

Aus der Klinik für Chirurgie und Augenheilkunde¹ (Klinisches Department für Kleintiere und Pferde) und dem Institut für Medizinische Physik und Biostatistik² (Department für Naturwissenschaften) der Veterinärmedizinischen Universität Wien sowie aus dem Institut für Mechanik und Mechatronik³ der Technischen Universität Wien

Untersuchungen zum Biegeverhalten einer Parakortikalen-Klammer-Cerclage-Konfiguration im Vergleich zu einer 3,5 mm Dynamischen Kompressionsplatte

E. BARTOLOMAEUS¹, G.W. NIEBAUER¹, H.B. SCHMIEDMAYER³ und G. WINDISCHBAUER²

eingelangt am 27.9.2006
angenommen am 27.2.2007

Schlüsselwörter: Parakortikale-Klammer-Cerclage, Abstützplatte, Vier-Punkt-Biegung, Osteosynthese.

Keywords: Paracortical-Clamp-Cerclage-Configuration, Buttressplate, four-point bending, osteosynthesis.

Zusammenfassung

Die äquivalente Biegesteifigkeit und Biegefestigkeit einer Parakortikalen-Klammer-Cerclage-Konfiguration (PKC) wurden im Vergleich mit einer als Abstützplatte montierten 3,5 mm Dynamischen Kompressionsplatte (DCP) einem Vier-Punkt-Biegeverfahren unterzogen. Die Implantate wurden auf einen Zylinder aus knochenäquivalentem Epoxydharz montiert. Ein 10 mm breiter mittiger Schnitt simulierte eine Trümmerfraktur. In der ersten Versuchsreihe wurden die Probekörper in 45°-Schritten um die Längsachse des Zylinders rotiert und innerhalb des elastischen Bereiches auf Biegung beansprucht. Im zweiten Test wurde die Vier-Punkt-Biegung mit der PKC und der DCP auf der Zugseite des Probekörpers durchgeführt, bis es zu einem Kontakt der Bruchflächen auf der Druckseite kam.

Beide Implantate zeigten einen ausgeprägten periodischen Verlauf der Biegefestigkeit in Abhängigkeit von der Prüfrichtung. Die 3,5 mm DCP wies dabei an der simulierten Knochenschaffraktur eine im Vergleich zur PKC höhere Biegefestigkeit auf. Zusätzlich zeigte sich, dass die äquivalente Biegesteifigkeit der PKC ganz wesentlich von der Bindung der Cerclagen abhängt.

Summary

Comparison of a Paracortical-Clamp-Cerclage and a 3.5 mm Dynamic Compression Plate regarding bending stiffness and strength

Introduction

A new osteosynthesis method for stabilizing shaft-fractures the so-called Paraosseous-Clamp-Cerclage-Stabilisation described by WANIVENHAUS (2001) makes use of 2 or more specifically bent (clamp) Kirschner wires (K wires) and cerclages. A clinical evaluation of this method was done previously at the reporting institution. Although clinically successful, biomechanical testing of the new extraosseous fixation technique has not been performed.

Material and methods

Equivalent bending stiffness and bending strength of modified configuration of the Paraosseous-Clamp-Cerclage-Stabilisation (therefore called here Paracortical-Clamp-Cerclage [PKC]) and the 3.5 mm Dynamic Compression Plate (DCP) were investigated using a four-point bending machine. Implants were applied to epoxy cylinders with a midshaft gap of 10 mm simulating a comminuted fracture. In a first test the implants were rotated in 45° steps around the long axis of the cylinder. A bending moment produced a deflection of the implant-epoxy cylinder combination in each position within the elastic region. In a second test the four-point-bending-tests were carried out with the PKC and DCP at the tension side of the specimens until the gap at the compression side was closed. Force and deflection were measured to calculate equivalent bending stiffness and equivalent bending strength.

Results and conclusion

The intact epoxy cylinder served as control and showed the highest equivalent bending stiffness. Within the elastic region of PKC and DCP the highest equivalent bending stiffness was measured when they were applied in vertical position at the neutral side. Both implants showed a bending stiffness with a distinct wave like shape in relation to load direction. For the gap closing four-point bending the mean equivalent bending stiffness was 11.3 Nm² (SD 1.1) for the DCP, and 5.3 Nm² (SD 0.6) for the PKC. The mean equivalent bending strength of the DCP was calculated at 13.7 Nm (SD 1.3) and for the PKC 8.6 Nm (SD 0.9). Therefore the DCP 3.5 applies a higher bending stiffness to a fractured bone than does a PKC with 3.0 mm K wires and 1.0 mm cerclage wire. The tightening of the cerclages was considered as the most critical point in the application of PKC.

Abkürzungen: Aussen-Ø = Aussendurchmesser; DAQ = Analog-Digitalwandler; DCP = Dynamische Kompressionsplatte; E_b = Biegesteifigkeit; E_r = Biegefestigkeit; EN = Europäische Norm; F = Kraft; F_{max} = Maximalkraft; GPa = Gigapascal; HBM = Firma Hottlinger Baldwin Messtechnik; Hz = Hertz; Innen-Ø = Innendurchmesser; ISO = International Organization for Standardization; K-Drähte = Kirschner-Drähte; KKn = Knochenersatzmaterial, Kunstknochen; m⁴ = Einheit Flächenträgheitsmoment; M_b = Biegemoment; MS = Microsoft; N = Newton; Nm = Newtonmeter; Nm² = Newtonquadratmeter; PKC = Parakortikale Klammer Cerclage; PKCS = Paraossäre Klammer Cerclage Stabilisierung; SD = Standardabweichung; Vers = Versuch; w = Auslenkung

Einleitung

Die Konzepte zur Versorgung von Knochenfrakturen sind in den letzten Jahrzehnten erweitert worden. Knochenschafffrakturen werden heute nach den Vorgaben der so genannten biologischen Osteosynthese versorgt. Dabei werden Implantate eingesetzt, die einen geringen Kontakt zwischen Implantat und Knochen gewährleisten (Fixateur interne, Verriegelungsnagel) und deren Applikation das Weichteilgewebe schont. Der Einsatz dieser Implantate geht zu Lasten der absoluten anatomischen Rekonstruktion und der Stabilität des Implantat-Knochen-Konstrukts (WAGNER, 2005). Eine neue Methode zur Stabilisierung von Knochenschafffrakturen, die so genannte Paraossäre-Klammer-Cerclage-Stabilisierung (PKCS) ist durch WANIVENHAUS (2001) beschrieben worden. Die PKCS besteht aus 2 Kirschner-Drähten (K-Drähten), die jeweils zu einer Klammer gebogen und am Knochen mit Drahtcerclagen fixiert werden. Klammer und Cerclagen werden intraoperativ vorbereitet. Eine ausführliche Beschreibung der Herstellung und Verwendung der PKCS ist bei WANIVENHAUS (2001) zu finden.

