



DIPLOMARBEIT

Titel der Diplomarbeit

„Zyklische Druck- und Torsionsbelastung an
Schafsknochen mit ESIN-Implantaten“

Verfasserin

Julia Pulgram

angestrebter akademischer Grad

Magistra der Naturwissenschaften (Mag.rer.nat.)

Wien, 2012

Studienkennzahl lt. Studienblatt: A 442

Studienrichtung lt. Studienblatt: Diplomstudium Anthropologie

Betreuerin / Betreuer: Ao.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Elmar Tschegg

Kurzfassung

Knochenbrüche werden immer öfter chirurgisch statt konservativ behandelt, da die Heilung schneller verläuft und der Knochen früher wieder belastet werden kann.

Gut geeignet für Kinder sind ESIN- Implantate (Elastisch Stabile Intramedulläre Nagelung). Ihre elastischen Eigenschaften stimulieren die Kallusbildung, gleichzeitig wird der Bruch aber auch gut stabilisiert und der Knochen gestützt. Nach der Heilung müssen die Implantate in einer zweiten Operation jedoch wieder entfernt werden, um das noch nicht abgeschlossene Wachstum des Kindes nicht zu behindern.

Im Zuge des Projektes BRIC (BioResorbable Implants for Children) sollen ESIN-Implantate entwickelt werden, die sich bis zur Heilung des Bruches selbst auflösen und vom Körper abgebaut werden.

An der Entwicklung eines bioresorbierbaren Materials, das aufgrund seiner biomechanischen Eigenschaften und seiner Abbauprodukte auch für Kinder geeignet ist, wird derzeit gearbeitet.

In der vorliegenden Arbeit wird eine Methode zur Ermittlung der biomechanischen Eigenschaften beschrieben. In eine Prüfmaschine werden Schafstibiae, die mit ESIN und einem künstlichen Bruchspalt versehen sind, eingespannt. Sie werden über 5000 Zyklen mit einem bestimmten Druck und Drehmoment simultan belastet. Die Dauer der zyklischen Belastung entspricht jener, die bis zur Heilung im kindlichen Körper auftritt.

Werden die festgelegten Grenzwerte während der Messung unter- oder überschritten, bricht der Versuch frühzeitig ab. In diesem Fall kann man davon ausgehen, dass das Implantat versagt hat und seine Funktion nicht mehr erfüllt. Aus den erhaltenen Daten können verschiedene Eigenschaften, wie die Steifigkeit, die elastische oder die plastische Deformation, des Implantats abgelesen werden.

In folgenden Studien sollen mit dem beschriebenen Verfahren verschiedene ESIN-Systeme, mit und ohne Verriegelung, getestet und verglichen werden.

Abstract

More and more often bone fractures are treated surgically instead of conservative treatment because the healing proceeds much faster and the post-operatively loading can be done almost immediately.

ESIN (Elastic Stable Intramedullary Nailing) is most suitable for children. The osteosynthesis' elastic characteristics stimulate the callus formation and stabilise the fracture at the same time.

Since bone growth in children is incomplete and implants could interfere with further development the implants have to be removed in another operation.

The BRIC Project (Bio Resorbable Implants for Children) intends to develop a kind of ESIN made of bioresorbable material that dissolves and gets absorbed by the body until the healing process is completed.

Existing bioresorbable implants can only be used for adults. Due to the different needs of children there has to be adaptation in material and biomechanical properties of the implants.

In this thesis, a method to determine and describe these biomechanical properties is shown. Therefore ESIN and an artificial fracture are added to sheep tibia which is clamped to a testing machine.

In this test device the bone is simultaneously and cyclical loaded with axial and torsional forces. The duration of 5000 cycles is equivalent to the healing process in bone fractures of children. If the value exceeds the determined limit the test ends automatically. In this case it is clear that the implant has failed and doesn't fulfill its purpose.

Certain characteristics like stiffness and elastic or plastic deformation can be assessed of the obtained data.

In following studies the described method will be used to test and compare different ESIN implants and indicate whether end caps improve the system or not.

Danksagung

Besonderer Dank gilt meinem Betreuer Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Elmar Tschegg, der mir diese Diplomarbeit ermöglicht hat.

Bedanken möchte ich mich auch bei Dipl.-Ing. Anna Celarek, die mir alle Fragen geduldig beantwortet und mir viel Wissen weitergegeben hat.

Die konstruktive Kritik von Barbara Weiß und Dipl.-Ing. Leopold Berger hat mir sehr geholfen.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei meiner Schwester bedanken, die viele Stunden für mich und diese Arbeit geopfert hat. Und bei meinen Eltern, die mich immer unterstützt und zu keiner Zeit unter Druck gesetzt haben.

Inhaltsverzeichnis

KURZFASSUNG	2
ABSTRACT	3
DANKSAGUNG	4
INHALTSVERZEICHNIS	5
1 EINLEITUNG	8
1.1 BRIC-Bioresorbable Implants For Children	9
1.2 Anatomische Grundlagen des Menschen	10
1.2.1 Tibia	10
1.3 Tibiafraktur	12
1.4 Osteosynthese	13
1.4.1 ESIN-Implantate	13
1.4.2 End caps	16
1.5 Schaf als Modelltier.....	17
1.6 Biomechanik der unteren Extremität des Menschen	18
1.7 Physikalische Grundlagen	20
1.7.1 Torsion und Rotation	20
1.7.2 Elastizitätsmodul	20
1.7.3 Elastische und plastische Deformation	22
1.7.4 Steifigkeit.....	23
1.7.5 Energieaufwand	23
2 MATERIAL UND METHODEN	24
2.1 Knochen und Implantate	24
2.2 Prüfmaschine	27
2.2.1 DynaMess - Druckmessung	27
2.2.2 Torsionsmessung.....	29
2.2.3 Aufbau	29
2.2.4 Vierteldrehung-Aktuator	30
2.2.5 Antriebsstrang	30
2.2.6 X-Y-Tisch.....	31
2.2.7 Gegengewicht	32
2.2.8 Halteklammern - Grips	32

2.2.9 Lineare Führungsschiene	33
2.2.10 Kugelrolle	33
2.2.11 Rückhalteklammer	33
2.3 Messsystem	34
2.3.1 Kraftmessdose und Wegmessdose	34
2.3.2 Drehmoment-Sensor	35
2.3.3 Drehwinkel-Sensor	35
2.3.4 Steuerungssystem	36
2.3.5 Pneumatik	37
2.3.6 Pneumatikventile	37
2.3.7 Steuerungskasten	38
2.4 Bedienung der Maschine	38
2.5 Vorversuche	41
2.6 Versuchsdurchführung	44
2.6.1 Druck	45
2.6.2 Torsion	45
2.6.3 Korrektur der Phasenverschiebung	48
2.6.4 Statistische Auswertung	48
3 AUSWERTUNG	49
3.1 Zurückgelegter Weg	49
3.2 Drehwinkel	51
3.3 Steifigkeit	55
3.4 Elastische und plastische Deformation	57
3.5 Dissipierte Energie	58
4 DISKUSSION	60
4.1 Diskussion der Ergebnisse	60
4.2 Probleme bei den Messungen	61
4.3 Probleme bei der Auswertung	63
4.4 Wahl des Knochenmaterials	63
4.5 Knochen-Implantat-System	65
5 CONCLUSIO	66
6 ZUKUNFT	66

MEDIZINISCHE TERMINOLOGIE	67
LITERATURVERZEICHNIS	69
TABELLEN.....	72
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	72
ANHANG	75
LEBENS LAUF	77

1 Einleitung

Knochenbrüche von Kindern heilen viel schneller als bei Erwachsenen und müssen daher auch anders behandelt werden. Der Einsatz konservativer Behandlungsmethoden (Gips) wird immer seltener, operative Methoden, wie zum Beispiel die elastisch stabile intramedulläre Nagelung (ESIN), nehmen zu. Hier gibt es kürzere Spitalsaufenthalte und die Knochen sind schneller wieder belastbar (Schlickewei, Boeker, 2010).

Um die Eigenschaften von Implantaten zu ermitteln und zu verbessern, müssen biomechanische Tests durchgeführt werden. Dafür werden die Implantate in Kadaver- bzw. Kunstknochen eingesetzt und in einer Prüfmaschine belastet.

Für die vorliegende Arbeit wurden Schienbeinknochen von Schafen mit ESIN-Implantaten und einer künstlichen Fraktur versehen und simultan mit einem bestimmten Druck und Drehmoment zyklisch belastet. Ähnliche Untersuchungen wurden zum Beispiel von Castellani (2002), Schüller et al. (2009) oder Gueorguiev et al. (2011) durchgeführt.

Castellani (2002) beschreibt die Untersuchung von verschiedenen Osteosynthesetechniken bei kindlichen Humerusfrakturen. Es wurden ebenfalls Druck und Drehmoment gemessen, allerdings nicht gleichzeitig, sondern nacheinander. Schüller et al. (2009) haben künstliche Radii verwendet und Ermüdungsversuche durchgeführt. Jeder Radius wurde axial mit Druck belastet und die Verschiebung am künstlichen Bruchspalt gemessen. Bei dem Versuch von Gueorguiev et al. (2011) wurden stabile intramedulläre Nägel in menschliche Kadavertibiae implantiert. Die Proben wurden, gleichzeitig mit Druck und Torsion, bis zu ihrem Versagen belastet.

Bei allen drei Studien wurden die Tests ebenfalls zyklisch durchgeführt.

Ziel dieser Arbeit ist, die von Berger (2012) erstellte Prüfmaschine zu testen und die Methode der simultanen, zyklischen Prüfung von Druck- und Torsionsbelastung zu beschreiben.

1.1 BRIC-Bioresorbable Implants For Children

Die vorliegende Arbeit ist Teil des Projektes BRIC (Bioresorbable Implants for Children), das in Zusammenarbeit mit der MedUni Graz, TU Graz, ETH Zürich, TU Wien, BOKU Wien und den Firmen Heraeus und AT&S durchgeführt wird.

Dabei geht es um die Entwicklung von Knochenimplantaten für Kinder, die sich nach der bzw. bis zur Heilung von Frakturen im Körper auflösen sollen. Bioresorbierbare Materialien gibt es bereits für Erwachsene. Bei der Verwendung als Implantat für Kinder müssen einige Anforderungen an das Material angepasst werden.

Wichtig ist z.B. die höhere Flexibilität von Kinderknochen, die dementsprechend mit Implantaten nicht zu steif gestützt werden sollten. Auch das noch nicht abgeschlossene Wachstum bei Kindern stellt ein Problem dar. Um dieses nicht zu behindern, sollte die Beschädigung der Wachstumsfuge durch die Operation so gut es geht vermieden werden. Außerdem müssen die Implantate derzeit nach etwa einem Jahr wieder operativ entfernt werden, was eine große psychische und physische Belastung für das Kind darstellt.

Mit bioresorbierbaren Implantaten würde dieses Problem wegfallen, am idealen Werkstoff (gute Verträglichkeit, nebenwirkungsfreier Abbau im Körper, biomechanische Eigenschaften, etc.) wird jedoch noch gearbeitet (BRIC).

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Verfahren zu testen, das die simultane Messung von Druck- und Torsionsbelastung ermöglicht. Dabei werden Schienbeinknochen von Schafen untersucht, die mit verschiedenen Systemen von ESIN-Implantaten versehen sind.

Das System mit den besten Ergebnissen wird dann aus einem bioresorbierbaren Material hergestellt und für weitere Untersuchungen verwendet.

1.2 Anatomische Grundlagen des Menschen

1.2.1 Tibia

Die Tibia, das Schienbein, lässt sich grob in drei Teile teilen: am proximalen Ende befindet sich der Tibiakopf (*Caput tibiae*), am distalen Ende der Innenknöchel (*Malleolus medialis*) und dazwischen liegt der Tibiaschaft (*Corpus tibiae*).

Caput tibiae:

Der Tibiakopf ist Teil des Kniegelenks und wird von zwei großen Knochenstrukturen, *Condylus medialis et lateralis*, gebildet. An den kranialen Flächen sind die beiden *Condyli* mit einer Knorpelschicht (*Facies articularis superior*) überzogen und artikulieren im Femorotibialgelenk mit den Femurkondylen. Dieses Gelenk bildet gemeinsam mit dem Femoropatellargelenk das bikondyläre Kniegelenk, das von einer Gelenkkapsel umgeben ist.

An der Vorderseite des Tibiakopfes befindet sich die *Tuberositas tibiae* und zwischen den Gelenkflächen die *Eminentia intercondylaris*. Neben weiteren knöchernen Strukturen, gibt es noch Kreuz- und Seitenbänder, die für die Stabilität im Kniegelenk sorgen. Die *Menisci* sorgen für die Kraftübertragung und ein besseres Gleiten der beiden aufeinandertreffenden Gelenkflächen von Femur und Tibia.

Corpus tibiae:

Der Tibiaschaft hat drei Seiten (*Facies medialis, lateralis, posterior*) und drei Kanten (*Margo anterior, medialis, interosseus*) und hat damit im Querschnitt eine dreieckige Form.

Am *Margo interosseus* setzt die *Membrana interossea cruris* an. Diese stellt neben dem proximalen und distalen Tibiofibulargelenk eine Verbindung zwischen Tibia und Fibula (Wadenbein) her.

Malleolus medialis:

Der Malleolus medialis (Innenknöchel) ist ein distaler Fortsatz der Tibia, der gemeinsam mit dem Malleolus lateralis (Außenknöchel) der Fibula, die Malleolengabel darstellt. Diese bildet mit dem Talus (Sprungbein) das obere Sprunggelenk.

Der Großteil der Muskulatur des Unterschenkels und die langen Muskeln des Fußes haben ihren Ursprung an Tibia, Fibula und Membrana interossea.

(Tibia; Benninghoff, Drenckhahn, 2008)

Der Margo anterior (Vorderkante) der Tibia ist nicht durch Muskeln geschützt und liegt direkt unter der Haut.

Durch diese exponierte Lage ist der Knochen sehr anfällig für Brüche.

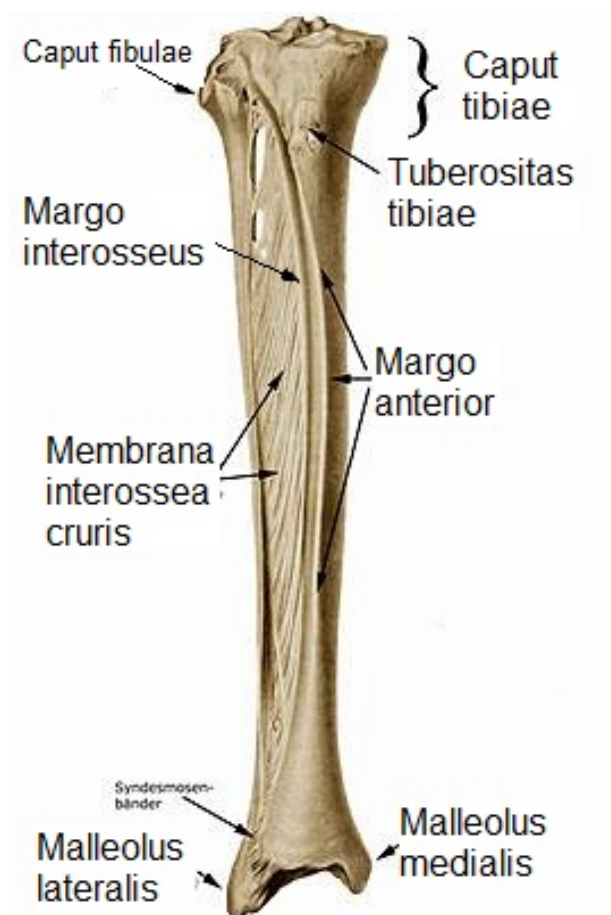


Abbildung 1: rechte Tibia und Fibula, Ansicht von vorne

1.3 Tibiafraktur

Brüche des Schienbeins (Tibia) können in drei verschiedene Bereiche eingeteilt werden:

- 1 Fraktur des Tibiakopfes (Kniegelenk ist betroffen)
- 2 Fraktur des Tibiaschaftes
- 3 Fraktur der distalen Tibia (Innenknöchel, Sprunggelenk ist betroffen)

Je nach Bereich und Schwere des Bruches wird die Verletzung mit unterschiedlichen Methoden behandelt.

Bei einfachen Brüchen, bei denen es zu keiner Verschiebung der Knochenfragmente gekommen ist, wird ein Gips angelegt. Sind die Fragmente jedoch disloziert bzw. nicht von außen wieder einzurichten oder besteht ein offener Bruch, muss operiert werden.

Während der Operation werden die Knochenstücke wieder in die richtige Position gebracht und dann mit Metallimplantaten unterstützt. Man spricht hier von Osteosynthese.

Bei komplizierten Brüchen werden Platten und Schrauben verwendet.

Offene und komplizierte Brüche, bei denen auch das umliegende Gewebe verletzt wurde, können bei Erwachsenen mit dem Fixateur externe behandelt werden. Dabei handelt es sich um ein Metallgestell, dessen Befestigung aus dem Bein herausragt. In den Knochen werden Drähte eingebracht, deren Position durch Festziehen der Schrauben außerhalb noch leicht verändert werden kann. Durch den Zug werden die Bruchstücke des Knochens zusammengedrückt und wachsen so wieder richtig zusammen. Oft muss aber nach Entfernung des Fixateur externe eine weitere Behandlung (konservativ oder operativ) angeschlossen werden.

Eine speziell für Kinder entwickelte Osteosynthese sind ESIN-Implantate (Elastisch stabile intramedulläre Nagelung). Sie werden z.B. bei queren oder schrägen Brüchen des Schaftes benutzt. (Schienbeinbruch; Castellani, 2002)

1.4 Osteosynthese

Operative Maßnahmen zur Behandlung und schnelleren Heilung von Knochenschäden bezeichnet man als Osteosynthese. Dabei werden die Knochen reponiert und mit metallischen Hilfsmitteln (Schrauben, Platten, Drähte u.ä.) fixiert.

Die Implantate werden meistens nach der Heilung operativ entfernt. Wegen des noch nicht abgeschlossenen Wachstums bei Kinder sollte das in jedem Fall passieren.

Obwohl es bei einigen Osteosynthesen zu Komplikationen, wie z. B. Infektionen oder Verletzung des Periost, kommen kann, haben sie auch große Vorteile. Nach der Operation ist keine Immobilisierung notwendig und der Knochen kann sehr schnell wieder belastet werden (Osteosynthese).

