, die im nächsten Kapitel ausführlich beschrieben werden.