An der Klinik für Chirurgie und Augenheilkunde der Veterinärmedizinischen Universität Wien ist eine klinische Studie zu dieser Frakturversorgung durchgeführt worden (GRAF, 2003). 51 Schafffrakturen von Hunden und Katzen sind mit der PKCS versorgt worden. Bei der Versorgung dieser Frakturen sind Anzahl, Größe und Position von K-Drähten und Cerclagen intuitiv gewählt worden. Nach Abschluss der Studie wurde nur bei einem Patienten eine verzögerte Frakturheilung festgestellt, deren Ursache in einer Implantatlockerung zu finden war. Daneben berichten BRUNNBERG et al. (2003) von 5 Fällen von Tibiaschafffrakturen der Katze, die erfolgreich mit der PKCS versorgt worden sind. Mit der Verwendung von K-Drähten und Drahtcerclagen stellt der Einsatz der PKCS eine erhebliche Kostenreduktion bei der Frakturbehandlung von Kleintieren dar (GRAF, 2003). Eine biomechanische Untersuchung dieser neuen Fixationsmethode ist bisher nicht durchgeführt worden. Die mechanischen Eigenschaften der Implantate wurden durch Biegeversuche ermittelt. Dabei wurde die Deformation des Implantats in Abhängigkeit der einwirkenden Kraft gemessen. Wenn die mechanischen Eigenschaften von Implantaten nicht durch Zug- und Druckversuche ermittelt werden können, ergeben Biegeversuche einen ähnlichen Zusammenhang zwischen Belastung und der resultierenden Deformation eines Implantats.

Das Verhalten eines Implantats unter Biegebeanspruchung kann sowohl durch die Biegesteifigkeit E_b als auch durch die Biegefestigkeit E_f charakterisiert werden (KNOTHE et al., 2000).

Die Ziele der vorliegenden Untersuchung waren (1) ein standardisiertes Modell der PKCS zu entwerfen, (2) biomechanische Kennwerte wie die äquivalente Biegesteifigkeit und Biegefestigkeit des Implantats an diesem Modell zu bestimmen und (3) diese Ergebnisse mit denen einer Dynamischen Kompressionsplatte (DCP) unter den gleichen Rahmenbedingungen zu vergleichen. Die ursprüngliche PKCS von WANIVENHAUS (2001) wurde modifiziert. Die Klammern überbrückten dabei am standardisierten Modell einen Spalt von 1 cm. Dieser Spalt simulierte eine Trümmerfraktur, bei der die gesamte Kraft durch das

Implantat aufgenommen wird. Die Modifikation der PKCS wird deshalb in dieser Arbeit als Parakortikale-Klammer-Cerclage Konfiguration (PKC) bezeichnet. Die DCP wurde als Vergleichsobjekt gewählt, da ihre Anwendung in der Kleintierorthopädie unverändert weit verbreitet ist und auch in den modernen Konzepten der Frakturbehandlung zur biologischen Osteosynthese eingesetzt wird (BRADEN et al., 1995; BERNARDE et al., 2001; SCHMÖKEL et al., 2003).

Material und Methode

Um eine hinreichende Standardisierung der Untersuchungen zu gewährleisten, wurde ein knochenäquivalentes Material aus Epoxydharz gewählt (Epoxyzylinder No 3003-4, Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden). Dieses Material zeigt eine geringe Varianz in der Form (Hohlzylinder) und in den mechanischen Eigenschaften (Elastizitätsmodul 12,4 GPa; Kompressionsmodul 7,6 GPa; Dichte 1,7g/cm³) und ist einfach zu bearbeiten. Zur besseren Verständlichkeit werden anatomische Bezeichnungen des Knochens auf das knochenäquivalente Material übertragen, das im weiteren als Kunst-Knochen (KKn) bezeichnet wird. Es wurden 9 Epoxyzylinder von gleicher Länge, Außen- und Innendurchmesser (250 mm; Außen-Ø 35 mm; Innen-Ø 30 mm) zugeschnitten. Ihre Enden wurden in je eine Stahlhülse mit Epoxydharz eingegossen, so dass von der Einspannung der Probekörper her keine störenden Einflüsse zu erwarten waren.

Die Schraublöcher zur Befestigung der DCP wurden mit einem 2,5 mm Bohrer vorgebohrt, das Gewinde wurde mit einem 3,5 mm Gewindeschneider eingeschnitten. Anschließend wurde die DCP mit Kortikalisschrauben (40 mm) fixiert.

Für die Bohrungen zur Befestigung der Klammern für die PKC wurde eine Schablone verwendet, um zu gewährleisten, dass Position und Spannweite am Zylinder denen der DCP entsprechen. An einem Ende des Zylinders wurden 2 normal zueinander orientierte Löcher im Abstand von 10 mm in Richtung der Zylinderachse entsprechend dem Durchmesser des K-Drahtes durch beide Kortizes, am zweiten Ende nur durch den der Klammer anliegenden Kortex gebohrt. Die Bohrungen verliefen jeweils im Winkel von 60° zur Zylinderachse. Beide Klammern wurden entsprechend den Löchern in einem Winkel von 90° zueinander und parallel zur Zylinderachse in die Bohrungen des Epoxyzylinders eingesetzt und mit 3 Doppel-Drahtcerclagen befestigt. Dabei fixierten 2 Cerclagen die Klammern an dem Teil des Epoxyzylinders, an dem sie nur durch die anliegende Kortex gesteckt waren, während eine Cerclage die Klammern am anderen Ende des Zylinders, an dem die K-Drähte durch beide Kortizes geführt wurden, umfasste. Die Drahtcerclagen wurden mit Hilfe eines Cerclagenspanners befestigt.

Um eine Fraktur zu simulieren, wurden die Zylinder anschließend mit einem Schnitt von 10 mm Breite mittig und rechtwinklig zur Zylinderachse versehen (Abb. 1). Auf diese Weise wurden 2 Gruppen mit je 4 Probekörpern hergestellt:

Gruppe 1: Probe mit konventioneller Knochenplatte, DCP 3,5 mm, 8-Loch, rostfreier Stahl, Art Nr 248.080 (Synthes GmbH, Solothurn, Schweiz), im folgenden DCP-Probekörper genannt.

Gruppe 2: Probe mit PKC-Stabilisierung: 2 K-Drähte (Ø 3 mm) als Klammern und 3 Drahtcerclagen (Ø 1mm) in

Form von Doppelcerclagen, im folgenden PKC-Probekörper genannt.