1.4.1 ESIN-Implantate

Bei der elastisch stabilen intramedullären Nagelung handelt es sich um ein chirurgisches Verfahren zur Behandlung von Knochenbrüchen bei Kindern im Alter von ca. 4-14 Jahren. Es ist eine minimalinvasive und minimaltraumatische Methode, mit der vor allem diagonale, schräge und kurze Spiralbrüche in kindlichen Langknochen behandelt werden können (Dietz et al., 2006).

Knochenbrüche bei Kindern heilen ungefähr doppelt so schnell wie ähnliche Brüche von Erwachsenen. Zu Komplikationen kommt es am Häufigsten bei älteren Kindern, die mehr als 40kg wiegen und bei komplizierten Brüchen (Kaiser et al., 2011; Dietz et al., 2006).

Ein Vorteil dieser Methode ist, dass die Drähte oder Nägel (im Folgenden synonym verwendet), nicht direkt bei der Bruchstelle eingebracht werden und die Operation dadurch nicht von der Weichteilschwellung erschwert wird (Castellani, 2002).

Im Vergleich zu anderen operativen Methoden hält ESIN den Heilungs- sowie Wachstumsprozess weniger auf. Im Gegenteil, wird die Kallusbildung in Periost

und Endost durch die elastischen Nägel stimuliert und damit die Heilung des Bruches beschleunigt.

Bei anderen Verfahren wird das Periost oft beschädigt oder teilweise entfernt, wodurch die Heilung und die Kallusbildung verzögert werden.

Wird die Wachstumsfuge beschädigt, kann auch das Längenwachstum des Knochens gestört werden und es kann zu Längenunterschieden der Extremitäten kommen.

Die Stimulation der Bruchheilung durch die ESIN-Implantate wird durch die Elastizität der Drähte ausgelöst, die eine Mikrobewegung im Knochen ermöglicht. Für den idealen Spielraum, aber ausreichende Stabilität, müssen die Drähte vor dem Einsetzen richtig gebogen werden. Als Richtwert für die Stärke der Biegung wird die dreifache Größe des Durchmessers des gebrochenen Knochens genommen. Damit ist ein guter 3-Punkt-Kontakt zwischen Knochen und Implantat sichergestellt.

In Einzelfällen, bei denen mehrere Bruchstücke vorliegen und stark beweglich sind, kann mit einer stärkeren Biegung eine größere Kontaktfläche erzeugt werden. Der dadurch entstehende höhere Druck führt zu mehr Stabilität im Bruchbereich.

Meistens werden zwei, selten auch drei, Drähte der gleichen Stärke verwendet. Der Durchmesser pro Draht beträgt etwa ein Drittel des Markraumes an der schmalsten Stelle des betroffenen Knochens.(Dietz et al., 2006; Castellani, 2002)

Zum Einführen der Drähte muss der Markraum mithilfe eines Bohrers oder Pfriems, auf beiden Seiten der Tuberositas tibiae parallel geöffnet werden. Die Drähte werden von proximal in die Tibia implantiert (Synthes).

Um eine gute Ausgeglichenheit des Implantat-Systems zu gewährleisten, müssen beide Drähte genau gleich gebogen sein und gegenüberliegend in den Knochen eingeführt werden. Sowohl proximal als auch distal müssen die Drähte in den Metaphysen fixiert werden. Dadurch wird ihre Biegung aufrecht erhalten und der Druck im Markraum konstant gehalten.

Die Knochenfragmente werden von der Federkraft der Nägel nach außen gedrückt und kommen so wieder in ihre ursprüngliche Position zurück.

Um die Drähte besser an ihrem Platz halten zu können gibt es verschiedene Verriegelungssysteme, wie z.B. Ösen mit Schrauben oder zylindrische End Caps, die ein Herausrutschen des Implantats aus dem Knochen verhindern sollen (Dietz et al., 2006).



Abbildung 2: schematische Darstellung der implantierten ESIN-Drähte; jeder Draht hat an drei Stellen Kontakt mit dem Knochen (rote Punkte), das sorgt für eine gute Stabilität des Implantats

1.4.2 End caps

Um eine größere Stabilität der Nägel im Knochen zu erreichen, können sogenannte End caps oder Verriegelungen, verwendet werden. Diese Methode soll verhindern, dass sich die Drähte aus dem Knochen herauschieben und damit der Stützeffekt wegfallen würde. Es gibt verschiedene Befestigungssysteme, die entweder mit Ösen und Schrauben oder mit einem eigenen Gewinde in der Corticalis des Knochens verankert werden (Nectoux et al., 2008).

Über den tatsächlichen Nutzen von End caps gibt es jedoch verschiedene Meinungen.

Kaiser et al. (2011) haben zum Beispiel biomechanische Tests an künstlichen Femura mit gesetzten Spiralbrüchen und ESIN-Implantaten, mit und ohne End caps, durchgeführt. Dabei wurde keine signifikant höhere Stabilität der verriegelten Implantate festgestellt.

Bei einer Studie von Nectoux et al. (2008) wurden End caps in vivo getestet. Die Ergebnisse zeigen, dass der Einsatz der Verriegelung dann Sinn macht, wenn es zu einem Verlust von Knochenmaterial gekommen ist. In diesem Fall kommt es oft zu Verschiebungen und die Bruchstücke wachsen nicht richtig zusammen oder es kommt zu Längenänderungen im Knochen.

Zwar wurde durch die End caps die Kallusbildung verzögert, trotzdem kam es in weiterer Folge nicht zu erneuten Brüchen.

Zu den häufigsten Komplikationen bei der Verwendung von ESIN gehören Schmerzen durch Hautirritationen. Diese entstehen durch die herausragenden, scharf abgeschnittenen Enden der Drähte.

Nectoux (2008) zitiert mehrere Studien (Narayanan et al., 2004; Ligier et al. 1988; Flynn et al., 2001) bei denen es zu solchen Irritationen, Geschwüren und Wundinfektionen durch zu lange Nagelenden gekommen ist. In fast allen dieser Fälle musste nochmal operiert und die Länge der Nägel korrigiert werden. Dadurch wird die Heilung verlangsamt.

Bei den Implantaten mit End caps ist in der Gruppe um Nectoux (2008) kein

Patient mit Hautirritationen oder Geschwüren vorgekommen. Die abgerundete Verriegelung deckt die scharfen Kanten der Drahtenden ab.

Für das BRIC Projekt sollen verschiedene ESIN-Systeme, mit und ohne Verriegelung, getestet werden. Das beste System wird dann aus einem bioresorbierbaren Material hergestellt und in einer in vivo Studie bei Schafen angewendet.

1.5 Schaf als Modelltier

Sarah Muchow (2005) bezieht sich in ihrer Dissertation auf mehrere Studien, die belegen, dass sich Schafe gut für den Vergleich mit der menschlichen Knochenheilung eignen.

Sie schreibt über eine Arbeit von Melak et al. (1998) bei der Schweine, Schafe und Kaninchen auf ihre Eignung als Modelltier getestet wurden. Dabei kam heraus, dass der Verlauf der Frakturheilung bei den Knochen von Schafen am ähnlichsten zu der beim Menschen sei.

Weiters erwähnt Muchow die Arbeiten von Finlay et al. (1995) und Claes et al. (1997) aus denen hervorgeht, dass eine große Ähnlichkeit bei der Form und den Proportionen der hinteren Extremitäten bestehe. Dies gelte sowohl für ausgewachsene Tiere, als auch für Jungtiere als Modell für Kinderknochen.

Auch Taylor et al. (2006) betätigen, dass sich Schafe sowohl als Modell für die Heilung von Knochen, als auch für ihre orthopädische und chirurgische Behandlung gut eignen. Außerdem lassen sich ähnliche biomechanische Belastungsmuster der Tibia von Schaf und Mensch feststellen (Finlay et al., 1995).

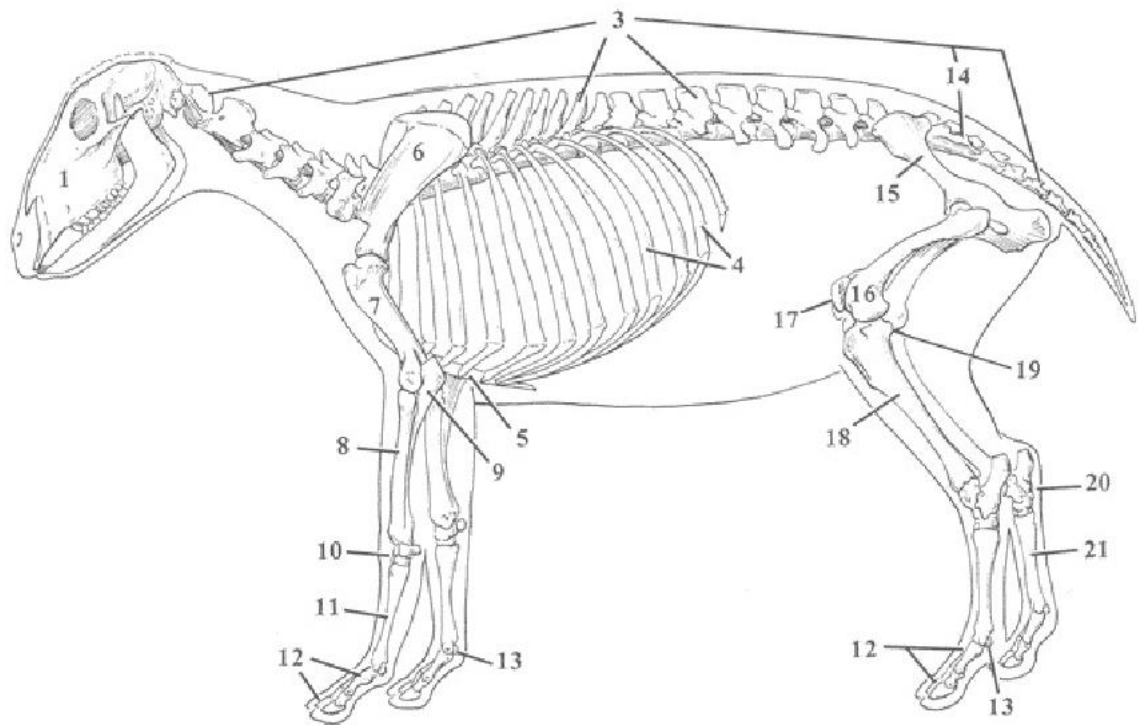


Abbildung 3: Skelett des Schafs, Tibia (18)

1.6 Biomechanik der unteren Extremität des Menschen

Beim Gehen befindet sich die Längsachse des Fußes in einem bestimmten Winkel, dem „Foot Progression Angle“ (Schroff, 2009). Dieser Winkel entsteht durch die physiologischen Stellungen von Hüfte, Femur, Tibia und Fuß.

Das Femur befindet sich in Antetorsion, der Oberschenkelhals ist nach vorne (ventral) gedreht, und weist beim gesunden Erwachsenen einen Torsionswinkel von 12° - 15° auf (Schroff, 2009 nach Jani, 1979; Cordier, 2000).

Schroff (2009) bezieht sich in seiner Dissertation auf Studien von Lampert (2000) und Jakob (1980), die die physiologische Tibiatorsion beim Erwachsenen mit $+20^{\circ}$ bis $+30^{\circ}$ beschreiben. Dieser Winkel gilt für beide Fußachsen gemeinsam und entsteht durch die Verdrehung der Tibia in ihrer transversalen Ebene. Durch die tibiale Stellung weist das obere Sprunggelenk, gemessen am Tibiaplateau, nach außen. Wegen dieser Verdrehung ist auch der Fuß leicht nach außen gestellt (Cordier, 2000).

Die Torsion der Beinachse entwickelt sich erst im Laufe des Wachstums,

abhängig von den jeweiligen Anforderungen der verschiedenen Lebensphasen. Durch die fetale Haltung im Uterus, müssen die Oberschenkel mehr nach vorne, die Unterschenkel mehr nach innen und die Füße nach innen gedreht sein. Ab der Geburt beginnen sich die Gelenksachsen zu verändern und es kommt zu einer langsamen Außendrehung der Knochen.

Schroff (2009) beschreibt die Untersuchungen von Jani (1979) laut denen der Winkel der Femurtorsion 31° beträgt. Die Fähigkeit zur Rotation wird größer. Beim Erwachsenen beträgt die Antetorsion des Femurs dann 12° - 15° .

Nach einer Studie von Kristiansen (2001) schreibt Schroff (2009), dass die Tibia bei der Geburt neutral oder leicht nach innen gestellt ist. Bei physiologischer Entwicklung wird sie, vor allem bis zum vierten Lebensjahr, nach außen gedreht. Im Erwachsenenalter ist der tibiale Torsionswinkel dann ca. 20° .

Der Winkel, der beim physiologischen Gehen selbst entsteht, wurde schon in mehreren Studien untersucht und ist in allen Fällen positiv, das Gangbild weist also leicht nach außen. Bei Erwachsenen liegt der Winkel, je nach Probandengruppe, zwischen $+5,5^\circ$ und $+15^\circ$ pro Fuß.

Bei Kindern gibt es eine weitaus größere Streubreite. Der Mittelwert bei Kleinkindern (1-3 Jahre) beträgt $+6^\circ$, der Mittelwert von 4-11jährigen $+4^\circ$ (Schroff, 2009).

1.7 Physikalische Grundlagen

1.7.1 Torsion und Rotation

Durch die Wirkung eines Drehmoments verändert sich bei der Torsion die Form eines festen Körpers. Der entstehende Winkel der Verdrehung kann gemessen werden.

Bei der Rotation kommt es zu keiner Formveränderung, weil es zu keiner Torsion kommt. Hier wird ein Körper um eine oder mehrere Rotationsachse/n (z.B. Gelenke) bewegt. (Schroff, 2009)

1.7.2 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul (E) oder E-Modul, Elastischer Modul, beschreibt den Widerstand gegen die elastische Deformation. Je größer der Widerstand der elastischen Deformation eines Materials ist, desto höher ist der Elastizitätsmodul.

Wirken von außen Kräfte auf einen festen Körper wird dieser verformt. Dabei tritt Spannung (σ) und Dehnung (ϵ) im Körper auf. Die Spannung [N/m^2] beschreibt das Verhältnis von Kraft (F) zur Querschnittsfläche (A) eines Körpers:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Die entstehende Dehnung ist dimensionslos und ergibt sich aus dem Verhältnis von der Längenänderung (Δl) und der Ausgangslänge (l):

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$$

Der E-Modul ist eine Materialkonstante und hat die Einheit $[N/m^2]$.

Bei verschiedenen Werkstoffen bei kleinen Verformungen ist die Spannung proportional zur Dehnung. Dieses Verhältnis wird als Hook'sches Gesetz bezeichnet:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Die meisten Festkörper reagieren nur bis ca. 0,1% Dehnung elastisch. Ist die Elastizitätsgrenze erreicht, kommt es, je nach Material, zu plastischer Verformung oder spröden Brüchen (Wenisch, 2005; Elastizitätsmodul).

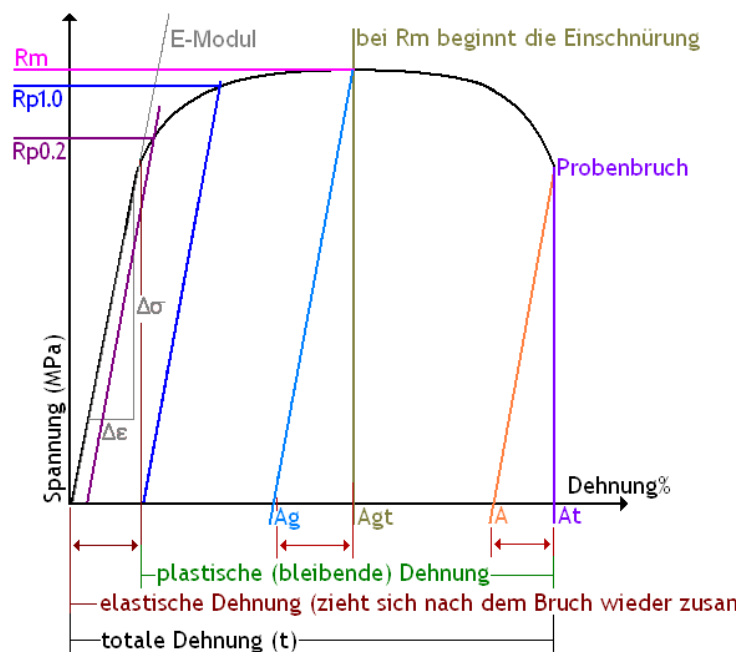


Abbildung 4: Spannungs-Dehnungs-Diagramm eines Metalls; R_p =Dehngrenze (bis hierher gilt das Hook'sche Gesetz), $R_{p0,2}=0,2\%$ Dehngrenze; R_m =Zugfestigkeit

1.7.3 Elastische und plastische Deformation

Wird ein fester Körper von außen belastet, kommt es zu einer Verformung. Im elastischen Bereich verschwindet diese Formänderung aber wieder sobald die Kräfte nicht mehr auf den Körper wirken und er kehrt in seine Ausgangslage zurück.

Je nach Material ist die Elastizitätsgrenze mehr oder weniger hoch. Wird sie durch höhere Belastung überschritten, bleibt die Verformung auch bestehen, wenn die Krafteinwirkung entfernt wird. Hier spricht man von der plastischen Deformation.

Wird die Spannung noch weiter erhöht, kommt es schlussendlich zum Bruch des Materials.

Den Verlauf der Formänderung der Probe kann man in einem sogenannten Spannungs-Dehnungs-Diagramm (s. Abb. 4) darstellen. Aus ihm kann z.B. abgelesen werden wo die Grenze zwischen elastischer und plastischer Deformation ist oder bei welcher Spannung es zum Bruch kommt. (Wenisch, 2005).