Ein weiterer Probekörper (Nr.0) wurde speziell vorbereitet, um Messfehler und Reproduzierbarkeit des Biegeversuches zu ermitteln. Zunächst wurde dieser Probekörper ohne Implantat einem Biegeversuch innerhalb des Bereiches der elastischen Verformung unterzogen. Anschließend wurde der Probekörper mit einer DCP und mit einem 10 mm breiten Schnitt zur Fraktursimulation versehen. Der anschließende Biegeversuch wurde fünfmal wiederholt. Dann wurden auf dem Probekörper die PKC montiert, die DCP entfernt und wiederum fünfmal geprüft. Auf diese Weise wurde untersucht, inwieweit wiederholte Biegeversuche an beiden Implantaten unter gleichen Bedingungen erfolgten.

Das Prüfprotokoll entsprach im wesentlichen dem bereits vorhandener Studien (CORDEY, 1999; LITTLE et al., 2001; HAERDI et al., 2003; STOFFEL et al., 2003) und wurde entsprechend den Anforderungen modifiziert.

Bestimmung der Biegeeigenschaften

Biegeversuche sind standardisierte Verfahren zur Ermittlung der lokalen Biegeeigenschaften von Probekörpern unterschiedlicher Werkstoffe (EN ISO 14125, 2003; EN 408, 2005). Biegeversuche können auch dazu verwendet werden, das Deformationsverhalten von Implantaten unter Lasteinwirkung zu ermitteln und verschiedene Implantate zu vergleichen. Biegeversuche ergeben einen ähnlichen Zusammenhang zwischen beanspruchender Last und resultierender Verformung wie der eindimensionale Zugversuch, jedoch lassen sich die Kenngrößen nicht so eindeutig bestimmen. Diese hängen nicht nur von Material, Länge und Querschnitt des Probekörpers, sondern auch von der Versuchsanordnung (Drei-Punkt- bzw. Vier-Punkt-Biegeversuch) ab. Die Ergebnisse zweier Biegeversuche können daher nur dann verglichen werden, wenn die Versuchsbedingungen einander entsprechen. Für diese Untersuchung wurde eine Vier-Punkt-Biegeeinrichtung entwickelt (Abb. 2). 2 Spannbacken umfassten die metallummantelten Enden des Probekörpers. Jede Spannbacke wurde an ihrem äußeren Ende durch eine Metallspanne so fixiert, dass nur eine Drehbewegung um eine horizontale Achse normal zur Längsachse des Probekörpers ausgeführt werden konnte (Auflagerpunkte A, A'). 2 im Abstand a innen liegende Metallklammern verbanden die Spannbacken mit einem darüber liegenden horizontalen Träger (Krafteinleitungspunkte B, B'). Der Träger wurde über einen Spindeltrieb händisch mit möglichst konstanter Geschwindigkeit (0,4 - 0,6 mm/s) vertikal bewegt, so dass auf diese Weise ein gleichmäßig zunehmendes Biegemoment M_b (Gleichung 1) auf den Probekörper ausgeübt wurde.

$$M_b = \frac{F \cdot a}{2} \quad (1)$$

M_b [N/m] Biegemoment

F [N] auf den Träger aufgebrachte Kraft

a [m] Abstand des Auflagerpunktes A vom Krafteinleitungspunkt B

Die Vertikalbewegung der Spindel wurde mit einem Wegaufnehmer (HBM WSF/50mm) und die aufgebrachte Kraft F mit einer Kraftmessdose (HBM U1) erfasst. Beide Signale wurden verstärkt (HBM KWS 3073; KWS 3082A TF-Messverstärker), mit 10 Hz digitalisiert (DAQ Card 700) und programmgesteuert über einen Zeitraum von 50 s auf der Festplatte eines Computers gespeichert. Wegaufnehmer, Kraftmessdose und die zugeordneten Verstärkereinheiten sind Produkte der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (HBM) Darmstadt, Deutschland. Das Programm zur Datenerfassung wurde mit LabView (Vers.7 Express für Windows; Programmierung Ing. J. Haller) erstellt. Der Analog-Digitalwandler DAQ und das Entwicklungsprogramm LabView sind Produkte der Firma National Instruments, Austin, Texas, USA. Zur Auswertung wurden die Kraft-Wegdaten in das Tabellenverarbeitungsprogramm MS Excel 2000 (Microsoft, Redmond, Washington, USA) exportiert und in einem Kraft-Deformations-Diagramm dargestellt (Abb. 3).

Vor Beginn jeder Messreihe wurde die Vier-Punkt-Biegemaschine kalibriert. Jede Probe wurde mit einem Biegemoment von mindestens 1 Nm vorbelastet, um das Lagerpiel auszuschalten.

Die gegenständliche Vier-Punkt-Biegeversuchsanordnung erlaubte zusätzlich, nach jedem Belastungs-Entlastungszyklus den Probekörper um seine Längsachse zu verdrehen. Dies erfolgte in Schritten von 45° beginnend mit der Ausgangslage 0° bis zu einem Rotationswinkel von 315° bzw. 360°. Auf diese Weise konnte das Biegeverhalten für unterschiedliche Prüfrichtungen ermittelt werden. Auf Grund der in dieser Untersuchung verwendeten Probengeometrie und Einspannung können die in den zitierten Normen angegebenen Gleichungen nicht direkt übernommen werden.

Gleichung 2 gibt den Zusammenhang zwischen aufgebrachter Kraft F und resultierender Auslenkung w, gemessen an den Krafteinleitungspunkten A' bzw. B' für die gegenständliche Vier-Punkt-Biegeanordnung.

$$w = \frac{F \cdot a^2 \cdot l_1}{4 \cdot E \cdot I} \quad (2)$$

l_1 [m] Abstand der beiden Krafteinleitungspunkte B und B'

E [N/m²] Elastizitätsmodul des Probenmaterials

I [m⁴] Flächenträgheitsmoment des Probekörpers

Für die Zwecke dieser Arbeit wird als äquivalente Biegesteifigkeit E_b des Implantats das Produkt aus Elastizitätsmodul und Flächenträgheitsmoment definiert (Gleichung 3).

$$E_b = E \cdot I = \frac{F \cdot a^2 \cdot l_1}{4 \cdot w} \quad (3)$$

E_b [Nm²] äquivalente Biegesteifigkeit

Die äquivalente Biegesteifigkeit E_b kann aus dem linearen Anstieg $\Delta F/\Delta w$ der Kraft-Deformationskurve (Abb. 3) und aus den Abmessungen a bzw. l_1 der Biegemaschine (Abb. 2) nach Gleichung 3 errechnet werden.

Wenn der Probekörper wie im Falle des intakten KKn ohne Implantat ein Hohlzylinder (AußenØ D_a , InnenØ D_i) ist,

bestimmt sich sein Flächenträgheitsmoment I nach Gleichung 4. Damit kann nach Gleichung 3 der lokale Biege-Elastizitätsmodul E des KKn aus einem Biegeversuch ermittelt werden.

$$I = \frac{\pi(D_a^4 - D_i^4)}{64} \quad (4)$$

D_a, D_i [m] äußerer und innerer Durchmesser des Hohlzylinders

Wird das Implantat über den elastischen Bereich hinaus belastet, wird es solange plastisch verformt, bis die Bruchflächen auf der Druckseite des Probekörpers Kontakt bekommen (Abb. 2). Das Biegemoment, das bei dieser maximalen Belastung F_{\max} auf das Implantat ausgeübt wird, wird als Maß für die äquivalente Biegefestigkeit E_F (Nm) betrachtet (Gleichung 5; Abb. 2 und 3).

$$E_F = 0,5 \cdot F_{\max} \cdot a \quad (5)$$

Im ersten Versuch wurde das intakte Knochenersatzmaterial (Probekörper KKn 0) in einer Einspannung (Prüfrichtung 0°) mehrfach belastet, um den Messfehler festzustellen. Dann wurde der Probekörper KKn 0 in derselben Einspannung in allen Prüfrichtungen von 0° bis 360° getestet, um die äquivalente Biegefestigkeit E_B des intakten Knochenersatzmaterials zu bestimmen. Anschließend wurden 2 DCP-Probekörper (DCP 1 und DCP 3) sowie 2 PKC-Probekörper (PKC 1 und PKC 3) in den Prüfrichtungen von 0° bis 315° im elastischen Bereich getestet. Damit konnte das Verhalten der Implantate bei Positionierung an der Zugseite (0°), der Neutralseite (90° bzw. 270°) und an der Druckseite (180°) in Bezug auf die Richtung der Belastung (Prüfrichtung) getestet werden. Einwirkende Kraft F und Auslenkung w wurden für jede Probe innerhalb des elastischen Bereichs gemessen und die äquivalente Biegefestigkeit E_B berechnet.

Nach dieser zerstörungsfreien Untersuchung wurden 4 DCP-Probekörper (DCP 1 bis DCP 4) und 4 PKC-Probekörper (PKC 1 bis PKC 4) mit dem Implantat auf der Zugseite (0° Position) bis zur plastischen Deformation des Implantats getestet. Die einwirkende Kraft F wurde so lange gesteigert, bis sich die Bruchenden an der Druckseite berührten (Abb. 3). Aus der in diesem Punkt auftretenden Kraft F_{\max} wurde nach Gleichung 5 die äquivalente Biegefestigkeit E_F bestimmt.

Ergebnisse

Der Messfehler E_F war bei mehrfacher Messwiederholung ($n=5$) des Vier-Punkt-Biegeversuches mit gleicher Einspannung $\leq 4\%$. Für das intakte Knochenersatzmaterial KKn 0 wurde eine mittlere äquivalente Biegefestigkeit E_B von $254 \pm 43 \text{ Nm}^2$ im Vier-Punkt-Biegeversuch ermittelt (Tab. 1). Mit dem Wert des Flächenträgheitsmomentes $I = 3,39 \cdot 10^{-8} \text{ m}^4$ eines Hohlzylinders (Außen \varnothing 35 mm, Innen \varnothing 30 mm) ergab sich daraus nach Gleichung 4 ein Elastizitätsmodul von $7,5 \pm 1,3 \text{ GPa}$. Die experimentell ermittel-

te äquivalente Biegefestigkeit E_B zeigte jedoch in Abhängigkeit von der Prüfrichtung einen wellenförmigen Verlauf (Abb. 4). Zeichnet man in die Abbildung die gemessenen Wandstärken des Hohlzylinders ein, können die Schwankungen $\Delta E_B \leq 17\%$ auf das sich je nach Prüfrichtung ändernde Flächenträgheitsmoment des Knochenersatzmaterials zurückgeführt werden. Auf das intakte Knochenersatzmaterial KKn 0 wurde anschließend eine DCP montiert und als Probe DCP-Probekörper Nr. 0 zusammen mit DCP-Probekörper Nr. 1 und DCP-Probekörper Nr. 3 geprüft. Abb. 5 zeigt die äquivalente Biegefestigkeit E_B in Abhängigkeit von der Prüfrichtung. Die mittlere äquivalente Biegefestigkeit E_B der DCP-Probekörper ist mit einem Wertebereich von $10,8$ bis $31,8 \text{ Nm}^2$ um einen Faktor 10 gegenüber dem intakten Knochenersatzmaterial (KKn 0) verringert (Tab. 1). Sie ist in den Prüfrichtungen 0° und 180° am kleinsten, wenn die DCP auf der Zug- bzw. auf der Druckseite im Bezug zur einwirkenden Kraft zu liegen kommt. Sie erreicht ihr Maximum, wenn die DCP auf einer der Neutralseiten (90° bzw. 370°) liegt. Da die DCP einen Rechteckquerschnitt aufweist, ist das sich mit der Prüfrichtung ändernde Trägheitsmoment als Hauptursache anzusehen. Da alle Messpunkte in einem kleinen Intervall je Prüfrichtung liegen, darf über alle Messungen gemittelt werden. Die Werte für E_B , die zugehörigen Mittelwerte und Streumaße sind in Tab. 1 gelistet. Die beiden Maxima von E_B weisen einen Unterschied von 10% auf, zu dem auch die oben besprochene Asymmetrie des Knochenersatzmaterials beiträgt. Der gleiche Versuchsansatz wurde nun für die Probekörper PKC 0, 1 und 3 durchgeführt. Hier zeigte sich bei der Probe PKC 0, dass die Biegefestigkeit E_B mit einem Maximalwert von $59,9 \text{ Nm}^2$ (Prüfrichtung 270°) in den ersten 4 Wiederholungen höhere Werte aufwies als bei der DCP 0, jedoch bei der fünften Wiederholung drastisch absank. Die beiden Proben PKC 1 und PKC 3 zeigten ebenfalls deutlich verringerte Werte von E_B . Bei PKC 3 war sogar das Maximum bei 90° verschwunden (Tab. 1). In Abb. 6 wurden daher die ersten 4 Wiederholungen der Probe PKC 0 zu einer Gruppe zusammengefasst. Man erkennt gegenüber dem grau strichliert eingezeichneten Biegefestigkeitsverlauf der DCP Proben ein deutlich erhöhtes Maximum in der Prüfrichtung 270° . Die Proben PKC 0 (5. Wiederholung der Messung), PKC 1 und PKC 3 zeigen in ihrem Verlauf eine deutlich verringerte Biegefestigkeit E_B . Die Ursache für dieses Verhalten ist in der Konstruktion der PKC zu suchen. Solange die beiden Klammern und die 3 Cerclagen mit den Klammern und dem Kunstknochen fest verbunden sind, ist die Biegefestigkeit zumindest äquivalent einer DCP. Wenn bei der Montage diese Bindung nicht im notwendigen Ausmaß erreicht wird oder durch eine mechanische Beanspruchung gelockert wird, sinkt die äquivalente Biegefestigkeit rasch ab. Damit geht die Funktion des Implantates verloren.