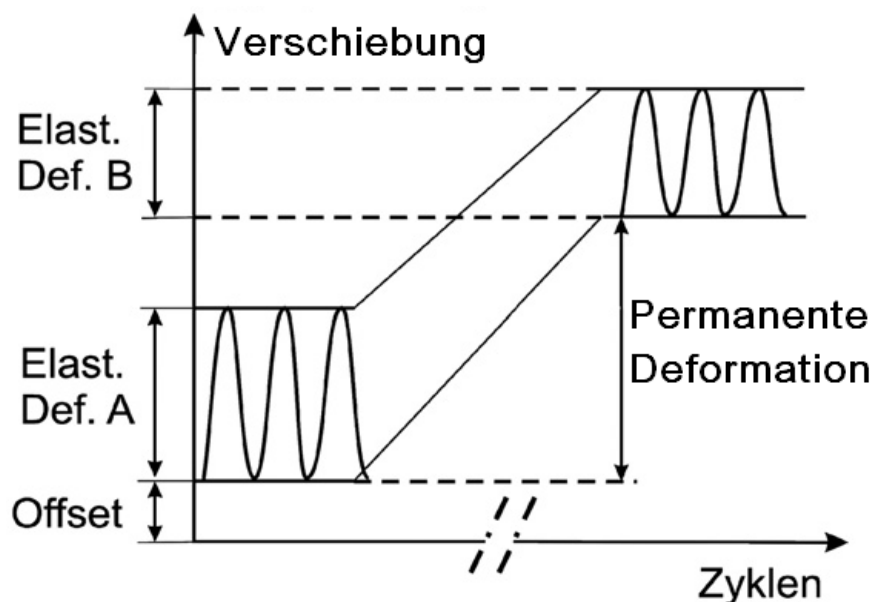


Abbildung 5: Verlauf der elastischen und plastischen (permanenten) Deformation

1.7.4 Steifigkeit

Die Steifigkeit beschreibt den Widerstand gegen die Deformation eines Körpers unter Krafteinwirkung, abhängig von dessen Material und Gestalt. (Castellani, 2002)

Sie zeigt das Verhältnis zwischen der aufgebrachten Kraft und der, daraus entstehenden, elastischen Deformation. Die Steifigkeit wird in N/mm angegeben. Das bedeutet, sie ist ein Maß für die Kraft, die benötigt wird um die Länge einer Probe um 1 mm zu ändern (Tschegg, 2008).

1.7.5 Energieaufwand

Bei der zyklischen Belastung eines Materials wird Energie von der Prüfmaschine aufgebracht. Diese wird gespeichert und bei Entlastung, im anelastischen Bereich, wieder an die Maschine zurückgegeben. Bei plastischer Deformation geht Energie in Form von Wärme verloren (Dissipationsenergie).

Der Weg der Be- und Entlastung kann jeweils mit einer Verformungskurve dargestellt werden. Bei elastischem Verhalten laufen beide Kurven auf demselben Weg.

Wenn anelastische Verformung vorliegt, fallen die Kurven nicht mehr zusammen und bilden eine Hystereseschleife (s. Abb. 28). Die Fläche im Inneren der Schleife stellt die dissipierte Energie dar, die pro Zyklus in Wärme übergeht (Greulich, 1999).

2 Material und Methoden

2.1 Knochen und Implantate

Die getesteten Tibiae sind Kadaverknochen (Schlachtereier), die von drei bis fünf Monate alten Schafen stammen.

Die Knochen sind zwischen 18,5cm und 21,5cm lang.

An der Medizinischen Universität Graz werden die Knochen von den Muskeln befreit und operiert.

Dabei werden zuerst die ESIN-Implantate eingesetzt und anschließend wird eine Osteotomie durchgeführt. Das heißt aus den Knochen wird ein etwa 10mm großes Stück herausgeschnitten (s. Abb. 7), sodass keine Verbindung zwischen den Knochenenden mehr besteht. Dieser Spalt simuliert eine Fraktur. Er garantiert, dass nur die Steifigkeit des Implantates gemessen wird, ohne die Ergebnisse von der Stabilität und Reibung der Knochenenden zu verfälschen.

Die Knochen werden in Gruppen zu jeweils acht Stück eingeteilt.

Für diese Arbeit werden vier verschiedene Implantate verwendet:

Gruppe 1: Hofer TEN (titanium elastic nail) + Ti-Schrauben Verriegelung

Gruppe 2: Hofer TEN unverriegelt

Gruppe 3: Hofer Stahlnagel (=Federnagel, =Endernagel) mit
Öse + Stahlschrauben

Gruppe 4: Synthes TEN + Synthes Verriegelung

Die Vorversuche werden mit neun Knochen aus vier verschiedenen Gruppen durchgeführt.

Nach dem Einsetzen der Implantate und vor der Osteotomie werden die Epiphysen der Knochen in Blöcke aus Knochenzement eingegossen.

Um möglichst physiologische Bedingungen während der Prüfung zu ermöglichen, stehen die Knochen in einem Winkel von 5° in den Blöcken. So

können die Zementblöcke senkrecht in die Maschine eingespannt werden und der Knochen trotzdem leicht geneigt sein.

Bei Belastung kann es passieren, dass sich die Drähte der ESIN-Implantate verschieben und aus dem Knochen rutschen. Deshalb werden vor dem Eingießen die Enden der Drähte, die aus dem Knochen herausstehen, mit einer Knetmasse bedeckt. Nachdem der Zement getrocknet ist kann diese Masse wieder entfernt werden. So ist Platz zwischen Knochen und Zementblock und die Drähte haben die nötige Bewegungsfreiheit.

Zur Überprüfung, ob die Implantate richtig gesetzt sind und nirgendwo anstehen, werden Röntgenaufnahmen gemacht.

Fertig vorbereitet werden die Knochen tiefgekühlt und nach Wien an die Technische Universität überstellt, wo die Versuche durchgeführt werden.



Abbildung 7: Röntgenaufnahme (Probe pb 7) vor der Osteotomie



Abbildung 6: Probe nach der Osteotomie

2.2 Prüfmaschine (nach Berger, 2012)

Die für die Versuche verwendete Knochenprüfmaschine ist aus zwei Teilen aufgebaut. Sie besteht aus einem handelsüblichen Gerät (DynaMess 1710DLL-5KN) für Druck- und Zugversuche der deutschen Firma DynaMess Prüfsysteme GmbH und einer, von Leopold Berger (2012) im Zuge seiner Masterarbeit für die Messung der Torsion entwickelten, Erweiterung (im Folgenden auch als neuer Teil der Maschine bezeichnet).

2.2.1 DynaMess - Druckmessung

Die DynaMess-Prüfmaschine ist ein Tischgerät für uniaxiale Druck- und Zugversuche, die entweder quasi-statisch oder zyklisch durchgeführt werden können. Die Maschine wird servopneumatisch betrieben und hat eine maximale Prüfkraft von 5000N.

Über eine Kraftmessdose und ein Wegmessdose können Druckkraft bzw. der zurückgelegte Weg aufgezeichnet werden.

Um Proben verschiedener Größe testen zu können, ist der Kopfteil der Maschine höhenverstellbar.



Abbildung 8: DynaMess Prüfmaschine

2.2.2 Torsionsmessung

Um gleichzeitig Druck und Torsion messen zu können, musste die DynaMess-Maschine umgebaut und erweitert werden. Der Aufbau des neuen Teils wird im Folgenden beschrieben.

2.2.3 Aufbau

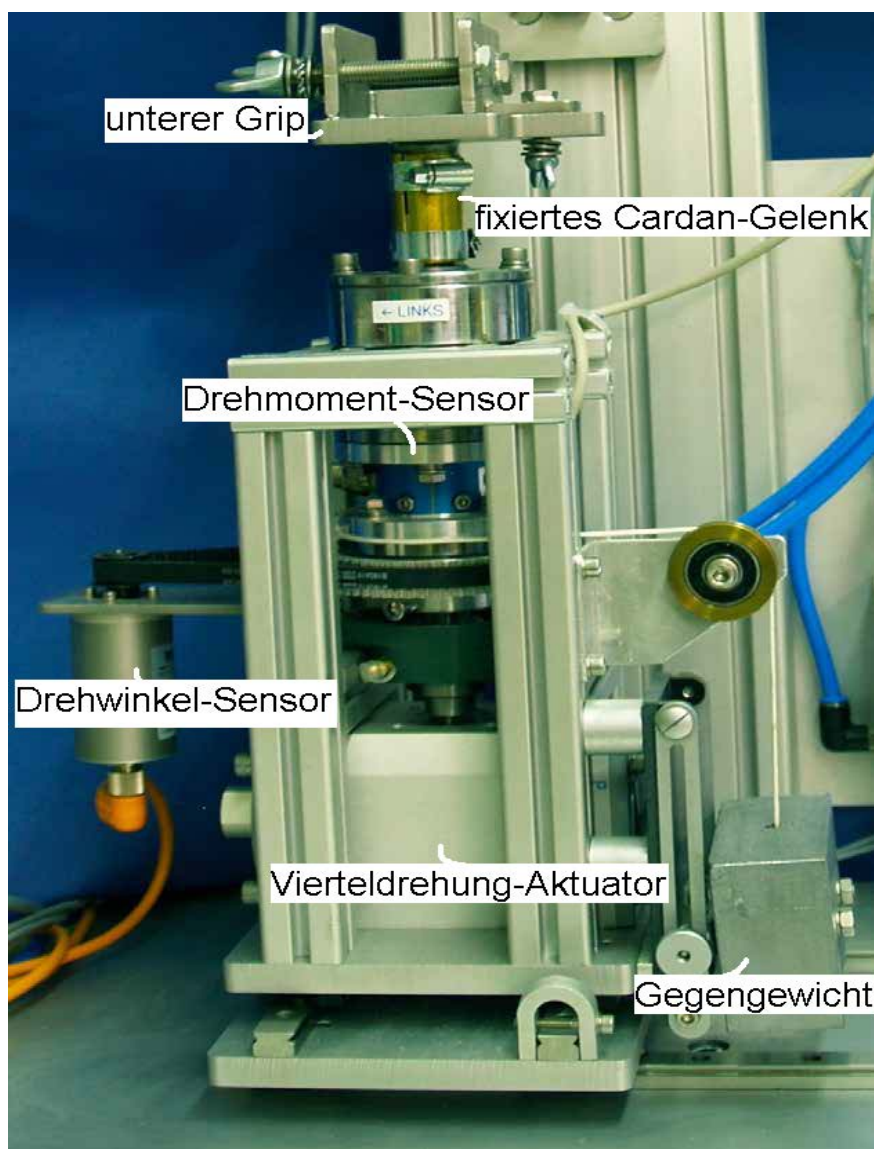


Abbildung 9: Antriebsstrang mit Drehwinkelsensor auf der linken und Gegengewicht auf der rechten Seite. Das Cardan-Gelenk ist fixiert

2.2.4 Vierteldrehung-Aktuator

Die Bewegung des Vierteldrehung-Aktuator läuft über ein Zahnstangensystem. Durch dieses System ist das Drehmoment über die gesamte mögliche Verdrehung von 90° konstant. Es ist nicht vom momentanen Winkel abhängig, sondern nur von der komprimierten Luft aus dem Kompressor. Durch Änderung der Luftzufuhr kann die Drehrichtung (links oder rechts) umgedreht werden.

2.2.5 Antriebsstrang

Der Antriebsstrang überträgt das Drehmoment vom Vierteldrehung-Aktuator auf den zu testenden Knochen. Er ist von einem Aluminium-Rahmen umgeben, der die axiale Druckkraft durch ein Kugellager aufnimmt, sodass sie nicht auf den Sensor und den Aktuator einwirkt.

Der Antriebsstrang setzt sich aus verschiedenen Komponenten zusammen, die die unterschiedlichen Elemente miteinander verbinden. So ist der Vierteldrehung-Aktuator mit dem Drehmomentsensor und dieser mit einem Cardan-Gelenk verbunden. Dieses Gelenk überträgt das Drehmoment auf die eingespannte Probe. Außerdem bietet sie ihr zwei Freiheitsgrade, was den natürlichen Bewegungsablauf beim Gehen simulieren soll. Auch eventuelle Fehler, die beim Eingießen des Knochens in den Zement entstehen können, werden mit dem Gelenk ausgeglichen.

Bei den Vorversuchen hat sich jedoch herausgestellt, dass das Cardan-Gelenk für diese Messungen zu instabil ist. Deshalb wird es mit einer Klammer fixiert.

Der Drehmoment-Sensor ist Teil des Antriebsstranges und dreht sich selbst im Ganzen mit. Dieses System ist um einiges billiger als solche, die rotierende Teile oder kontaktfreie Datenübertragung haben.

Die gemessenen Daten werden über einen Winkelmess-Sensor, der mit einem flexiblen Kabel mit dem Steuerungskasten verbunden ist, übertragen. Durch den geringen Drehwinkel von maximal 90° ist die Verbindung mit einem Kabel kein Problem.

2.2.6 X-Y-Tisch

Der X-Y-Tisch ermöglicht dem unteren Ende der Probe freie Bewegung in beide horizontalen Richtungen. Gleichzeitig wird sowohl die Druckkraft als auch das Drehmoment von der Probe auf den Rahmen der Maschine übertragen. Dieser Ausgleich sorgt für eine möglichst natürliche Lastsituation auf den Knochen.

Beim Eingießen in die Zementblöcke kommt es leicht zu Fehlern, durch die Bewegungsfreiheit des unteren Probenendes können diese aber gut ausgeglichen und eine unerwünschte Vorbelastung des Knochens vermieden werden.

Die beiden Ebenen des X-Y-Tisches sind übereinander gebaut und laufen auf Schienen mit Kugellagern. Sie sind so konzipiert, dass sie sowohl Träger der unteren Ebene als auch der Tisch selbst sind. So tragen sie sich gegenseitig und haben einen größeren Bewegungsspielraum.

Insgesamt gibt es vier Schienen mit acht Kugelumlauf Führungen, von denen jede eine Druckbelastung von bis zu 5230N tragen kann.



Abbildung 10: X-Y-Tisch

2.2.7 Gegengewicht

Die Maschine wird pneumatisch betrieben. Der Versuch wird kraftgesteuert durchgeführt, das bedeutet, dass eine vorher bestimmte Kraft bzw. ein Drehmoment zyklisch angefahren wird. Dafür wird komprimierte Luft in die Maschine geführt. Die Torsion geht dabei immer in die gleiche Richtung und wird nicht aktiv wieder zurückgedreht. Die Rückdrehung geschieht nur durch die Elastizität der Probe. Um sehr kleine Drehmomente (Amplitude $< 0,2\text{Nm}$) testen zu können, wird zusätzlich ein Gegengewicht von 2kg angehängt, das der maschineninternen Reibung entgegenwirkt und dadurch die Rückdrehung unterstützt.

2.2.8 Halteklammern - Grips

Um eine gute Fixierung der Knochen während der Messung zu gewährleisten, gibt es Halteklammern, die sogenannten Grips.

Die Knochen wurden an ihren Enden, den Epiphysen, in Blöcke aus Knochenzement gegossen. Diese Blöcke werden in den oberen bzw. unteren Grip eingespannt und mit Schrauben festgezogen, so dass es während des Versuchs zu keiner Lageänderung der Probe kommen kann. Dabei ist darauf zu achten, dass die sich berührenden Flächen plan aneinander liegen.

Der untere Grip ist auf dem Antriebsstrang befestigt und in seiner Höhe konstant. Der obere kann an der linearen Führungsschiene innerhalb eines gewissen Spielraumes vertikal verschoben werden.

Reicht diese Spannweite nicht aus, weil eine Probe zu kurz oder zu lang ist, kann der Kopfteil der DynaMess-Maschine in der Höhe verstellt werden.

2.2.9 Lineare Führungsschiene

Der obere Grip ist an einer linearen Führungsschiene befestigt. Das System besteht aus einer Führungsschiene und einem kugelgelagerten Schlitten. Die Schiene ermöglicht eine Bewegung der Klammer in vertikaler Richtung. Außerdem hindert sie den oberen Teil der Probe daran sich durch das unten angewendete Drehmoment seitlich zu bewegen.

Das System hat keinen seitlichen Spielraum und weist auch gegen sehr hohe Drehmomente kaum Bewegung auf.

Diese Barriere ermöglicht ein gleichzeitiges Messen von Druck und Torsion unter möglichst natürlichen Umständen.

2.2.10 Kugelrolle

Für die reine Druckübertragung befindet sich zwischen der DynaMess-Maschine und dem neu konstruierten Teil eine Kugelrolle. Dabei handelt es sich um eine Stahlkugel, die in ihrem Gehäuse gleiten kann. So wird verhindert, dass außer einer axialen Kraft andere Belastungen übertragen werden. Seitwärtskräfte verlieren sich und wirken somit nicht auf die Probe.

Die Kugel dient nur der Druckübertragung und erlaubt der oberen Klammer keinen Freiheitsgrad.

2.2.11 Rückhalteklammer

Der obere Grip wird von einer weiteren Klammer gehalten, damit dieser nicht nach unten rutscht sobald keine Probe mehr eingespannt ist. Das Gewicht des Grips und der Rückhalteklammer wird von der Kraftmessdose mitgemessen, es ist daher wichtig die Kraft vor dem Versuch auf Null zu setzen.

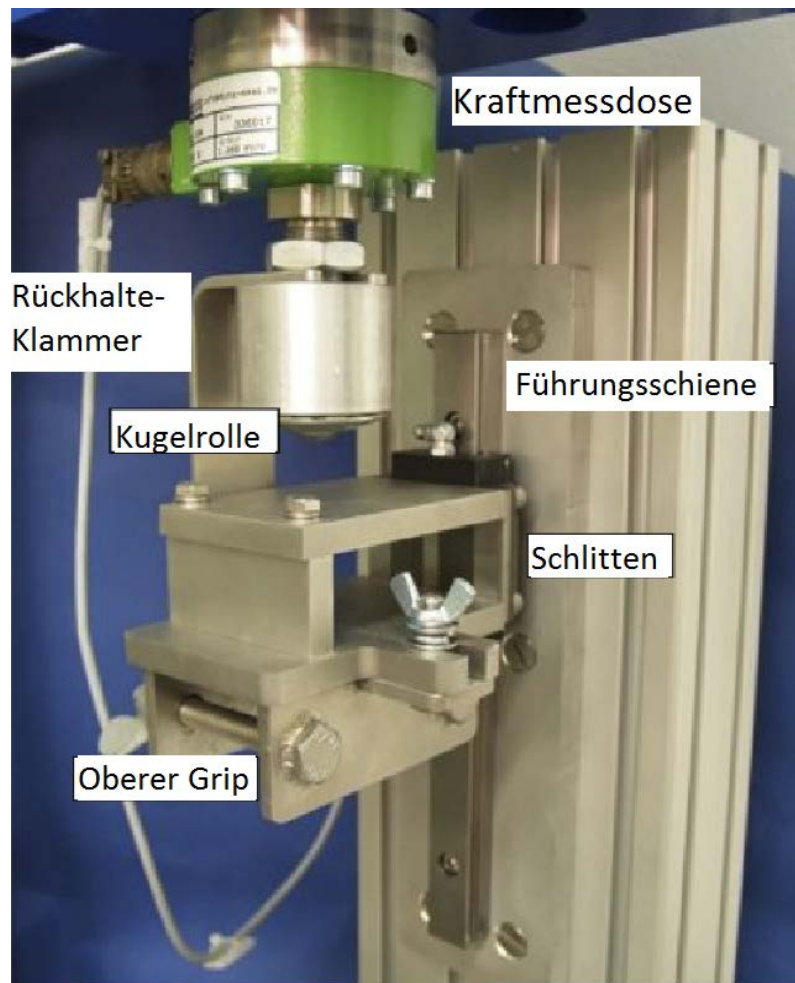


Abbildung 11: Der oberer Grip wird von der Rückhalte-Klammer am absinken gehindert und kann an der Führungsschiene hinauf und hinunter bewegt werden

2.3 Messsystem

2.3.1 Kraftmessdose und Wegmessdose

Die DynaMess-Maschine besitzt eine Kraftmessdose, die Druck- und Zugkräfte misst, sowie ein Wegmesssystem, das den zurückgelegten Weg aufzeichnet. Die Daten werden gemeinsam mit denen des Drehmoment-Sensors und des Drehwinkel-Sensors der neuen Maschine in einer gemeinsamen Textdatei aufgezeichnet.

2.3.2 Drehmoment-Sensor

Der Drehmoment-Sensor, des neuen Teils der Maschine, ist ein statischer Sensor, ohne bewegliche Bauteile. In einem Gehäuse befindet sich der Torsionskörper, der mit Dehnmessstreifen ausgestattet ist. Die Dehnmessstreifen werden über eine Brückenschaltung ausgewertet.

2.3.3 Drehwinkel-Sensor

Ein analoger Drehwandler sorgt dafür, dass der Drehwinkel gemessen und aufgezeichnet wird. Er ist über ein Kabel mit dem Steuerungskasten verbunden und kann einen Drehwinkel von 1000° messen.

Dieser Drehwinkel ist für den möglichen Messbereich von 90° zwar viel zu groß, hat aber Vorteile für die Prüfung.

Zum Einen weist der Sensor, im Vergleich zu solchen mit geringerer Messweite, eine deutlich höhere Linearität auf. Zum Anderen benötigt man für die Übertragung des Drehwinkels vom Antriebsstrang zum Drehwandler ein System aus Zahnrad und Zahnriemen. Für die Größe des Antriebsstranges wäre das Standard-Zahnradsystem zu groß oder kleinere Systeme hätten ein zu großes Übersetzungsverhältnis. Mit dem verbauten Sensor passen Größe und Übersetzungsverhältnis gut zur Maschine.

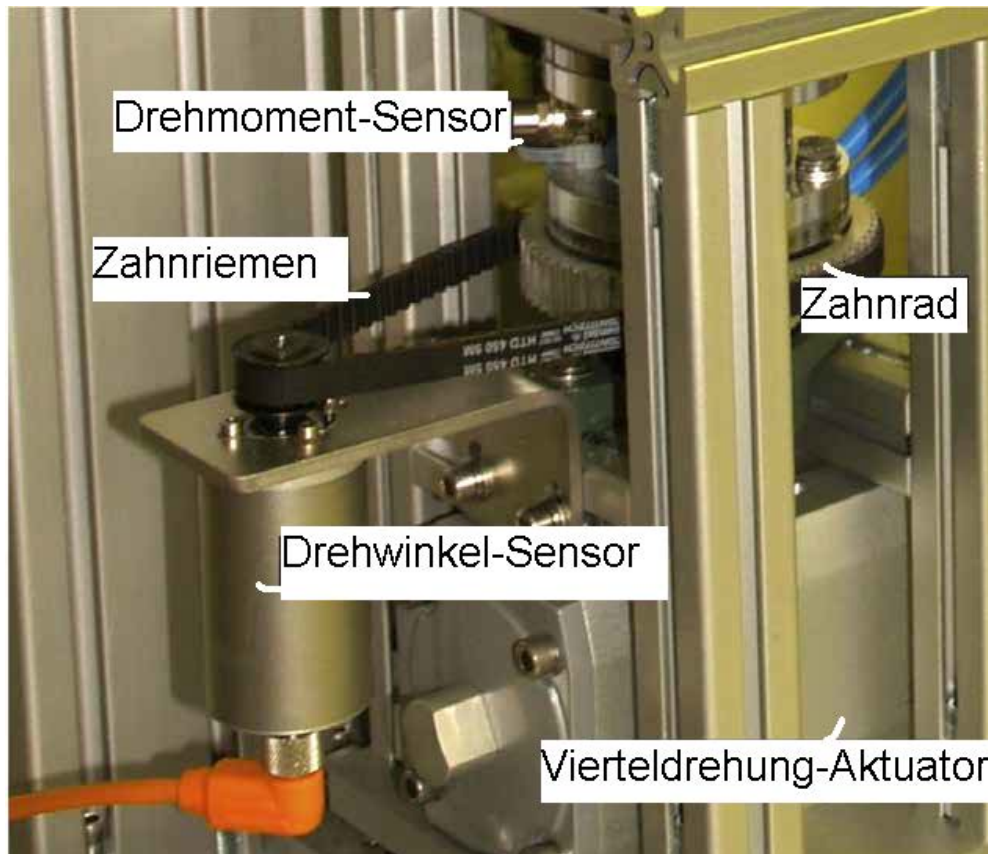


Abbildung 12: Der Drehmoment-Sensor ist mit einem Kabel mit dem Steuerungskasten verbunden

2.3.4 Steuerungssystem

Der gesamte Versuch, simultane Drehmoment- und Druckmessung, ist kraftgesteuert.

Die DynaMess-Maschine steuert die Druckkraft. Dafür gibt es am zugehörigen Computer ein Programm („Dyna-TCC“) mit verschiedenen Prüfmodulen, die auch individuell festgelegt werden können.

Über das Programm werden die Daten der Kraftmessdose und der Wegmessdose gespeichert. Gleichzeitig werden sie auch auf den zweiten Computer, der die Torsionsmessung steuert, übertragen. In einer gemeinsamen Textdatei werden alle gesammelten Daten aufgezeichnet.

2.3.5 Pneumatik

Für die richtige Steuerung des Vierteldrehung-Aktuators muss die Luftzufuhr kontrolliert werden.

Durch die komprimierte Luft wird ein Kolben im Aktuator bewegt und von dessen Zahnstangensystem in eine Drehbewegung umgewandelt. Das Drehmoment hängt damit linear vom Druck der bereitgestellten Luft ab.

2.3.6 Pneumatikventile

Es gibt zwei Ventile zur Steuerung der Torsion. Pneumatikventil I reguliert die Luftzufuhr und Pneumatikventil II bestimmt die Drehrichtung.



*Abbildung 13: Druckregulator
mit den beiden
Pneumatikventilen*

2.3.7 Steuerungskasten

Die Stromversorgung des neuen Teils der Maschine läuft über einen Steuerungskasten. Hier sind auch alle elektrischen Steuerungs- und Messelemente der Prüfmaschine versammelt, deren Anschlüsse sich an dessen Rückwand befinden.

Die Steuerung der DynaMess-Maschine übernimmt ein eigenes Gerät, das gemeinsam mit der passenden Software zu der Maschine dazugehört.

Der neugebaute Steuerungskasten verfügt über alle Anschlüsse, die die DynaMess-Maschine braucht, das Programm zur Steuerung für diese Versuchsreihe ist aber nicht darauf ausgelegt.

2.4 Bedienung der Maschine

Vor Beginn eines Tests müssen alle Geräte, die an der Messung beteiligt sind, aufgedreht und eingestellt werden. Dazu gehören: Kompressor, zwei Computer und die beiden Steuerungskästen der zwei Maschinen.

Der ursprüngliche Teil der Maschine der Firma DynaMess wird von einer passenden Software von dem einen Computer aus gesteuert.

Mit diesem Programm wird auch die Stromversorgung für die Prüfmaschine geregelt. Ist diese gegeben leuchtet der weiße Knopf am Steuerungskasten und die obere Klammer kann mit einem Joystick entlang der Führungsschiene hinauf und hinunter bewegt werden.

Innerhalb des Programmes können dann verschiedene Prüfscenarien aus einer Prüfmodulbibliothek ausgewählt werden. Hier können auch neue Module angelegt werden, in denen die festgelegten Werte für eine Versuchsreihe gespeichert und immer wieder verwendet werden können.

Der zweite Computer steuert die Torsion. Das Programm („Steuerung Knochenprüfstand“) wurde in LabView 2009 programmiert (Berger, 2012) und bietet ebenfalls verschiedene Prüfmodule.

Auch hier gibt es einen Steuerungskasten, über den die Daten auf den Computer übertragen werden.

Alle gemessenen Daten beider Maschinenteile werden in einer gemeinsamen Textdatei gespeichert.

Da die Knochen tiefgekühlt gelagert werden, müssen sie etwa zweieinhalb bis drei Stunden vor Versuchsbeginn bei Raumtemperatur aufgetaut werden. Danach kann ein Knochen in die Maschine eingespannt werden. Dabei ist darauf zu achten, dass die obere bzw. untere Fläche der beiden Zementblöcke plan an den beiden Grips anliegt und diese richtig festgezogen sind.

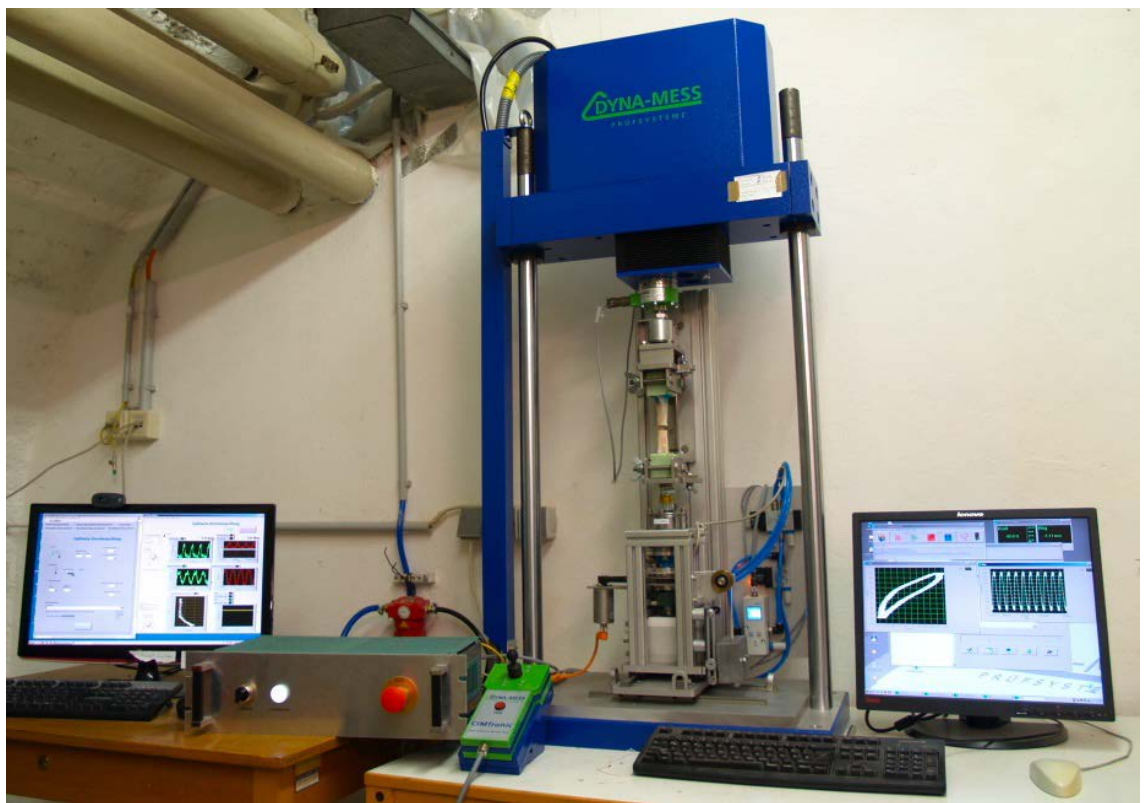


Abbildung 14: Ansicht der gesamten Prüfmaschine während eines zyklischen Tests. Auf dem linken Bildschirm ist das Steuerungs-Programm der Torsionseinheit und daneben der Steuerungskasten zu sehen. Rechts der Bildschirm des DynaMess-Steuerungs-Computers.

Drehrichtungswechsel	Spannungs-Drehmoment-Kennlinie	Parameter
Knochenprüfung elastisch	Knochenprüfung zerstörend	Knochenprüfung zyklisch

Zyklische Knochenprüfung

Torsion

Drehrichtung

links ☒
recht ☐

Spitzenwertregler

P-Anteil

I-Anteil

Spitzenwert Drehmoment
 Nm

Minimalwert Drehmoment
 Nm

Druckkraft

Keine oder ☐
Modus Druckkraft ☐
zyklisch ☒

Prozessparameter

Frequenz
 Hz

Zyklen bis Vollbelastung

Abbruchkriterium Verdrehung
 [°]

Maximalanzahl Zyklen

Datenaufzeichnung

Dateipfad

Achtung: wenn Datei bereits vorhanden ist, werden die Daten am Ende angehängt!

Faktor Datenreduzierung

1 2 4 6 8 10

Spalten Datei:

- 1 - Drehwinkel
- 2 - Drehmoment
- 3 - Weg
- 4 - Kraft

Prüfung starten

Abbildung 15: Auswahlfenster des Steuerungsprogramms der Torsionsmessung

2.5 Vorversuche

Die Vorversuche werden durchgeführt um das Ende des elastischen Bereiches des Knochen-Implantat-Verbundes zu ermitteln.

Dafür wird ein präparierter Kadaverknochen eingespannt und zuerst mit steigendem Drehmoment und anschließend mit steigendem Druck belastet.

Für die Torsion wird die Messung bei 0,2Nm begonnen und ein Zyklus gefahren. Danach wird pro Zyklus immer um jeweils 0,2Nm erhöht, solange bis der Drehwinkel ungefähr 20° erreicht. Bei diesem Winkel kann man von einem Defekt im Knochen-Implantat-Verbund ausgehen, er würde keinesfalls physiologisch vorkommen.

Anschließend wird der Knochen mit axialem Druck belastet. Der Anfangsdruck beträgt 20N und wird mit jedem Zyklus um 20N gesteigert. Der Versuch ist beendet, wenn entweder 5000N (höchste Last der Maschine) erreicht sind oder der Bruchspalt (s. Abb.30) ganz zusammengedrückt ist.

Die Maxima der einzelnen Zyklen wurden hervorgehoben: ■

Torsion

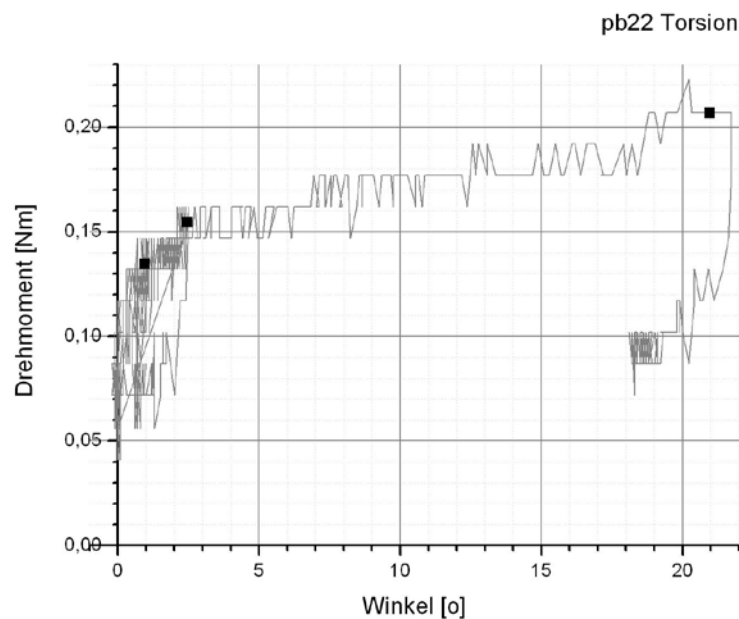


Abbildung 16: Vorversuch Torsion (Probe pb22)

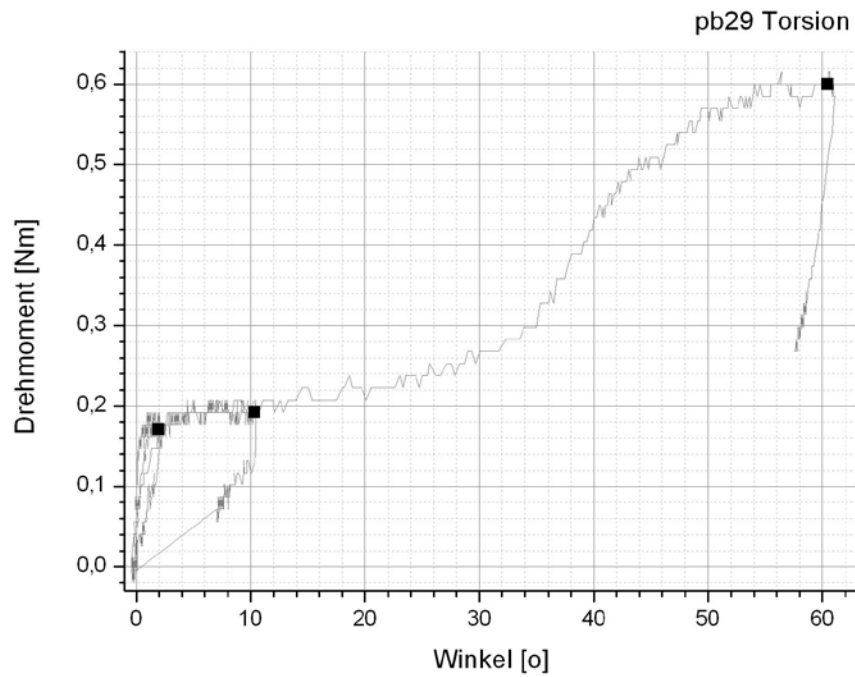


Abbildung 18: Vorversuch Torsion (Probe pb29)