Die Ermittlung der Biegefestigkeit E_F hat wenig praktische Relevanz für die Messung, da das Implantat so stark belastet werden musste, damit sich eine dauerhafte plastische Verformung einstellte (Abb. 3). Für die Proben DCP 1 bis DCP 4 ergab sich $E_F = 13,7 \pm 1,3 \text{ Nm}$ bei einer äquivalenten Biegefestigkeit $E_B = 11,3 \pm 1,1 \text{ Nm}^2$. Für die Proben PKC 1 bis PKC 4 ergab sich $E_F = 8,6 \pm 0,9 \text{ Nm}$ bei einer äquivalenten Biegefestigkeit $E_B = 5,3 \pm 0,6 \text{ Nm}^2$ (Tab. 1).

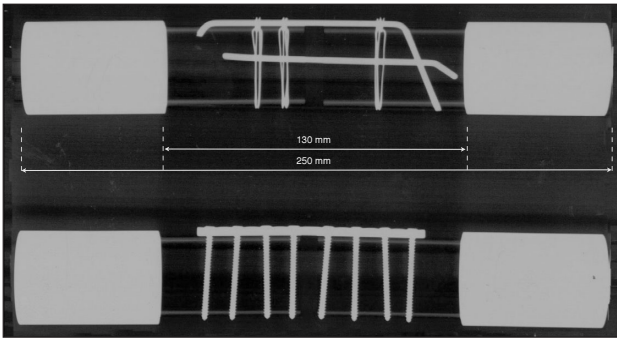


Abb. 1a: Röntgenbild der standardisierten Probekörper mit montierten Implantaten

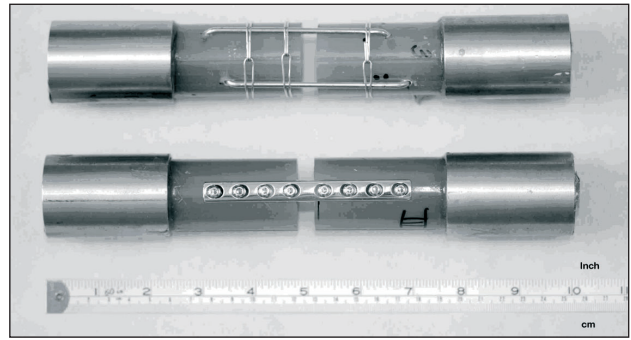


Abb. 1b: Fotografie der standardisierten Probekörper mit montierten Implantaten; oben: Probekörper mit PKC (2 K-Drähten (\varnothing 3mm) als Klammern und 3 Doppeldrahtcerclagen (\varnothing 1mm); unten: Probekörper mit DCP (3,5 mm, 8 Loch); die Probekörper sind mit einem mittigen Transversalschnitt von 10 mm Breite zur Simulation einer Trümmerfraktur versehen.

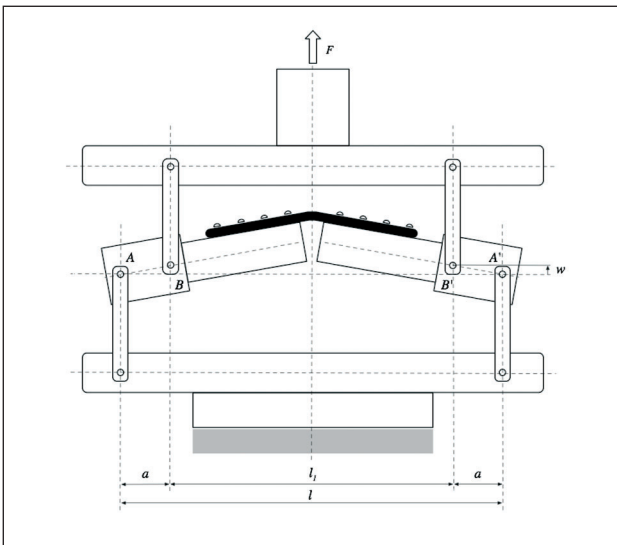


Abb. 2: Schematische Darstellung der Vier-Punkt-Biegeeinrichtung; der Probekörper mit dem Implantat auf der Zugseite wird von 2 Spannböcken fixiert. Die Kraft F bewirkt eine vertikale Auslenkung w zwischen den Kräfteinleitungspunkten B, B' der Spannböcken und damit ein gleichmäßiges Biegemoment am Probekörper über die Länge l_i . F und w werden gemessen. a ist der Abstand zwischen den Auflagerpunkten A, A' und den Kräfteinleitungspunkten B, B' .

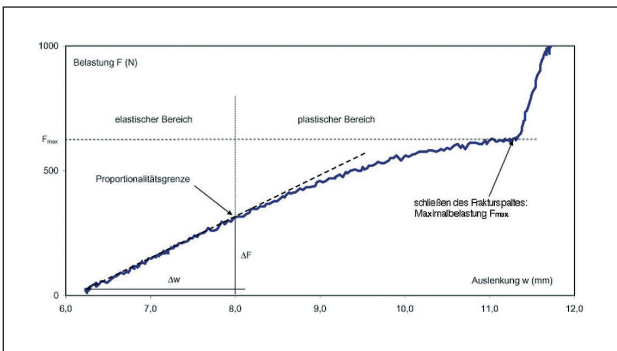


Abb. 3: Schaubild eines Vier-Punkt-Biegeversuches mit plastischer Deformation der Probe; im elastischen Bereich wird aus dem Quotienten von ΔF und Δw die äquivalente Biegesteifigkeit E_B ermittelt. Im plastischen Bereich wird jene Belastung F_{max} bestimmt, bei der sich der Frakturspalt schließt, um ein Maß für die äquivalente Biegefestigkeit E_F zu erhalten.

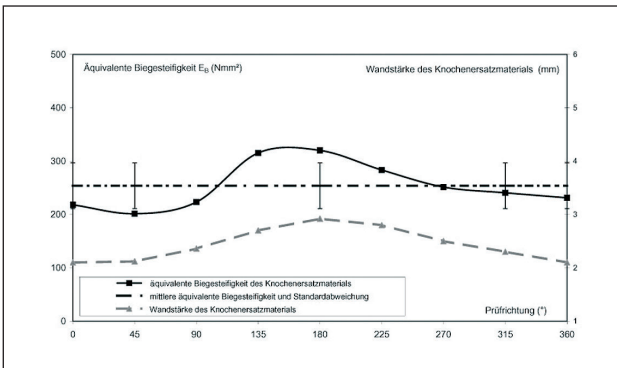


Abb. 4: Äquivalente Biegesteifigkeit E_B und der Wandstärke des Knochenersatzmaterials Sawbone® in Abhängigkeit von der Prüfrichtung und Wandstärke