Druck

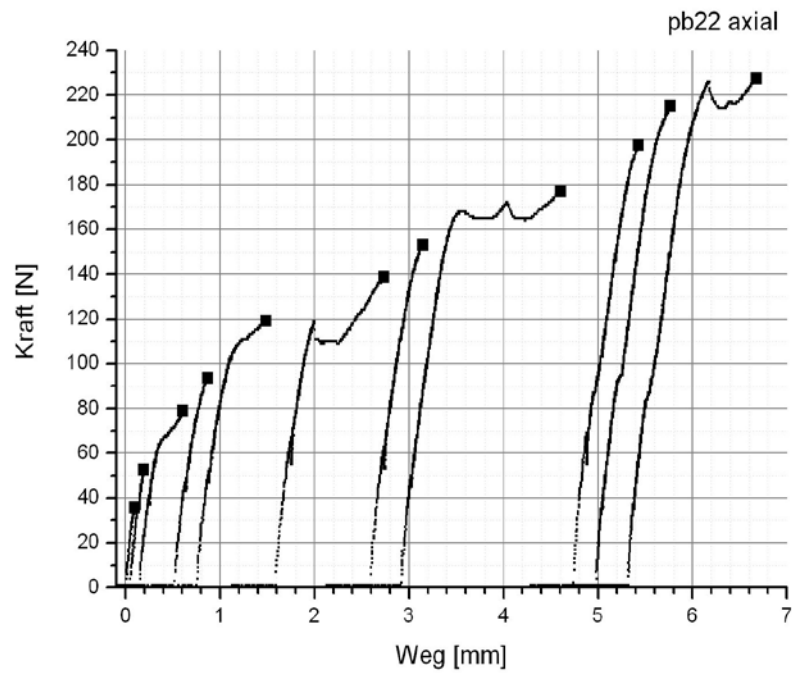


Abbildung 17: Vorversuch Druck (Probe pb22)

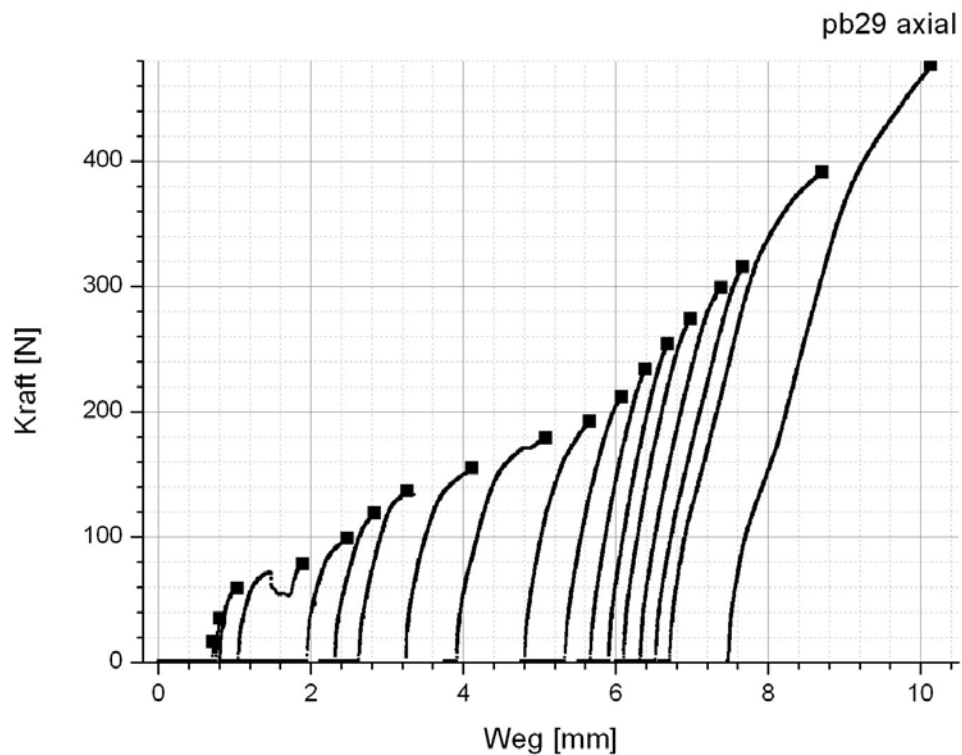


Abbildung 19: Vorversuch Druck (Probe pb29)

Bei Abb. 18 und 19 zeigt der, auf der Abszisse aufgetragene, Weg die absolute Verformung. Der Weg wird zwischen den einzelnen Zyklen nicht wieder auf Null gesetzt. Der Abstand der Kurven kommt wahrscheinlich durch eine permanente Verschiebung der Drähte im Knochen zustande.

Zu beachten ist auch, dass die Knochen beim Druckversuch wahrscheinlich schon von der vorhergegangenen Torsionsprüfung geschädigt sind.

Aus den erhaltenen Daten werden die Grenzwerte für die zyklische Prüfung im elastischen Bereich bestimmt. Der Druck wird mit einer Kraft von 100N festgelegt und die Torsion mit einem Drehmoment von 0,2Nm.

2.6 Versuchsdurchführung

Bei den Vorversuchen wurden Werte und Grenzen ermittelt, die als Grundlage für die Versuche gelten.

Die Werte und Anzahl der Zyklen von 5000 wurde gemeinsam mit Dr. Castellani von der Medizinischen Universität Graz festgelegt. Während bei einigen Studien (Schüller et al., 2008; Tschegg et al., 2008) 40000 Zyklen die Belastung des Knochens in den ersten sechs Wochen nach der Operation darstellen, scheinen 5000 Zyklen auf den ersten Blick sehr gering. Laut Berechnungen von Castellani (2002) entspricht diese Belastung aber der durchschnittlichen Belastungsintensität bei der die viel schnellere Heilung von Kinderknochen bereits abgeschlossen ist.

Die Knochen werden immer in der gleichen Weise, mit dem Margo anterior nach vorne gerichtet, eingespannt. Da diese Position der Lage der Tibia im Körper entspricht, wirken die Druck- und Torsionskräfte während dem Versuch in die natürlichen Richtungen.

Ein kompletter Versuch dauert ungefähr drei Stunden und wird bei Raumtemperatur durchgeführt.

2.6.1 Druck

Die Knochen werden mit einem Druck von 10-100N und einer Frequenz von 0,5 Hertz (Hz) über 5000 Zyklen belastet. Zu Beginn der Messung fährt die Maschine fünf Zyklen, in denen sie den erforderlichen Druck, angepasst an die aktuelle Probe, für die eingestellte Kraft bestimmt.

Der Versuch endet nach 5050 Zyklen. Es werden etwas mehr als 5000 Zyklen benötigt, da Druck und Torsion nicht exakt gleichzeitig gestartet werden können.

Lastwechsel	5050
Frequenz	0,5Hz
Min. Last	10N
Max. Last	100N
Mittellast	-55N

Tabelle 1: Einstellungen Druck

2.6.2 Torsion

Die Proben werden mit einem Drehmoment zwischen 0 Nm und 0,2 Nm belastet. Da die Druck- und Torsionsversuche gleichzeitig laufen, ist es wichtig, dass Frequenz und Laufzeit gleich sind. Daher wird auch die Torsion mit 0,5 Hz über 5000 Zyklen gemessen.

Die Torsionsmessung wird direkt nach Beginn der Druckmessung im Modul „Knochenprüfung zyklisch“ gestartet. Es öffnet sich ein Visualisierungsfenster (s. Abb. 20), das den Drehwinkel, das Drehmoment, den Weg und die Phasenbeziehung zwischen Kraft und Drehmoment anzeigt.

Zu Beginn der Messung werden einige Zyklen für die Mittelung benötigt, d.h. bis das Drehmoment immer genau 0,2Nm erreicht. Ist dies der Fall, kann der

Zyklenzahlregler im Visualisierungsfenster höher gestellt werden, sodass nur noch jeder zehnte Zyklus für die Bestimmung des Drehmoments herangezogen wird.

Auch die Torsionsmessung endet nach 5050 Zyklen bzw. bricht vorher ab, wenn der Drehwinkel mehr als 40° erreicht hat. Auch hier geht man davon aus, dass das Implantat bei diesem Wert nicht mehr voll funktionstüchtig wäre.

Lastwechsel	5050
Frequenz	0,5Hz
Spitzenwert Drehmoment (Min.-Max.)	0-0,2Nm
Abbruchkriterium	Drehwinkel > 40°

Tabelle 2: Einstellungen Torsion

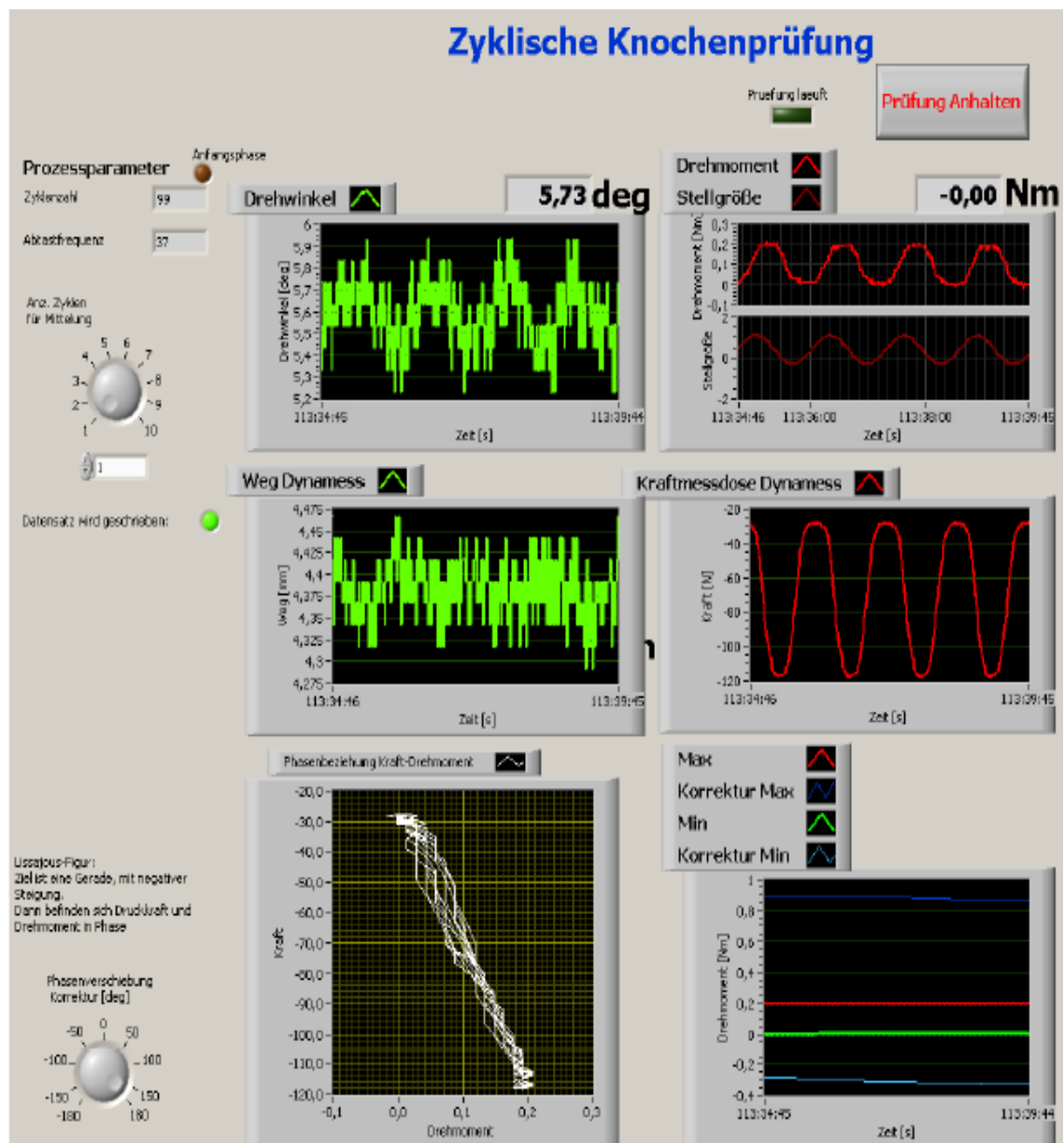


Abbildung 20: Visualisierungsfenster der zyklischen Knochenprüfung. Mit dem oberen Drehknopf kann die Zykluszahl bestimmt werden, die zur Mittelung des Drehmoments herangezogen wird. Mit dem unteren Drehknopf wird die Phasenverschiebung von Druck und Torsion ausgeglichen. Ist eine Lissajous-Figur erreicht, befinden sich die Messungen in Phase

2.6.3 Korrektur der Phasenverschiebung

Ebenfalls im Visualisierungsfenster befindet sich ein Regler zur Korrektur der Phasenverschiebung. Durch die unterschiedliche Startzeit der beiden Programme laufen Druckkraft und Drehmoment versetzt und müssen daher angeglichen werden. Dafür muss der Regelknopf solange eingestellt werden, bis eine einfache Lissajous-Figur entsteht.

Im Idealfall ist dies eine Gerade mit negativer Steigung von etwa 45° . Ist diese erreicht, sind Druckkraft und Drehmoment in Phase.

Vor Beginn der Prüfung muss für jeden Knochen ein Ordner angelegt werden, in dem die gemessenen Daten abgespeichert werden. Die Werte der Druckmessung werden sowohl separat, als auch in einem gemeinsamen Textdokument mit den Torsionwerten gespeichert.

2.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wird mit OriginPro 8.5.1 durchgeführt.

Die getesteten biomechanischen Eigenschaften der vier Gruppen werden mit dem Kruskal-Wallis-Test auf signifikante Unterschiede getestet. Dieser rangbasierte Test wird für kleine Stichproben verwendet. Das Signifikanzniveau beträgt 5% ($p=0,05$).

3 Auswertung

Beim Befestigen der Implantate im Knochen müssen die Schrauben mit einem konstanten Drehmoment festgezogen werden.

Während den Messungen wurde festgestellt, dass bei Gruppe 1 (Hofer TEN) bei der Implantation kein Drehmomentschlüssel verwendet wurde. Die Schrauben wurden nicht kontrolliert festgezogen.

Für Gruppe 3 (Hofer Stahlnagel) wurden von der Firma Titan- statt Stahlschrauben geliefert. Das Mischen von zwei Metallen in einem Implantat ist nicht zulässig.

Die gewonnenen Ergebnisse haben daher keine medizinische Relevanz, sie können aber technisch ausgewertet werden. Durch den Vergleich mit den korrekten Implantaten, lassen sich die Folgen der erwähnten Fehler abschätzen.

Folgende Werte können aus den Daten ermittelt werden:

- zurückgelegter Weg
- Drehwinkel
- Steifigkeit
- elastische und plastische Deformation
- dissipierte Energie

3.1 Zurückgelegter Weg

Unter dem zurückgelegten Weg wird hier die axiale Verschiebung der beiden Knochenenden und die damit einhergehende Verkleinerung des Bruchspaltes verstanden. Der Weg wird mit dem internen Wegmesssystem der Maschine gemessen.

Bevor die Messung beginnt wird der Weg über das Dynamess-Programm auf

Null gesetzt. Von diesem Ausgangswert wird die Verschiebung in Millimetern [mm] bestimmt.

In jedem Zyklus wird eine Kraft zwischen 10N und 100N auf den Knochen aufgebracht. Am Anfang kommt es bei allen Proben zu größeren Verschiebungen. Dies lässt sich auf eine Art Einrichtephase zurückführen, wie sie schon Schüller (2008) beschreibt. Dabei nimmt das Implantat bei Belastung eine stabilere Position im Knochen ein.

Mit zunehmender plastischer Deformation wird der Knochenspalt kleiner und der zurückgelegte Weg größer.

Aus einem Zyklen-Weg-Diagramm (s. Abb. 21) kann die Spanne der Wegschwankung bei einem Zyklus und der endgültig zurückgelegte Weg bei Zyklus 5000 abgelesen werden.

Im Vergleich der vier Gruppen kann kein signifikanter Unterschied ($p=0,133$ im Kruskal-Wallis-Test) festgestellt werden.

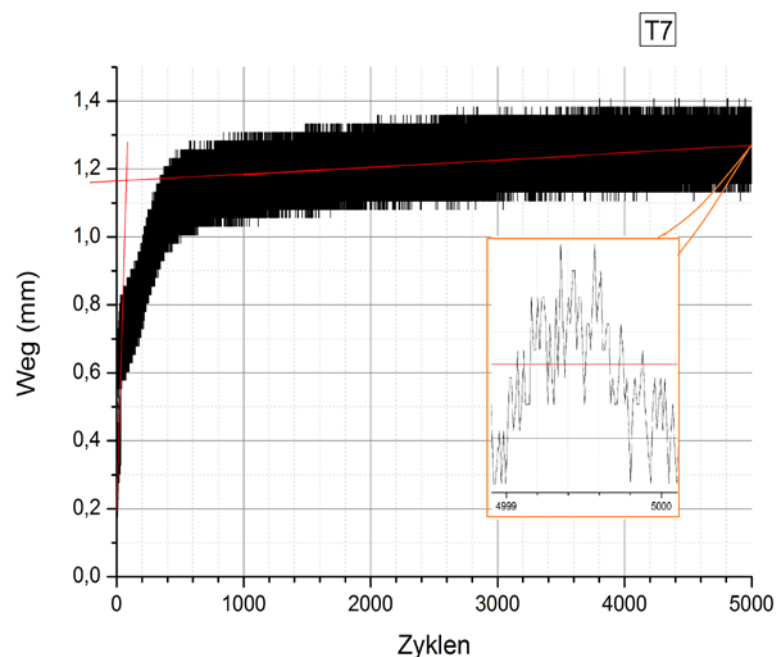


Abbildung 21: Zyklen-Weg-Diagramm (Probe T7): die Anzahl der Zyklen (x-Achse) ist gegen den zurückgelegten Weg (y-Achse) aufgetragen. In der Vergrößerung ist ein einzelner Zyklus zu sehen.

Gruppe	N	Min	Median	Max	Mittelwert	Stabw.
1	7	1,07	1,64	6,06	2,39	1,76
2	7	0,25	1,22	3,22	1,54	1,06
3	6	0,98	1,51	16,1	4,05	5,96
4	8	0,13	0,68	2,19	0,93	0,8

Tabelle 3: Deskriptive Statistik des zurückgelegten Wegs

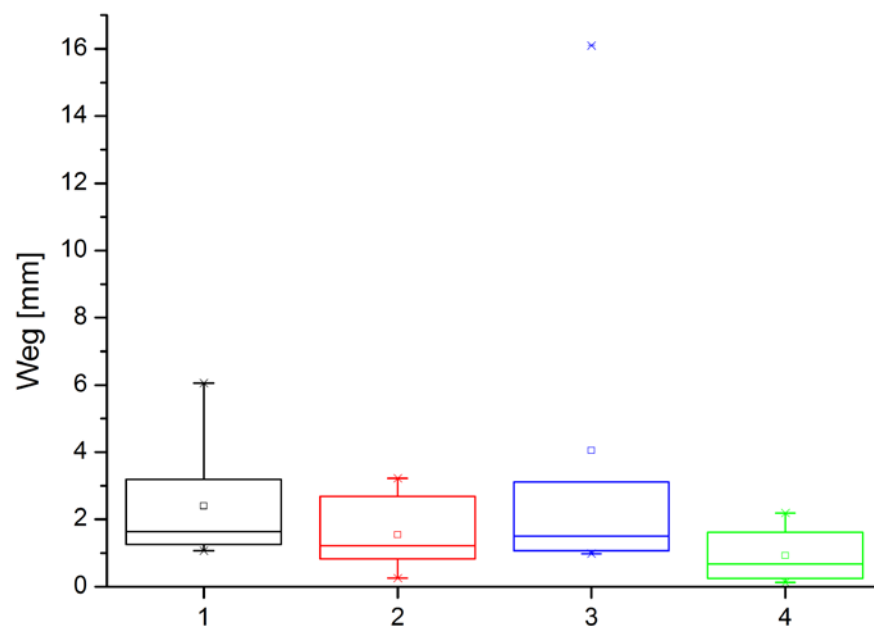


Abbildung 22: Darstellung des zurückgelegten Wegs der vier Gruppen

3.2 Drehwinkel

Die Probe wird mit einem Drehmoment von 0,2Nm belastet. Je nach Größe des Widerstandes des Implantates dreht sich der Knochen weiter bzw. weniger weit um die eigene Achse.

Mit steigender plastischer Deformation werden die absolute Verdrehung und der Winkel größer.

Der erreichte Drehwinkel wird mit einem Sensor gemessen und aufgezeichnet. Der maximale Winkel jeder Probe wird bei Zyklus 5000, bzw. bei früherem Versagen beim entsprechend letzten Zyklus, bestimmt.

Zwei Proben aus Gruppe 1 haben den Grenzwert erreicht und die Prüfung wurde frühzeitig abgebrochen (s. Abb. 25).

Bei den Werten des Drehwinkels gibt es zwischen den vier Gruppen keinen signifikanten Unterschied ($p=0,516$ im Kruskal-Wallis-Test).

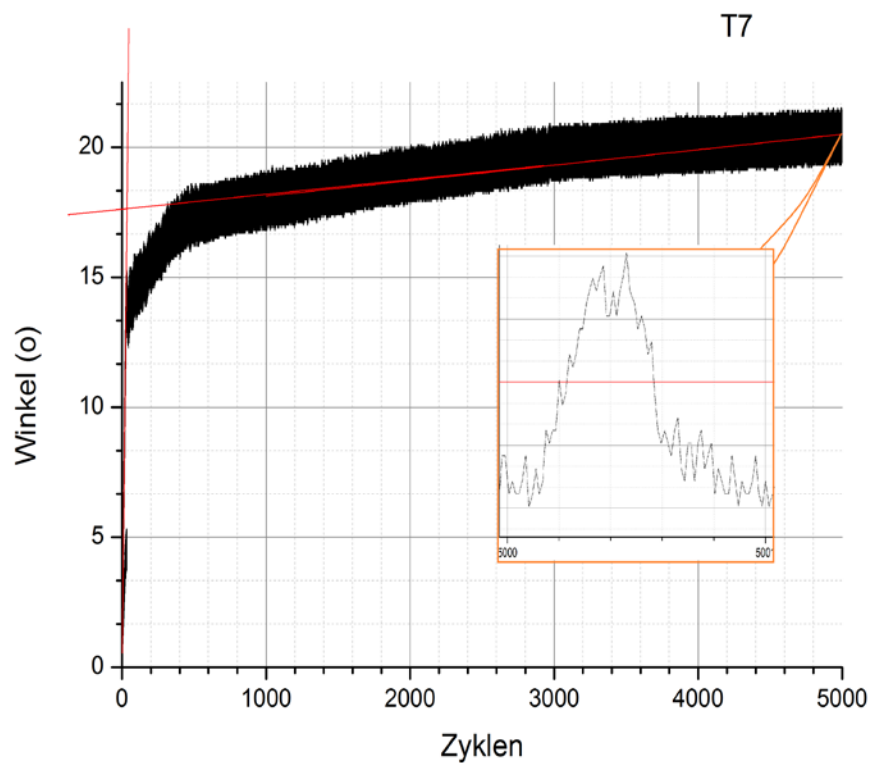


Abbildung 23: Zyklen-Winkel-Diagramm (Probe T7): Anzahl der Zyklen auf der x-Achse, Drehwinkel auf der y-Achse aufgetragen.

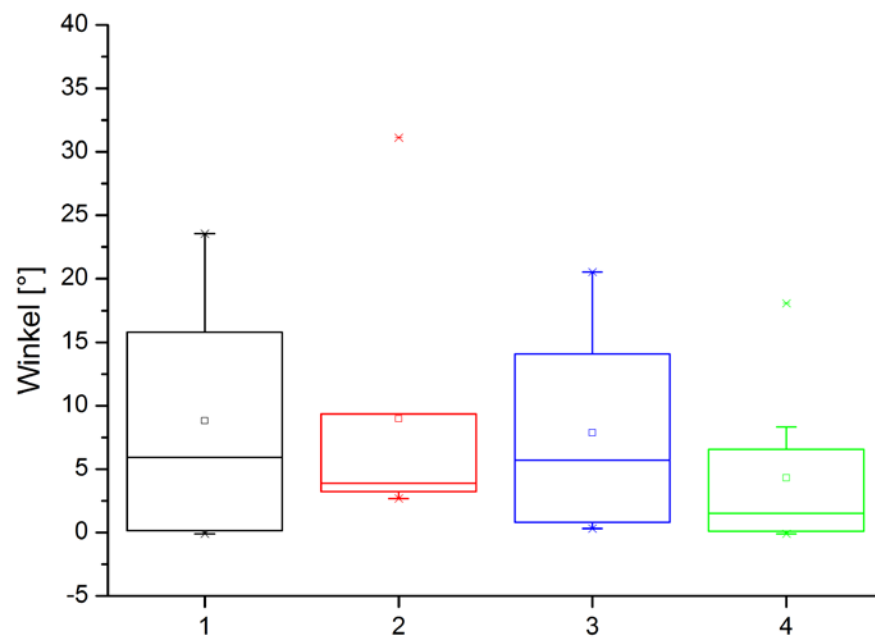


Abbildung 24: Darstellung des maximalen Drehwinkels der Gruppen

Gruppe	N	Min	Median	Max	Mittelwert	Stabw.
1	7	-0,1	5,94	23,54	8,8	9,44
2	7	2,68	3,86	31,14	8,94	10,15
3	6	0,3	5,69	20,52	7,84	8,39
4	8	-0,1	1,51	18,05	4,29	6,28

Tabelle 4: Deskriptive Statistik des Drehwinkels

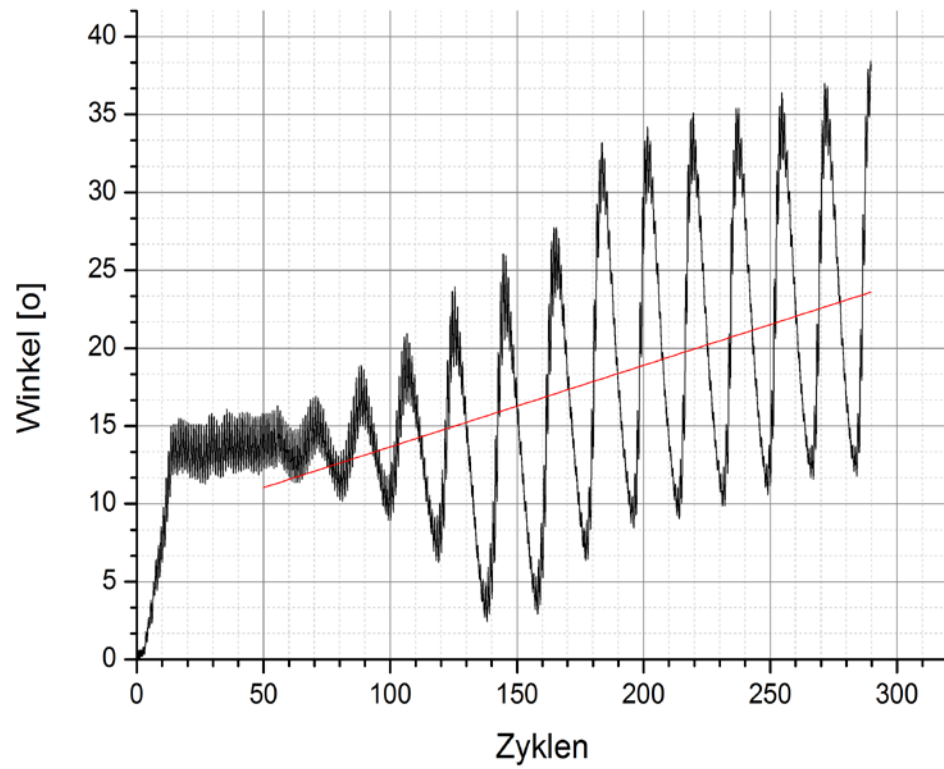


Abbildung 25: Probe pb19: die Messung wird nach 290 Zyklen abgebrochen, weil der Maximalwinkel erreicht wird

3.3 Steifigkeit

Die Steifigkeit hängt sowohl vom verwendeten Material, als auch von der Länge und Dicke des Drahtes ab.

Zur Berechnung der Steifigkeit werden die Werte aus dem Zyklen-Weg-Diagramm (s. Abb. 21) verwendet.

Die Kraft schwankt zwischen 10N und 100N, die Kraftdifferenz (ΔF) beträgt daher 90N und ist in allen Zyklen gleich (kraftgesteuerter Versuch).

Die Wegdifferenz (Δs), zwischen Anfang und Ende eines Zyklus, kann bei Zyklus 5000 in Millimetern abgelesen werden.

Dividiert man die Kraftdifferenz durch die Wegdifferenz erhält man die Steifigkeit (N/mm).

Eine andere Möglichkeit ist, die Steigung im Kraft-Weg-Diagramm zu berechnen, auch hier erhält man die Steifigkeit des Knochen-Implantat-Verbunds.

$$Steifigkeit = \frac{\Delta F}{\Delta s}$$

Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den vier Gruppen ($p=0,071$ im Kruskal-Wallis-Test) in Bezug auf die Steifigkeit.

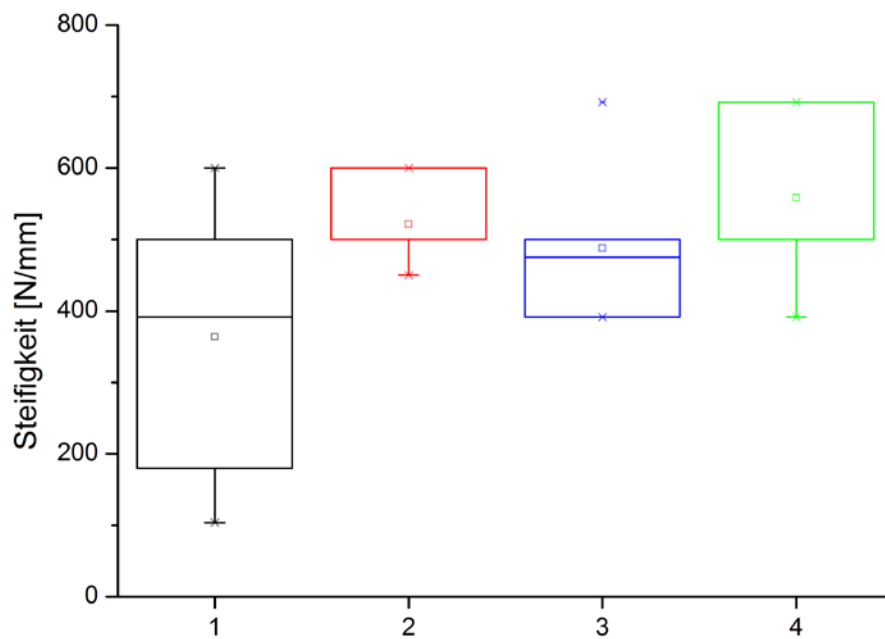


Abbildung 26: Darstellung der Steifigkeit der Gruppen

Gruppe	N	Min	Median	Max	Mittelwert	Stabw.
1	7	103,45	391,3	600	363,74	176,02
2	7	450	500	600	521,43	56,69
3	6	391,3	475	692,31	487,49	111,51
4	8	391,3	500	692,31	558,53	116,72

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Steifigkeit

3.4 Elastische und plastische Deformation

Durch die Be- und Entlastung der Probe kommt es zum Einen zu einer elastischen Deformation, bei der das Implantat nach Wegnahme der Last wieder in seinen Ausgangszustand zurückkehrt. Zum Anderen kommt es zu einer plastischen Deformation. Das bedeutet, dass durch die angewendete Kraft ein Schaden im Material auftritt. Bei Entlastung der Probe bleibt die Formveränderung messbar bestehen.

Darstellen kann man diese Verformung in einem Zyklen-Weg-Diagramm (s. Abb. 21) für die axiale Verschiebung, bzw. einem Zyklen-Winkel-Diagramm (s. Abb. 23) für den Drehwinkel.

Die Zyklenzahl ist auf der Abszisse, Weg bzw. Winkel auf der Ordinate aufgetragen.

Die Spannweite, d.h. die doppelte Amplitude eines Zyklus stellt die elastische Deformation dar. Ausgehend von Null kann der Bereich unter der Kurve als plastische Verformung abgelesen werden. (s. Abb. 27)

Die Veränderung der elastischen Deformation im Laufe des Versuchs kann an der Spannweite der einzelnen Zyklen gemessen werden. Dafür werden drei Punkte der Kurve herangezogen [s. Abb. 27: (1), (2), (3)].

Der erste befindet sich am Anfang der Kurve.

Bei den meisten Kurven zeigt sich ein charakteristischer Knick, bei dem der anfänglich starke Anstieg der Verformung endet und beginnt langsamer anzusteigen. Hier wird der zweite Punkt gemessen.

Der dritte Punkt wird am Ende der Kurve bei Zyklus 5000 gemessen.

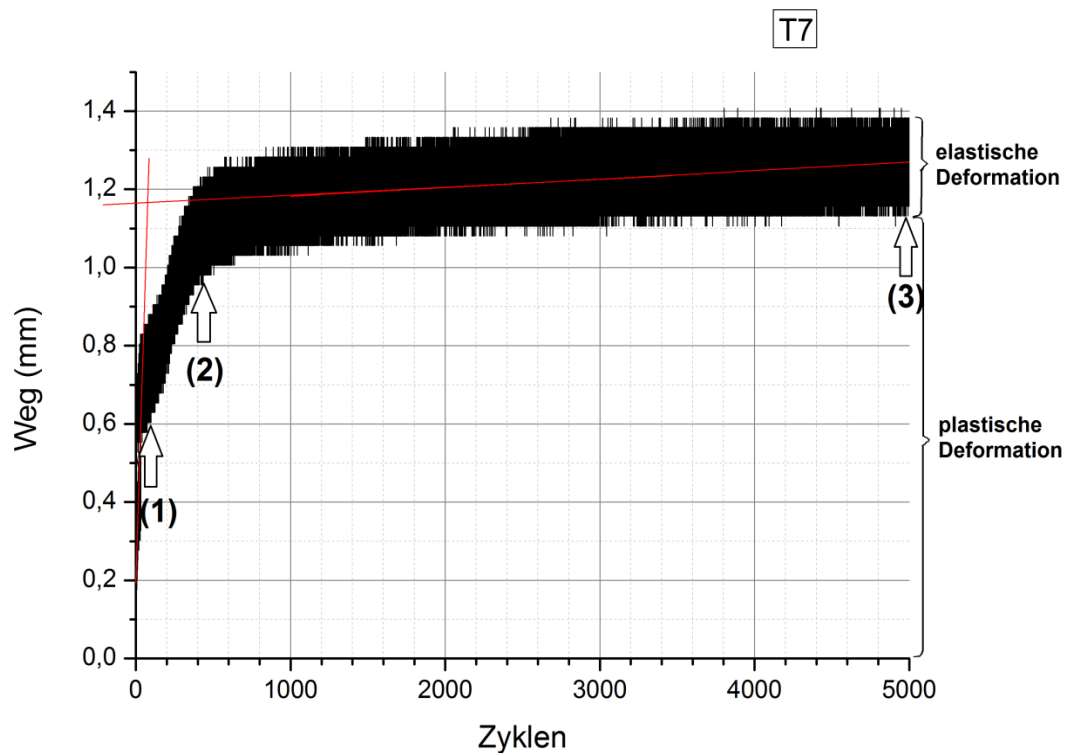


Abbildung 27: Die Spannweite der Kurve zeigt die elastische Deformation, der Bereich unter der Kurve stellt die plastische Deformation dar; an den Punkten (1), (2) und (3) wird die Spannweite gemessen

3.5 Dissipierte Energie

Typischerweise geht am Ende der Prüfung weniger Energie in Form von Wärme verloren als am Anfang.

Die dissipierte Energie kann im Kraft-Weg-Diagramm (s. Abb. 28) dargestellt werden. Der zurückgelegte Weg wird auf der x-Achse, die angewendete Kraft auf der y-Achse aufgetragen.

Jeder Zyklus bildet im Zuge der Be- und Entlastung eine Hystereseschleife. Die im Inneren entstehende Fläche kann berechnet werden, sie stellt die dissipierte Energie dar (Greulich, 1999).