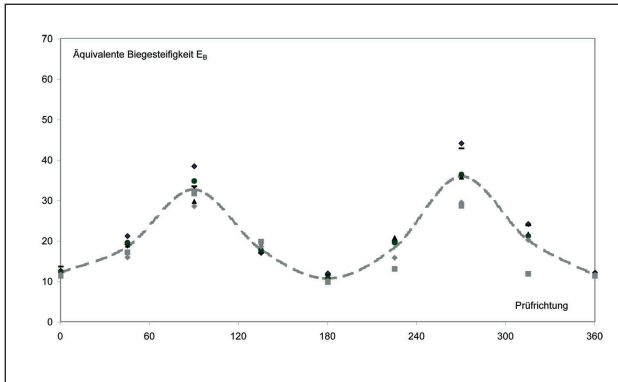


Abb. 5: Mittlere äquivalente Biegesteifigkeit E_B der DCP-Probekörper Nr. 0 (5 Versuchswiederholungen) und Nr. 1 und 3 (jeweils 1 Versuch in Abhängigkeit von der Prüfrichtung; (E_B -Werte Probekörper Nr. 0: schwarze Symbole; E_B -Werte Probekörper 1 und 3: graue Symbole; Verlauf der mittleren äquivalenten Biegesteifigkeit E_B : graue strichlierte Linie)

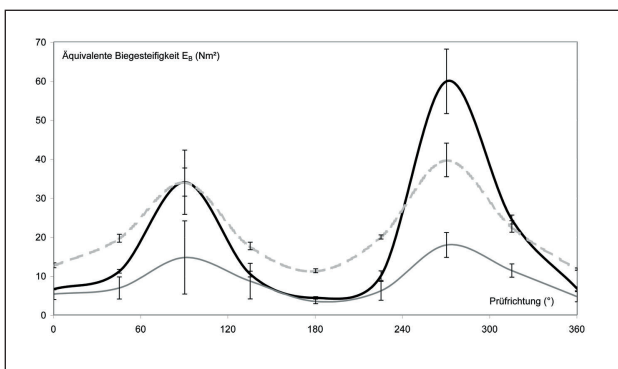


Abb. 6: Mittlere äquivalente Biegesteifigkeit E_B und Standardabweichung der PKC-Probekörper Nr. 0 (4 Messwiederholungen) sowie Nr. 1 und 3 in Abhängigkeit von der Prüfrichtung und im Vergleich zu den DCP-Probekörpern; (schwarze Linie: PKC-Probekörper Nr. 0 mit den Versuchswiederholungen 1 - 4; graue Linie: PKC-Probekörper Nr. 0 [5. Versuchswiederholung], Nr. 1, 3; grau strichlierte Linie: DCP-Probekörper Nr. 0, 1 und 3)

Tab. 1: Äquivalente Biegesteifigkeit E_B des Knochenersatzmaterials KKn sowie der DCP-Probekörper (Nr. 0, 1 und 3) und der PKC-Probekörper (Nr. 0, 1 und 3) bei Beanspruchung im elastischen Bereich

Probekörper	KKn			DCP					PKC				
	Nr.	0*		1	3	0, 1-3**		0**		1	3	0, 1-3**	
Prüfrichtung	E_B	E_B WB	E_B SD	E_B	E_B	E_B MW	E_B SD	E_B MW	E_B SD	E_B	E_B	E_B MW	E_B SD
(°)	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²	Nm ²
0	218	12,5	0,7	11,3	11,6	12,2	1,7	6,6	0,7	6,1	3,7	5,3	1,4
45	210	19,4	1,0	17,1	15,8	18,6	1,7	11,2	1,0	9,2	3,7	6,9	2,8
90	223	33,9	3,1	31,6	28,5	32,8	3,3	34,0	3,1	24,1	5,4	14,7	9,4
135	315	17,6	0,8	19,7	18,5	18,0	1,1	10,5	0,8	13,7	4,9	8,6	4,6
180	320	11,1	0,6	9,7	10,1	10,8	0,8	4,3	0,6	3,9	3,6	3,4	0,6
225	283	20,0	0,5	13,0	15,7	18,4	2,9	10,0	0,5	5,2	4,3	6,2	2,4
270	251	38,9	4,2	18,6	29,4	36,1	5,9	59,9	4,2	14,4	20,7	17,9	3,2
315	241	22,1	1,8	11,8	20,1	20,3	4,1	24,4	1,8	11,0	9,8	11,3	1,7
360	231	11,7	0,3	11,3	11,5	11,6	0,3	6,7	0,3	6,1	3,7	4,6	1,3
KKn E_B MW	254												
KKn E_B SD	243												

Prüfrichtung = Winkelposition des Probekörpers (°) in Bezug auf die Richtung der einwirkenden Kraft; DCP 0* = die Mittelung erfolgte über alle 5 Messwiederholungen; DCP 0,1-3* = die Mittelung erfolgte über die Proben DCP 0, DCP 1 und DCP 3; PKC 0** = die Mittelung erfolgte über die Wiederholungen 1-4; PKC 0,1-3** = um die zweite Gruppe zu bilden, erfolgte die Mittelung über PKC 0 (5. Messwiederholung), PKC 1 und PKC 3; E_B = äquivalente Biegesteifigkeit (Nm²) bei Beanspruchung im elastischen Bereich; MW = arithmetischer Mittelwert; SD = Standardabweichung

Tab. 2: Äquivalente Biegesteifigkeit E_B^* und Biegefestigkeit E_F^* der DCP-Probekörper (Nr. 1 bis 4) und der PKC-Probekörper (Nr. 1 - 4) bei Beanspruchung im plastischen Bereich; die Implantate liegen jeweils in der Prüfrichtung 0° (Zugseite).

Probekörper	DCP						PKC					
	Nr.	1	2	3	4	1-4 MW	1	2	3	4	1-4 MW	1-4 SD
E_B^* (Nm ²)	10,2	10,6	12,5	11,7	11,3	1,1	5,5	5,7	4,4	5,7	5,3	0,6
E_F^* (Nm)	12,7	14,2	15,3	12,6	13,7	1,3	7,2	8,9	9,1	9,1	8,6	0,9

E_B^* = äquivalente Biegesteifigkeit E_B (Nm²) bei Beanspruchung im plastischen Bereich; E_F^* = äquivalente Biegefestigkeit E_F (Nm) bei Beanspruchung im plastischen Bereich

Diskussion

Mit der vorliegenden Studie sollten die mechanischen Eigenschaften eines neuen Implantats (PKC) mit denen eines bekannten (DCP) verglichen werden. Dazu wurden die äquivalente Biegesteifigkeit E_B und die äquivalente Biegefestigkeit E_F mit Hilfe einer Vier-Punkt Biegeeinrichtung untersucht. Da jede exzentrisch einwirkende Last eine Biegung des Knochens bzw. eines Knochen-Implantat-Konstrukts bedingt, kann aus dem Biegeverhalten eines Implantats auf seine mechanischen Eigenschaften geschlossen werden (ABEL u. SUN, 1998; CORDEY, 2000; HAERDI et al., 2003; FLORIN et al., 2005).