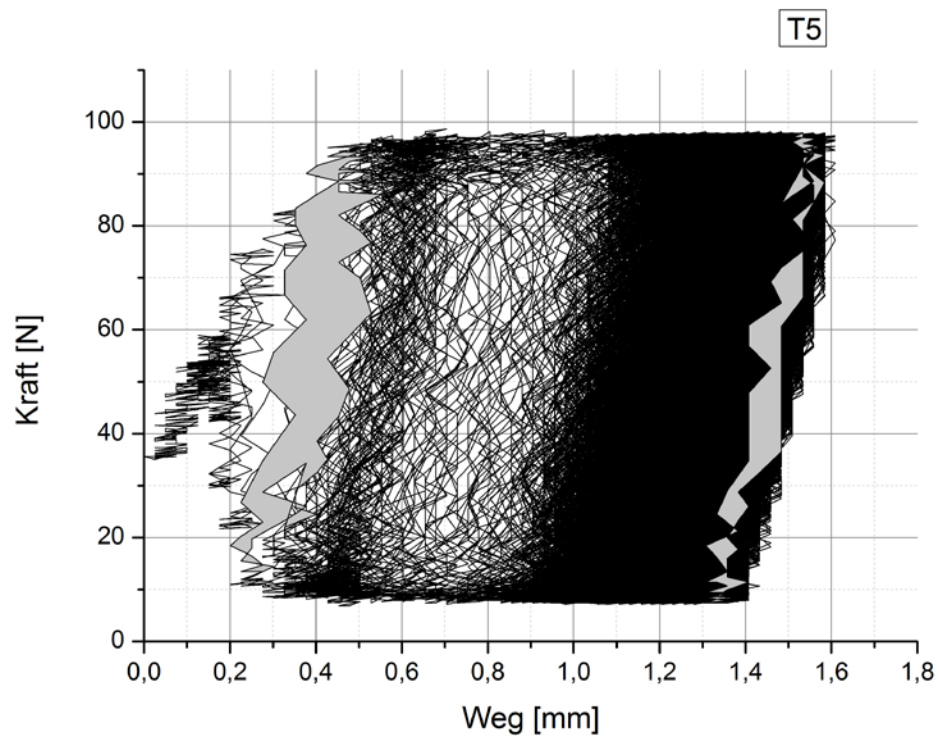


Abbildung 28: Die grauen Flächen stellen die dissipierte Energie am Anfang und Ende einer Messung dar

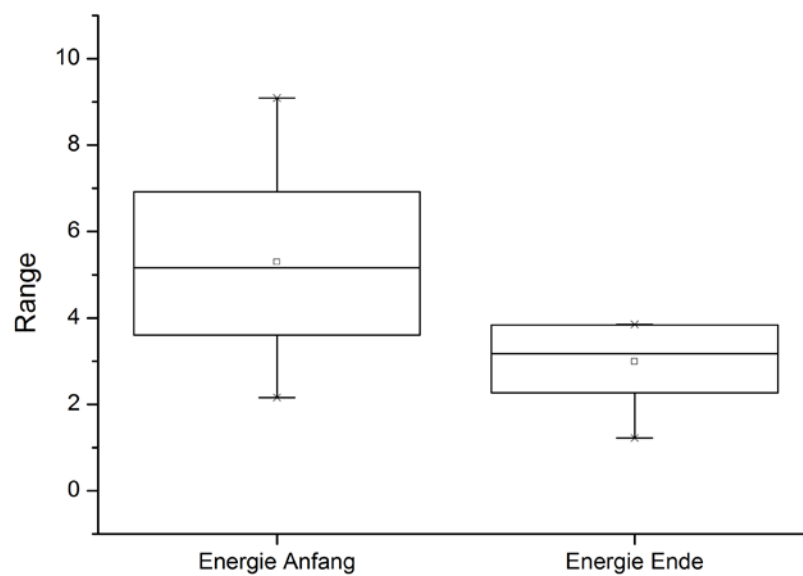


Abbildung 29: Darstellung der dissipierten Energie am Beispiel von Gruppe 1

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Ergebnisse

In dieser Arbeit werden vier verschiedene Gruppen von ESIN-Implantaten, mit und ohne Verriegelung, getestet. Während der Messungen wurde festgestellt, dass bei der Implantation von zwei der Gruppen (Gruppe 1+3) Fehler aufgetreten sind, die die gewonnenen Ergebnisse für medizinische Zwecke unbrauchbar machen. Bei Gruppe 1 wurde kein Drehmomentschlüssel verwendet, wodurch die Schrauben nicht kontrolliert festgezogen wurden. Die Stahldrähte von Gruppe 3 wurden mit Titanschrauben verriegelt. Die Mischung zweier Metalle in einem Implantat ist nicht zulässig. Kommen die Metalle mit der Körperflüssigkeit in Berührung, beginnen diese schnell zu korrodieren. Die durch die Korrosion entstehenden Abbauprodukte lösen im umliegenden Gewebe Reaktionen aus, die dieses schädigen bzw. zerstören können (Wintermantel, Ha, 2002).

Aus technischer Sicht bieten die unterlaufenen Fehler jedoch Vorteile. Es können korrekte mit fehlerhaften Implantaten verglichen und so die Auswirkungen der falschen Implantation abgeschätzt werden.

Bei zwei Proben der Gruppe 1 wurde die Prüfung wegen der Überschreitung der Torsions-Grenzwerte abgebrochen. Eine Probe der Gruppe 3 konnte nicht gemessen werden, da der künstliche Bruchspalt schon beim Einspannen in die Maschine vollständig geschlossen wurde (s. Abb. 24).

Ein erhöhter maximaler Drehwinkel kommt aber in allen vier Gruppen vor.

Durch den Abbruch der Messungen ist die Stichprobengröße (6 bis 8 Proben pro Gruppe) klein, es können aber dennoch eindeutige Aussagen gemacht werden. Die Ergebnisse zeigen, dass es bei keiner der getesteten biomechanischen Eigenschaften zu statistisch signifikanten Unterschieden kommt.

In Bezug auf die End caps bestätigt die Untersuchung die Annahme vorangegangene Studien (Kaiser et al., 2011), dass es keinen biomechanischen Unterschied macht, ob ein Implantat verriegelt wird oder nicht.

Sie zeigt außerdem, dass die falsche Montage der Schrauben die Stabilität des Implantats, verglichen mit den korrekt implantierten Drähten, nicht signifikant verschlechtert.

4.2 Probleme bei den Messungen

Ein Knochen (s. Abb. 30) aus Gruppe 3 konnte nicht gemessen werden, da der Bruchspalt sich schon beim Einspannen in die Maschine komplett geschlossen hat. Bei Durchführung der Messung wären nur die biomechanischen Eigenschaften des Knochens ermittelt worden, aber nicht die des Implantates.



Abbildung 28: Probe pb31: der Knochenspalt ist vor der Messung zusammengegangen, es konnten daher keine Werte ermittelt werden

Ein anderes Problem gab es ebenfalls bei einem Knochen (pb21, s. Abb. 31) aus Gruppe 2. Hier war das Implantat sehr schief und stark verbogen, sodass eine Torsionsmessung zuerst nicht möglich war.

Der Versuch, die Drehbewegung mit einem zusätzlichen Gegengewicht zu unterstützen, hat nicht funktioniert. Auch die Drehung der Probe um 90°, mit dem Ziel die Krümmung in Drehrichtung zu bringen, war nicht erfolgreich.

Durch die starke Biegung der Drähte kam es wahrscheinlich zu einer höheren Reibung, die mit dem kleinen Drehmoment von 0,2 Nm nicht überwunden werden konnte. Nach Anpassung des Drehmomentbereiches auf 0,2-0,4 Nm konnte der Versuch durchgeführt werden.

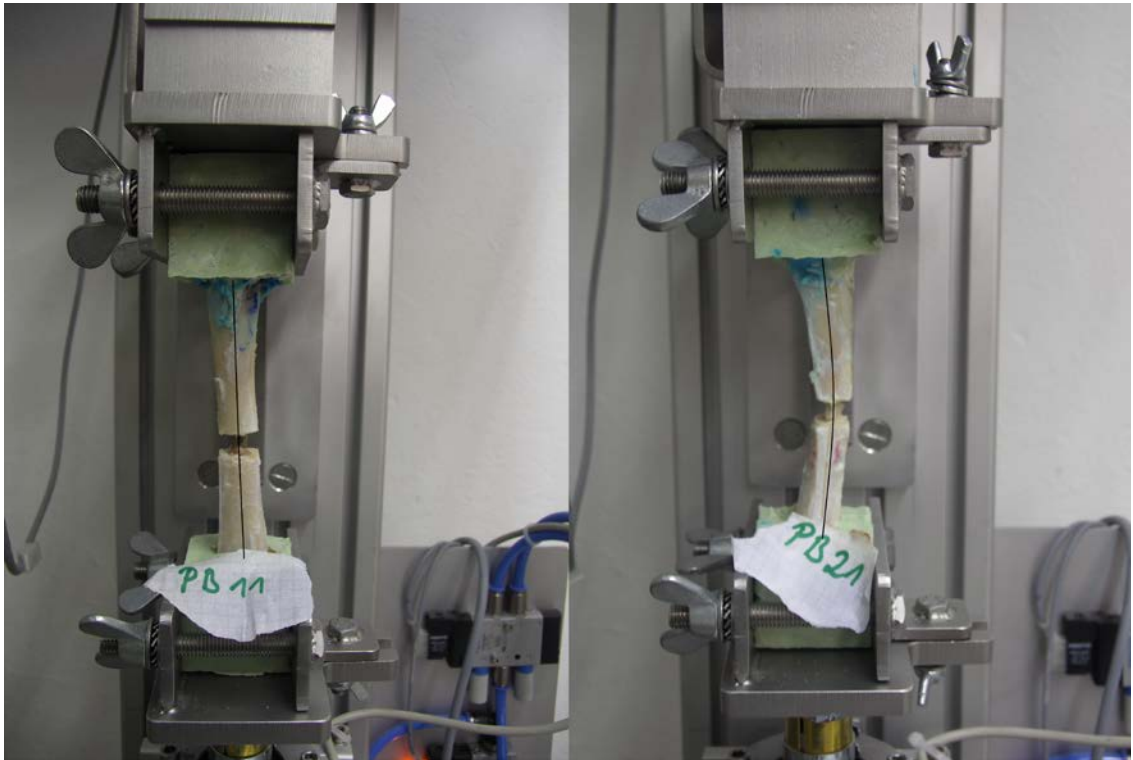


Abbildung 29: Links sieht man eine Probe mit normaler Krümmung (Vorderansicht), rechts die stark gekrümmte Probe pb21 (Seitenansicht)

Von den dreizehn gemessenen Proben wurden nur zwei früher abgebrochen, weil der höchstzulässige Winkel erreicht wurde. Alle anderen haben alle 5000 Zyklen durchlaufen und sind innerhalb der eingestellten Grenzwerte geblieben.

4.3 Probleme bei der Auswertung

Zur Berechnung der dissipierten Energie wird die Fläche im Inneren der Schleife eines Zyklus verwendet. Dazu werden die Punkte herangezogen, die die Kraft-Weg-Kurve bilden.

Auf den Diagrammen sieht man, dass die Schleifen stark gezackt sind (s. Abb. 20). Im Idealfall sollten sie jedoch glatt und ellipsenförmig sein. Dies könnte durch die Messung von mehr Punkten und einer höheren Auflösung des zurückgelegten Weges erreicht werden.

Dieser Schritt wäre wichtig für kommende Untersuchungen, da das Ergebnis durch die gezackte Form verfälscht wird und nur ungefähre Werte liefert.

4.4 Wahl des Knochenmaterials

In vorhergehenden Studien wurden für ähnliche biomechanische Untersuchungen oft künstliche Knochen verwendet. Diese bieten Vor-, aber auch Nachteile.

Sie sind schnell verfügbar und müssen nicht aufwendig, also z.B. tiefgekühlt, gelagert werden. Zu den größten Vorteilen zählt die gute Vergleichbarkeit, da es nur sehr geringe Unterschiede bei den mechanischen Eigenschaften gibt. Dadurch gibt es auch bei den Ergebnissen nur eine geringe Schwankungsbreite. Dies ist vor allem bei mechanischen Untersuchungen wichtig. Kunstknochen können hier aber nur als grobes Modell dienen, da die dynamischen Eigenschaften des lebenden Knochens, sowie die Prozesse bei der Heilung, nicht eingeschlossen werden können.

Durch die einheitliche Gestalt der Kunstknochen ist die Fixierung während der Prüfung leichter.

Bei der Studie von Schüller et al. (2008) wurde ein Abdruck der distalen Gelenkfläche einer künstlichen Tibia gemacht. In diesen wurden die Knochen während dem Test hineingestellt und durch Druck fixiert. Nachteil an dieser

Methode ist, dass der Knochen zu keinem Zeitpunkt unbelastet sein kann, da er sonst aus der Halterung fallen würde.

Tschegg et al. (2008) haben einen ähnlichen Testaufbau verwendet, jedoch wurde hier an beiden Enden des Kunstknochens ein Abdruck hergestellt. Die Knochen wurden hineingestellt und waren somit sowohl proximal als auch distal fixiert (Schüller et al. 2008; Tschegg et al, 2008).

Bei den künstlichen Knochen wird zwar versucht eine möglichst naturnahe Situation zu simulieren, dies ist aber durch ihren Aufbau schwierig. Während die corticale Schicht dem natürlichen Knochen relativ ähnlich ist, ist der Innenraum komplett mit einem Polyurethanschaum ausgefüllt. Dieser Schaum bietet eine zusätzliche Stütze für die Implantate, die im echten Knochen nicht vorhanden ist (Tschegg et al., 2008).

Bei der vorliegenden Arbeit geht es um die Untersuchung von Knochenimplantaten bei Kindern. Künstliche Knochen werden in einer Standardgröße hergestellt, da biomechanische Untersuchungen meistens für Erwachsene durchgeführt werden. Eine kleinere, als Kinder-Modell geeignete Ausführung wäre sehr teuer.

ESIN ist nur für Kinder konzipiert und kann nur bis zu einer bestimmten Länge und Dicke der Drähte verwendet werden. Setzt man diese Implantate, in gleicher Stärke, aber an die Länge angepasst, in ein Modell für Erwachsenenknocken ein, erhält man keine Daten die man direkt auf Kinderknocken umsetzen kann (Weinberg, 2007).

Verwendet man menschliche Kadaverknocken kann die Schwankungsbreite der biologischen Eigenschaften (Knochendichte, Form usw.) mitunter sehr groß sein. Kinderknocken sind nur selten verfügbar. Die Knochen verändern sich im Laufe des Wachstumsprozesses stark und sind je nach Alter und Entwicklungsstand des Kindes sehr unterschiedlich. Der Vergleich der einzelnen Proben kann dadurch sehr schwierig sein (Schüller et al., 2008).

Das Schaf scheint ein ideales Modelltier zu sein, da die Form der Knochen und

der proportionale Wachstumsverlauf dem menschlichen sehr ähnlich ist (Muchow, 2005).

Schafsknochen stellen somit eine gute Alternative zu humanen Knochen dar. Sie sind ebenso schnell verfügbar wie Kunstknochen und haben, von Aufbau und Beschaffenheit, mehr Gemeinsamkeiten mit menschlichen Knochen.

4.5 Knochen-Implantat-System

Bei dieser Untersuchung wurden die ESIN-Implantate in den intakten Knochen eingesetzt. Anschließend wurde eine Osteotomie durchgeführt, um eine Fraktur zu simulieren. Es soll keinerlei Kontakt zwischen den Knochenenden bestehen. Die angewendete Kraft soll ausschließlich auf das Implantat selbst wirken. Damit wird sichergestellt, dass die gemessenen mechanischen Werte nur durch die Osteosynthese, und nicht durch umliegendes Gewebe erreicht werden. Die Ergebnisse liefern ein gutes Bild des Verhaltens des Implantates und seiner Grenzen.

Allerdings müssen ein paar Faktoren berücksichtigt werden.

Durch die Reihenfolge der Knochenvorbereitung, zuerst die Implantation, dann die Osteotomie, kommt es zu einer Verdrehung des Knochens. Durch den Druck der ESIN-Drähte entsteht ein eingepprägtes Drehmoment im Knochen. Wird ein Stück des Knochens entfernt, verdrehen sich die Knochenenden gegeneinander.

Wird die Probe in der Prüfmaschine befestigt, wird der Knochen in seine ursprüngliche Position zurückgedreht.

Nach dem Einsätzen des Implantates, jedoch vor der Osteotomie, wird ein Röntgenbild aufgenommen. Es gibt allerdings kein Vergleichsbild nach der Osteotomie und der Verdrehung. Es kann also nicht gesagt werden, ob eine Lageänderung der Drähte bei der Bewegung stattfindet.

In vivo stellt sich dieses Problem nicht, da hier das Implantat in den gebrochenen Knochen eingebracht wird. Wenn möglich, werden die

Bruchenden vor oder während der Operation wieder zusammengefügt. Die ESIN-Drähte üben von innen einen Druck auf die Bruchfragmente aus und sorgen so für eine Stabilisierung des Knochens. Der Knochen selbst nimmt dem Implantat von Anfang an einen Teil der Stützfunktion ab und übernimmt diese vollständig, sobald er verheilt ist.

Von außen wird das System von dem umgebenden Weichgewebe unterstützt. Vor allem Muskeln spielen eine wichtige Rolle. Sie stabilisieren den Bruch und tragen damit zur schnelleren Heilung bei. Voraussetzung ist, dass die Muskulatur intakt und der Bruch einfach ist (Dietz et al., 2006).

5 Conclusio

Durch die Methode der simultanen Druck- und Torsionsmessung können realistische Belastungssituationen erzeugt werden, die einen guten Aufschluss über die biomechanischen Eigenschaften von Implantaten geben.

6 Zukunft

Ziel des BRIC-Projektes ist, Implantate für Kinder herzustellen, die vom Körper resorbiert werden und nicht in einer zweiten Operation wieder entfernt werden müssen. So könnte für die Kinder ein großer physischer und psychischer Stressfaktor wegfallen, der durch eine weitere Operation entstehen würde (BRIC).

In folgenden Studien sollen verschiedene ESIN-Implantate mit und ohne Verriegelung mittels der beschriebenen Maschine getestet werden. Das beste System wird dann aus einem bioresorbierbaren Material hergestellt und in-vivo in Schafstibiae implantiert. Der Abbau und die Stützfunktion der Implantate, sowie ihre Verträglichkeit sollen über mehrere Monate untersucht werden.

Medizinische Terminologie

distal	rumpffern gelegen
proximal	rumpfnah gelegen
medial (med.)	zur Mitte hin gelegen
lateral (lat.)	seitlich gelegen
posterior (post.)	hinten gelegen
superior	nach oben gelegen
kranial	kopfwärts gelegen
intramedullär	in der Markhöhle gelegen
Humerus	Oberarmknochen
Radius; Radii (Mz.)	Speiche
Fibula	Wadenbein
Talus	Sprungbein
Tibia; Tibiae (Mz.)	Schienbein
Caput tibiae	Schienbeinkopf
Corpus tibiae	Schienbeinschaft
Malleolus med./lat.	Innen-/Außenknöchel
Facies	Fläche
Facies articularis	Gelenksfläche
Meniscus; Menisci (Mz.)	scheibenförm. Knorpel im Gelenk
Margo	Rand, Kante
Membrana interossea crusris	Bindegewebemembran zw. Tibia und Fibula
Periost	äußere Knochenhaut
Endost	innere Knochenhaut
<i>Aufbau eines Langknochens (s. Abb. 32)</i>	
Epiphyse	Knochenende
Metaphyse	Bereich der Wachstumsfuge
Diaphyse	Knochenschaft

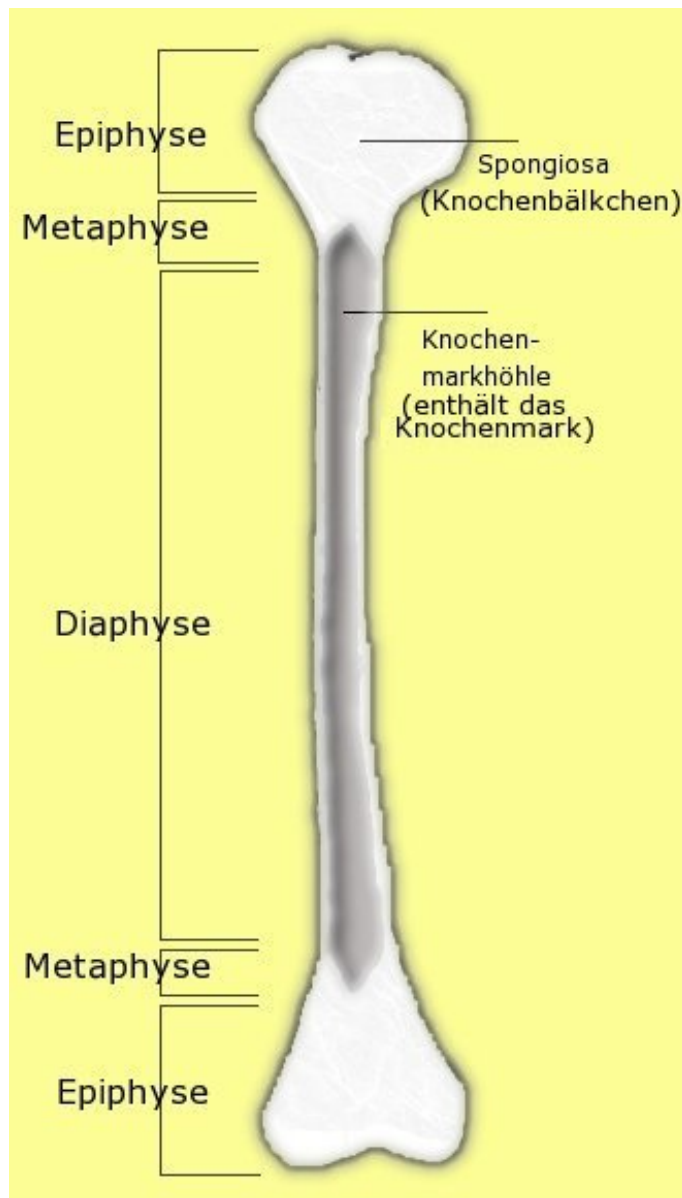


Abbildung 30: Epiphyse-Knochenende; Metaphyse-Bereich der Wachstumsfuge; Diaphyse-Knochenschaft

Literaturverzeichnis

1. Benninghoff, A., Drenckhahn, D., (2008) *Taschenbuch Anatomie* (1. Aufl.). München: Elsevier GmbH, Urban&Fischer., ISBN: 978-3-437-41194-6
2. Berger, L., (2012). *Design and development of a biaxial material test device for fracture mechanical investigation of sheep tibiae*. Masterarbeit, Technische Universität Wien.
3. BRIC, *Medizinische Universität Graz*, Abgerufen August 11, 2012, von <http://www.meduni-graz.at/bric>
4. Castellani, C. (2002). *Biomechanische Untersuchung unterschiedlicher Osteosynthesen bei dislozierter suprakondylärer Humerusfraktur im Kindesalter*. Dissertation, Universitätsklinik Graz, Graz.
5. Claes L., Augat P., Suger G. und Wilke H. J. (1997): *Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing*. J Orthop Res 15(4): 577-584.
6. Cordier, W., Katthagen, BD., (2000) *Femoral torsional deformities*. Orthopäde 29: 795-801
7. Dietz, H.-G., Schmittenebecher, P., Slongo, T., Wilkins, KE., (2006). *Elastic Stable Intramedullary Nailing (ESIN) in Children.*, Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag, ISBN: 103131433310
8. Elastizitätsmodul, Wikipedia contributors. (2012, August 11). Abgerufen von <http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Elastizitätsmodul&oldid=106061431>
9. Finlay J. B., Hurtig M. B., Hardie W. R., Liggins A. B. und Batte S. W. (1995): *Geometrical properties of the ovine tibia: a suitable animal model to study the pin-bone interface in fracture fixation?*, Proc Inst Mech Eng [H] 209(1): 37-50.
10. Flynn, JM., Hresko, T., Reynolds, RA., Blasier, RD., Davidson, R., Kasser, J., (2001): *Titanium elastic nails for pediatric femur fractures: a multicenter study of early results with analysis of complications*. J Pediatr Orthop, 21:4-8.
11. Greulich, W., (1999). *Lexikon der Physik*. Heidelberg: Spektrum Akadem. Verl., ISBN: 3-86025-296-8
12. Gueorguiev, B., Wähnert, D., Albrecht, D., Ockert, B., Windolf, M., & Schwieger, K. (2011). *Effect on Dynamic Mechanical Stability and Interfragmentary*

- Movement of Angle-Stable Locking of Intramedullary Nails in Unstable Distal Tibia Fractures: A Biomechanical Study.* The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, 70(2), 358–365. doi:10.1097/TA.0b013e3181dbaaaf
13. Jakob, RP., Haertel, M., Stussi, E., (1980): *Tibial torsion calculated by computerised tomography and compared to other methods of measurement.* J Bone Joint Surg Br 62-B: 238-242
 14. Jani L, Schwarzenbach U, Afifi K, Scholder P, Gisler P (1979) *Progression of idiopathic coxa antetorta. a) Spontaneous progression of idiopathic coxa antetorta (controlled clinical study of 148 patients at the end of adolescence).* Orthopäde 8: 5-11
 15. Kaiser, M. M., Zachert, G., Wendlandt, R., Rapp, M., Eggert, R., Stratmann, C., Wessel, L.M., u. a. (2011). *Biomechanical analysis of a synthetic femoral spiral fracture model: Do end caps improve retrograde flexible intramedullary nail fixation?* Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 46(6). doi:10.1186/1749-799X-6-46
 16. Kristiansen, LP., Gunderson, RB., Steen, H., Reikeras, O. (2001): *The normal development of tibial torsion.* Skeletal Radiol 30: 519-522
 17. Lampert, C., Thomann, B., Brunner, R., (2000): *Tibial torsion deformities.* Orthopäde 29: 802-807
 18. Metak, G., Gomoll, A., Wolter, W., Barth, G. und Ascherl, R. (1998): *Interspecies comparison of healing standardized bone defects with and without autogenous bone transplantation.* Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd 115(Suppl I): 25-30.
 19. Muchow, S., (2005). *Vergleich zweier identischer Fixateure mit unterschiedlichen Schersteifigkeiten am Schafmodell Histologie und Histomorphometrie der Frakturheilung.* Dissertation, Freien Universität Berlin, Berlin.
 20. Narayanan, UG., Hyman, JE., Wainwright, AM., Rang, M., Alman, BA., (2004): *Complications of elastic stable intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures, and how to avoid them.* J Pediatr Orthop, 24:363-369.
 21. Nectoux, E., Giacomelli, MC., Karger, C., Gicquel, P., Clavert, JM. (2008): *Use of end caps in elastic stable intramedullary nailing of femoral and tibial unstable fractures in children: preliminary results in 11 fractures.* Journal of children's orthopaedics, 2:309-314.

22. Osteosynthese - DocCheck Flexikon. (o. J.).*DocCheck Flexikon*. Abgerufen August 11, 2012, von flexikon.doccheck.com/de/Osteosynthese
23. Schienbeinbruch | Tibiafraktur. (o. J.). Abgerufen August 11, 2012, von <http://www.chirurgie-portal.de/orthopaedie/schienbeinbruch.html>
24. Schlickewei, W., Boeker, T., (2010). *Die kindorientierte Frakturbehandlung - SpringerMedizin*. Trauma Berufskrankh 2010, (12 [Suppl 3]), 335–340.
25. Schroff, L. C. (2009). *Die Entwicklung der inter-individuellen Stellung der Fußlängsachse beim Gehen in Relation zur Gangrichtung im Kindesalter*. Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, Breisgau.
26. Schüller, M., Drobetz, H., Redl, H., & Tschegg, EK., (2009). *Analysis of the fatigue behaviour characterized by stiffness and permanent deformation for different distal volar radius compression plates*. Materials Science and Engineering: C, 29(8), 2471–2477. doi:10.1016/j.msec.2009.07.013
27. Schüller, M., Herndler, S., Weninger, P., Jamek, M., Redl, H., & Tschegg, E. K. (2008). *Stiffness and permanent deformation of extra-articular distal tibia fractures treated with unreamed small diameter intramedullary nailing*. Materials Science and Engineering: C, 28(8), 1209–1216. doi:10.1016/j.msec.2008.09.015
28. Synthes, (o. J.), *Titanium Elastic Nail*, Abgerufen August 11, 2012, von <http://www.synthes.com/sites/intl/IntlContent/Files/016.000.207.pdf>
29. Taylor, WR., Ehrig, RM., Heller, MO., Schell, H., Seebeck, P., & Duda, GN., (2006). *Tibio-femoral joint contact forces in sheep*. Journal of Biomechanics, 39(5), 791–798. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.02.006
30. Tibia - DocCheck Flexikon. (o. J.).*DocCheck Flexikon*. Abgerufen August 11, 2012, von flexikon.doccheck.com/de/Tibia
31. Tschegg, EK., Herndler, S., Weninger, P., Jamek, M., Stanzl-Tschegg, S., & Redl, H. (2008). *Stiffness analysis of tibia-implant system under cyclic loading*. Materials Science and Engineering: C, 28(8), 1203–1208. doi:10.1016/j.msec.2008.09.022
32. Weinberg AM., Castellani C., Arzdorf M., Schneider E., Gasser B., & Linke B., (2007). *Osteosynthesis of supracondylar humerus fractures in children: A biomechanical comparison of four techniques*. Clinical Biomechanics 22 (2007) 502–509
33. Wenisch, T., (2005). *Kurzlehrbuch Physik Chemie Biologie* (1. Aufl.). München:

Elsevier GmbH, Urban&Fischer., ISBN: 3-437-41526-3

34. Wintermantel, E., & Ha, S.-W. (2002). *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren* (3. Aufl.). Berlin Heidelberg: Springer.

Tabellen

Tabelle 1: Einstellungen Druck

Tabelle 2: Einstellungen Torsion

Tabelle 3: Deskriptive Statistik des zurückgelegten Wegs

Tabelle 4: Deskriptive Statistik des Drehwinkels

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Steifigkeit

Tabelle 6: Werte für den maximalen zurückgelegten Weg und die Spanne bei Zyklus 5000 und den maximalen Drehwinkel und die Spanne bei Zyklus 5000 aller vier Gruppen

Tabelle 7: Werte der dissipierten Energie am Anfang und Ende der Prüfung (Gruppe1&3)

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: http://www.jaskulka.at/trauma/usch_anat_2.html; Beschriftung geändert

Abb. 2: schematische Darstellung der implantierten ESIN-Drähte, <http://www.rcsed.ac.uk/fellows/lvanrensburg/classification/surgtech/ao/manuals/Synthes%20TENS%20nails.pdf>

Abb. 3: <http://www.infovets.com/books/smrm/A/A030.htm> Schaf

Abb. 4: Spannungs-Dehnungs-Diagramm, <http://www.schuetz-licht.de/Zugversuch.htm>

Abb. 5: Verlauf der elastischen und plastischen (permanenten) Deformation, Tschegg et al. (2008), Beschriftung geändert

Abb. 6: Röntgenaufnahme (Probe pb 7) vor der Osteotomie; Bild zur Verfügung gestellt von Priv.-Doz. Dr. Castellani

Abb. 7: Probe nach der Osteotomie

Abb. 8: DynaMess Prüfmaschine vor Anbau der Torsionseinheit, Berger (2012)

Abb. 9: Antriebsstrang mit Drehwinkelsensor auf der linken und Gegengewicht auf der rechten Seite. Das Cardan-Gelenk ist fixiert, Berger (2012),
Beschriftung geändert

Abb. 10: X-Y-Tisch, Berger (2012)

Abb. 11: Der oberer Grip wird von der Rückhalte-Klammer am absinken gehindert und kann an der Führungsschiene hinauf und hinunter bewegt werden, Berger (2012), Beschriftung geändert

Abb. 12: Der Drehmoment-Sensor ist mit einem Kabel mit dem Steuerungskasten verbunden, Berger (2012), Beschriftung geändert

Abb. 13: Druckregulator mit den beiden Pneumatikventilen, Berger (2012),
Beschriftung geändert

Abb. 14: Ansicht der gesamten Prüfmaschine während eines zyklischen Tests, Berger (2012)

Abb. 15: Auswahlfenster des Steuerungsprogramms der Torsionsmessung, Berger (2012)

Abb. 16: Vorversuch Torsion (Probe pb22)

Abb. 17: Vorversuch Torsion (Probe pb29)

Abb. 18: Vorversuch Druck (Probe pb22)

Abb. 19: Vorversuch Druck (Probe pb29)

Abb. 20: Visualisierungsfenster der zyklischen Knochenprüfung, Berger (2012)

Abb. 21: Zyklen-Weg-Diagramm (Probe T7)

Abb. 22: Darstellung des zurückgelegten Wegs der vier Gruppen

Abb. 23: Zyklen-Winkel-Diagramm (Probe T7)

Abb. 24: Darstellung des maximalen Drehwinkels der Gruppen

Abb. 25: Probe pb19: die Messung wird nach 290 Zyklen abgebrochen, weil der Maximalwinkel erreicht wird

Abb. 26: Darstellung der Steifigkeit der Gruppen

Abb. 27: Die Spannweite der Kurve zeigt die elastische Deformation, der Bereich unter der Kurve stellt die plastische Deformation dar

Abb. 28: Die grauen Flächen stellen die dissipierte Energie am Anfang und Ende einer Messung dar

Abb. 29: Darstellung der dissipierten Energie am Beispiel von Gruppe 1

Abb. 30: Probe pb31: der Knochenspalt ist vor der Messung zusammengegangen, es konnten daher keine Werte ermittelt werden

Abb. 31: Links sieht man eine Probe mit normaler Krümmung (Vorderansicht), rechts die stark gekrümmte Probe pb21 (Seitenansicht)

Abb. 32: Epiphyse-Knochenende; Metaphyse-Bereich der Wachstumsfuge; Diaphyse-Knochenschaft, <http://de.wikipedia.org/wiki/Metaphyse>

Anhang

Gruppe	Probe Nr.	erreichte Zyklen	Max. Weg (Mittel) bei 5000	Spanne Weg bei 5000	Max. Winkel (Mittel) bei 5000	Spanne Winkel bei 5000
1	4	5000	1,07	0,151	-0,10	0,70
	6	5000	1,26	0,226	15,79	1,61
	7	5000	1,64	0,176	0,15	0,91
	19	290	6,06	0,201	23,54	26,25
	24	2300	3,19	0,503	15,39	37,02
	T5	5000	1,44	0,276	5,94	1,81
	T6	5000	2,09	0,226	0,87	1,51
2	1	5000	1,22	0,176	3,22	1,22
	5	5000	1,60	0,176	3,72	1,81
	20	5000	0,82	0,176	8,64	1,03
	32	5000	0,99	0,201	9,34	1,56
	34	5000	0,25	0,151	3,86	0,88
	T1	5000	2,68	0,177	2,68	0,15
	CN6	5000	3,22	0,151	31,14	1,40
3	9	5000	1,74	0,177	0,79	1,01
	13	5000	1,07	0,226	0,30	1,31
	21	5000	16,10	0,126	1,41	0,91
	31	Spalt schon beim Einspannen komplett geschlossen				
	33	5000	0,98	0,176	9,96	1,71
	35	5000	3,12	0,202	14,08	1,31
	T7	5000	1,27	0,226	20,52	1,91
4	8	5000	1,41	0,2287	4,80	1,73
	18	5000	1,84	0,176	0,01	0,40
	25	5000	0,24	0,125	8,32	1,54
	28	5000	0,24	0,1268	-0,10	0,44
	30	5000	0,89	0,176	0,90	0,18
	T3	5000	2,19	0,126	18,05	1,51
	T4	5000	0,47	0,179	2,11	1,46
	CN4	5000	0,13	0,176	0,20	0,50

Tabelle 6: Werte für den maximalen zurückgelegten Weg und die Spanne bei Zyklus 5000 und den maximalen Drehwinkel und die Spanne bei Zyklus 5000 aller vier Gruppen.

Gruppe	Probe Nr.	erreichte Zyklen	Energie Anfang	Energie Ende
1	4	5000	4,521	3,168
	6	5000	5,608	3,105
	7	5000	2,155	1,223
	19	290	3,601	3,846
	24	2300	5,162	3,485
	T5	5000	9,092	3,837
	T6	5000	6,915	2,266
3	9	5000	1,903	0,123
	13	5000	3,642	3,429
	21	5000	0,018	0,128
	31	Spalt schon beim Einspannen komplett geschlossen		
	33	5000	4,789	1,581
	35	5000	2,094	4,347
	T7	5000	3,298	3,256

Tabelle 7: Werte der dissipierten Energie am Anfang und Ende der Prüfung (Gruppe1&3)

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Julia Pulgram
Geburtsdatum: 12.02.1988
Geburtsort: Wien
Staatsbürgerschaft: Österreich

Ausbildung

1998-2006	BG & BRG 3 Boerhaavegasse (HIB), bildnerischer Zweig
22.06.2006	Datum der Reifeprüfung
seit 10.2006	Universität Wien Biologie, Schwerpunkt Anthropologie
30.01.2009	Abschluss des 1. Studienabschnitts
seit 5.5.2010	nicht wissenschaftliche Projektmitarbeiterin Vienna Reading Center Universitätsklinik für Augenheilkunde und Optometrie Medizinische Universität Wien, 1090 Wien, Spitalgasse 23
1.10.2010-28.2.2011	Tutorin: Sezierkurs für Mediziner (Block21: Bewegungsapparat) Medizinische Universität Wien, 1090 Wien, Spitalgasse 23