Für derartige Prüfverfahren gibt es Normen (EN ISO 14125, 2003; EN 408, 2005), die Prüfbedingungen für bestimmte Anwendungsbereiche und Werkstoffe festlegen. Wichtig ist dabei nicht so sehr, ob alle Voraussetzungen immer erfüllt sind, sondern vielmehr, ob die Fehler, die aus den Annahmen resultieren, innerhalb eines akzeptablen Bereiches liegen (ABEL u. SUN, 1998; CORDEY, 2000; HAERDI et al., 2003; FLORIN et al., 2005). Eine Vier-Punkt-Biege-Einrichtung gewährleistet ein gleichmäßiges Biegemoment über die gesamte Spannweite der zu untersuchenden Probe. Voraussetzungen sind die Gültigkeit des Hookschen Gesetzes, gleicher Elastizitäts- und Kompressionsmodul, keine Horizontalkräfte an den Aufhängungen, keine Spannungskonzentration an den Einspannungen sowie vernachlässigbare Scherkräfte (EN ISO 14125, 2003; EN 408, 2005). Die Verbindungen zwischen den horizontalen und vertikalen Teilen der für diese Arbeit entwickelten Vier-Punkt-Biegeeinrichtung waren frei beweglich gestaltet, um eine Verspannung des Probekörpers zu vermeiden. Trotzdem konnte das Auftreten von Quer- und Rotationskräften nicht völlig ausgeschlossen werden und stellt eine Fehlerquelle dar. Um eine möglichst hohe Standardisierung zu erreichen, wurden Hohlzylinder aus Epoxydharz als Knochenersatzmaterial verwendet. Die Größe der Implantate wurde entsprechend den Dimensionen der Epoxyzylinder und in Relation zu den Abmessungen der Vier-Punkt-Biegemaschine gewählt. Der Transversalschnitt von 10 mm Breite in der Mitte der DCP- und PKC-Probekörper sollte eine Trümmerfraktur simulieren, bei der die gesamte Kraft vom Implantat übernommen wird (HAERDI et al., 2003; PFEIL und KLEIN-ELLGUTH, 2004).

Die Ermittlung der äquivalenten Biegesteifigkeit E_B des intakten Knochenersatzmaterials diente der Kontrolle. Sein Elastizitätsmodul beträgt 12,6 GPa, der Kompressi-

onsmodul 7,4 GPa (Datenblatt Sawbones Europa AB, Malmö, Schweden). Da der Elastizitätsmodul für den Knochen eines Hundes zwischen 12,8 und 20,1 GPa liegt (ASHMAN et al., 1984; ABEL u. SUN, 1998; CORDEY, 2000; HAERDI et al., 2003; FLORIN et al., 2005), erscheint dieses Material als guter Knochenersatzstoff, wenn es auch natürliche Knochen nicht ersetzen kann (DRAPER u. GOODSHIP, 2003). Die unterschiedlichen Werte für den Elastizitäts- und den Kompressionsmodul des Materials deuten jedoch darauf hin, dass es auf Zug- und Druckbeanspruchungen unterschiedlich reagiert. Seine experimentell ermittelte äquivalente Biegesteifigkeit E_B zeigt in Abhängigkeit von der Prüfrichtung einen wellenförmigen Verlauf, der auf die unterschiedliche Wandstärke zurückzuführen ist (Abb. 4). Die maximale Messunsicherheit $\leq 17\%$ ist jedoch als akzeptabel zu betrachten, so dass die mittlere äquivalente Biegesteifigkeit E_B mit einem Wert von 254 ± 43 Nm² als richtungsunabhängig angenommen werden kann.

Die experimentell ermittelte äquivalente Biegesteifigkeit E_B der DCP-Probekörper zeigt einen wellenförmigen Verlauf, in Abhängigkeit von der Prüfrichtung, je nachdem ob das Biegemoment mit dem Implantat auf der Zug- oder Druckseite (0° - bzw. 180° -Position), auf der Neutralseite (90° - bzw. 270° -Position) oder in Zwischenstellungen (45° -, 135° -, 225° - bzw. 315° -Position) aufgebracht wurde. Die Erklärung dafür ist einerseits in dem sich verändernden Flächenträgheitsmoment der DCP in seiner Orientierung zur Prüfrichtung, andererseits in der Auswirkung einer schiefen Biegebeanspruchung zu suchen. Die biomechanische Analyse würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen, jedoch ist festzuhalten, dass es nach den vorliegenden Ergebnissen je nach Orientierung der einwirkenden Kraft zur Ausbildung von zusätzlichen Biege- und Torsionsmomenten kommen kann, die den klinischen Heilungsverlauf zu beeinflussen vermögen. Um die K-Drähte zu fixieren, wurden 3 Doppelcerclagen eingesetzt. Diese Drahtcerclagen fanden auf der glatten Oberfläche des Knochenersatzmaterials wenig Halt. Die PKC-Probekörper zeigten daher größere Differenzen in den Werten der äquivalenten Biegesteifigkeit E_B als die der DCP. Der Probekörper PKC Nr.0 zeigte in Größenordnung und Verlauf eine ähnliche Biegesteifigkeit E_B wie die DCP. Andererseits ergaben sich größere Differenzen der E_B zwischen den PKC-Probekörpern Nr. 1 und 3. Die Ursache dafür kann in der manuellen Fertigung der Klammern aus K-Draht liegen. Trotz des Einsatzes einer Schablone für die Fixierung der Klammern bleibt eine gewisse Variabilität bei

Positionierung und Verschluss der Cerclagen. Solange K-Drähte und Drahtcerclagen mechanisch eine feste Bindung haben, sind eine ähnliche äquivalente Biegesteifigkeit E_b und ein ähnliches Verhalten in Bezug auf die Prüfrichtung zu erwarten.

In den einzelnen Biegeversuchen im elastischen Bereich wurde jeder PKC-Probekörper zumindest 8 Biegezyklen mit unterschiedlicher Prüfrichtung unterzogen. Die wiederholten Beanspruchungen führten zu einer Lockerung und zur Dislokation der Cerclagen und damit zu einem Lösen der festen Bindung. Ein ähnliches Verhalten kann auch bei dynamischer (zyklischer) Belastung erwartet werden. Als Effekt einer verminderten Bindung kann die äquivalente Biegesteifigkeit unkontrollierbar absinken (Abb. 6). Wenn sich während des Biegeprozesses das Implantat so stark deformiert, dass die Bruchflächen Kontakt auf der Druckseite des Probekörpers erhalten, wird die Kraftaufnahme zwischen Implantat und Knochenersatzmaterial geteilt. Deshalb wurde die Belastung in diesem Punkt auch in Anlehnung an bisher durchgeführte Studien (HAERDI et al., 2003) als Maximalkraft F_{max} definiert und daraus die äquivalente Biegefestigkeit E_f errechnet. Die Proben der PKC-Gruppe zeigten eine deutlich geringere äquivalente Biegefestigkeit E_f im Vergleich zur DCP-Gruppe (Tab. 2). Auch nach Anlegen dieser Maximalkraft kam es bei der PKC Montage nicht zu einem Zerreißen der Cerclagen oder zum Ausbrechen der Klammern aus den vorgebohrten Löchern im Epoxyzylinder.

Wenn man nach KNOTHE et al. (2000) die Biegestabilität eines Implantates durch Biegesteifigkeit E_b und durch Biegefestigkeit E_f beschreibt, zeigt die geprüfte DCP 3,5 eine größere Biegestabilität als eine PKC mit zwei 3,0 mm K-Drähten und drei 1,0 mm Cerclagen.

Für die Osteosynthese von Trümmerfrakturen des Knochenschafes, bei der die gesamte Belastung bis zur Kallusbildung durch das Implantat getragen werden muss, erscheint die PKC in dieser Konfiguration wenig geeignet. Nach GRAF (2003) wird die Paraossäre-Klammer-Cerclage-Stabilisierung bei Splitterfrakturen dahingehend modifiziert, dass die Klammerschenkel an beiden Frakturenden durch den gesamten Knochen geführt werden. In der vorliegenden Versuchsanordnung ist diese Modifikation nicht berücksichtigt worden. Es gilt in weiteren Untersuchungen zu zeigen, welchen Einfluss die transkortikale Führung der Klammern in beiden Frakturenden auf die Biegesteifigkeit bzw. -festigkeit des Implantats hat.

Ebenso sind Untersuchungen der Torsions- und Ermüdungsstabilität der PKC notwendig, um die Komplexität der Biomechanik dieses neuen Implantats zu beschreiben. Zusätzlich sollten unterschiedliche Konfigurationen und Dimensionen von K-Drähten und Cerclagen getestet und verglichen werden.

Danksagung

Die Autoren danken Herrn Kurt Wimmer und Ing. Jürgen Haller für die mechanische Fertigung, Programmierung und Messunterstützung bei dieser Arbeit.

Literatur

ABEL, E. W., SUN, J. (1998): Mechanical evaluation of a new minimum-contact plate for internal fracture fixation. *J. Orthop. Trauma* 12, 382-386.

- ASHMAN, R. B., COWIN, S. C., BUSKIRK, W. C. van, RICE, J. C. (1984): A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *J. Biomech.* 17, 349-361.
- BERNARDE, A., DIOP, A., MAUREL, N., VIGUIER, E. (2001): An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model. *Vet. Surg.* 30, 397-408.
- BRADEN, T.D., EICKER, S.W., ABDINOOR, D., PRIEUR, W.D. (1995): Characteristics of 1000 femur fractures in the dog and cat. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 4, 203-209.
- BRUNNBERG, L., FORTERRE, F., KAISER, S., BURGER, M., WAIBL, H. (2003): Unterschenkelfrakturen bei der Katze. *Kleintierpraxis* 48, 9-24.
- CORDEY, J. (1999): An introduction to selected chapters in bone biomechanics. *Injury* 30 (Suppl 1), A1-A6.
- CORDEY, J. (2000): Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury* 31 (Suppl 2), S-B1-13.
- DRAPER, E.R., GOODSHIP, A.E. (2003): A novel technique for four-point bending of small bone samples with semi-automatic analysis. *J. Biomech.* 36, 1497-1502.
- EN 408 (2005): Holzbauwerke-Bauholz für tragende Zwecke und Brettschichtholz-Bestimmung einiger physikalischer und mechanischer Eigenschaften.
- EN ISO 14125 (2003): Faserverstärkte Kunststoffe - Bestimmung der Biegeeigenschaften.
- FLORIN, M., ARZDORF, M., LINKE, B., AUER, J.A. (2005): Assessment of stiffness and strength of 4 different implants available for equine fracture treatment: a study on a 20 degrees oblique long-bone fracture model using a bone substitute. *Vet. Surg.* 34, 231-238.
- GRAF, G. (2003): Untersuchungen zur klinischen Anwendbarkeit der paraossären Klammer-Cerclage-Stabilisierung bei Hunden und Katzen. Diss., Vet.Med.Univ., Wien.
- HAERDI, C., COSTA, R.D., AUER, J.A., LINKE, B., STEINER, A. (2003): Mechanical comparison of 3 different clamp and 2 different rod types of a new veterinary internal fixation system, 4.5/5.5-mm VetFix. *Vet. Surg.* 32, 431-438.
- KNOTHE, U., KNOTHE-TATE, M.L., KLAUE, K., PERREN, S.M. (2000): Development and testing of a new self-locking intramedullary nail system: testing of handling aspects and mechanical properties. *Injury* 31, 617-626.
- LITTLE, F.M., HILL, C.M., KAGEYAMA, T., CONZEMIUS, M.G., SMITH, G.K. (2001): Bending properties of stainless steel dynamic compression plates and limited contact dynamic compression plates. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 14, 64-68.
- PFEIL und KLEIN-ELLGUT, D. von (2004): Vergleichsstudie zwischen Platten-Nagel-Kombination und Verriegelungsnagel am Modell der Tibia des Hundes. Diss., Fachber. Vet. Med., FU-Berlin.
- SCHMÖKEL, H.G., HURTER, K., SCHAWALDER, P. (2003): Percutaneous plating of tibial fractures in two dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 16, 191-195.
- STOFFEL, K., DIETER, U., STACHOWIAK, G., GÄCHTER, A., KUSTER, M.S. (2003): Biomechanical testing of the LCP - how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury* 34 (Suppl 2), B11-B19.
- WAGNER, M.W. (2005): Concepts of fracture fixation. *AO-Diologue*, 23-26.
- WANIVENHAUS, G. (2001): Paraossäre Klammer-Cerclage-Stabilisierung: eine biologische Osteosynthesemethode. *Wien. Tierärztl. Mschr.* 88, 123-128.

Anschrift der Verfasser:

Dr. Enno Bartolomaeus, Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr. Gerhard Windischbauer, Veterinärplatz 1, A-1210 Wien; Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr. Heinz-Bodo Schmiedmayer, Wiedner Hauptstrasse 8-10/325/A1, A-1040 Wien; Univ.Prof. Dr. Gert W. Niebauer, Département des Sciences Cliniques, Ecole Nationale Vétérinaire de Nantes, Atlanpole - La Chantrerie, B.P. 40706, 44307 Nantes Cédex 3.
e-Mail: Enno.Bartolomaeus@vu-wien.ac.at