

**Aus dem Fachbereich 4, Klinische Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar**

**Biomechanische Untersuchungen zur gelenkfernen und  
gelenknahen Verankerung von 4-fach Sehmentransplantaten beim  
Ersatz des vorderen Kreuzbandes mittels  
Röntgenstereometrie-Analyse (RSA)**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes  
2008**

**vorgelegt von: KARIN SCHIEL  
geb. am 27.03.1978 in GERNSBACH**

**Aus der orthopädischen Klinik,  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar  
Direktor: Prof. Dr. med. Dieter Kohn**

---

**Biomechanische Untersuchungen zur gelenkfernen und gelenknahen  
Verankerung von 4-fach Sehnentransplantaten beim Ersatz des  
vorderen Kreuzbandes mittels  
Röntgenstereometrie-Analyse (RSA)**

---

<b>1. Zusammenfassung/Abstract</b>	<b>6/8</b>
<b>2. Einleitung</b>	<b>10</b>
<b>Zielsetzung der Studie</b>	
<b>3. Material und Methode</b>	<b>15</b>
<b>3.1 Material</b>	<b>15</b>
3.1.1 Einzelkomponenten	
3.1.1.1 Verwendete Fixationssysteme	
3.1.1.2 Nahtmaterial	
3.1.1.3 Tantalmarker	
3.1.2 Sehnenmodell	
<b>3.2 Methode</b>	<b>20</b>
3.2.1 Versuchsgruppen	
3.2.2 Präparation	
3.2.2.1 Vorbereitung der porcinen Tibia- und Sehnenpräparate	
3.2.2.2 Suture Disk Sehnenverankerung	
3.2.2.3 Washerloc Sehnenverankerung	
3.2.2.4 Cross-Pin Sehnenverankerung	
3.2.3 Versuchsaufbau	
3.2.3.1 Testapparatur	
3.2.3.2 Röntgenaufbau	
3.2.4 RSA-Untersuchungen	
<b>3.3 Durchführung der Untersuchung</b>	<b>49</b>
3.3.1 Versuchsdurchführung	

3.3.2 Auswertung	
3.3.2.1 RSA-Bewegungsanalyse	
3.3.2.2 Messgrößen	
3.3.2.3 Statistik	
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>53</b>
<b>4.1 Maximalkraft</b>	<b>53</b>
<b>4.2 Versagensmodus</b>	<b>54</b>
4.2.1 Suture Disk	
4.2.2 Washerloc	
4.2.3 Cross-Pins	
<b>4.3 Bewegungsanalyse der Sehnentransplantate</b>	<b>57</b>
4.3.1 Suture Disk	
4.3.2 Washerloc	
4.3.3 Cross-Pins	
<b>4.4 Biomechanische Eigenschaften der Transplantatverankerungen</b>	<b>69</b>
4.4.1 Suture Disk	
4.4.2 Washerloc	
4.4.3 Cross-Pins	
<b>4.5 Vergleich der Versuchsgruppen</b>	<b>75</b>
4.5.1 Vergleich der Haltekräfte	
4.5.2 Vergleich der Elastizitätsgrenzen	
4.5.3 Vergleich der linearen Steifigkeiten	
4.5.4 Vergleich der Transplantatbewegungen	
<b>5. Diskussion</b>	<b>83</b>
<b>5.1 Diskussion der Methode</b>	<b>83</b>
<b>5.2 Diskussion der Ergebnisse</b>	<b>87</b>
5.2.1 Haltekraft	
5.2.2 Versagensmodus	
5.2.3 Lineare Steifigkeit	

5.2.4 Elastizitätsgrenze

<b>6. Literaturverzeichnis</b>	<b>95</b>
<b>7. Danksagung</b>	<b>102</b>
<b>8. Lebenslauf</b>	<b>103</b>

## Abkürzungsverzeichnis

ACL	anterior cruciate ligament
ANOVA	analysis of variance
BPTB	bone-patellar-tendon-bone Transplantat, auch: Patellarsehnen- Transplantat
DLSTG	Double-looped Semitendinosus-Gracilis graft auch: 4-strängiges Semitendinosus-Gracilis Transplantat, Hamstring-Transplantat
Max	Maximalwert
Min	Minimalwert
MW	Mittelwert
RSA	Röntgenstereometrie-Analyse
Stabw	Standardabweichung
VKB	Vorderes Kreuzband
vs	versus

## **Biomechanische Untersuchungen zur gelenkfernen und gelenknahen Verankerung von 4-fach Sehnentransplantaten beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mittels Röntgenstereometrie-Analyse (RSA)**

### **Zusammenfassung:**

Für die Rekonstruktion des gerissenen vorderen Kreuzbandes (VKB) stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung. Neben dem Patellarsehnendrittel mit anhängenden Knochenblöcken, hat sich die Ersatzplastik mit dem 4-fach Sehnentransplantat aus der Sehne des M. semitendinosus und evtl. zusätzlich M. gracilis immer mehr bewährt. Problematisch ist hierbei die Verankerung des weichen Sehnentransplantats im Knochen.

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit war die biomechanische Untersuchung verschiedener Fixationsverfahren von 4-fach Sehnentransplantaten mit Hilfe der Röntgenstereometrie-Analyse (RSA). Dabei wurden elastische (reversible) und plastische (irreversible) Transplantatbewegungen im Bohrkanal erfasst und miteinander verglichen. Die Bestimmung der Haltekraft, der Elastizitätsgrenze und der linearen Steifigkeit war ein weiterer Teil der Untersuchungen. Da die Verankerung des Transplantats besonders im weichen Tibiakopf problematisch ist, wurde die tibiale Verankerung untersucht.

Verglichen wurden zwei gelenkferne und eine relativ gelenknahe Fixation. Bei den gelenkfernen Systemen handelt es sich einmal um einen Suture Disk (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) und um einen Washerloc (Arthrotek Inc, Warsaw, Indiana, USA). Als gelenknahe Fixation wurden die resorbierbaren Cross-Pins (Rigidfix, Fa. Mitek/Ethicon, Norderstedt, Deutschland) verwendet. Zur Untersuchung wurden frische Präparate von Schweinehinterläufen genutzt. Pro Versuchsgruppe wurden 10 Testreihen durchgeführt. Das Untersuchungsobjekt (Tibia, Sehne, Fixation) wurde mit röntgendichten Tantalmarkern versehen, um eine präzise dreidimensionale Messung der Transplantatbewegungen mit der RSA zu ermöglichen. Die Sehne wurde in einem Bohrkanal von 9mm Durchmesser in der Tibia verankert. Stufenweise wurde die Zugbelastung bis zum Versagen des Objektes gesteigert. Auf jeder Belastungsstufe wurden die Relativbewegungen zwischen Transplantat und Bohrkanal mittels RSA im dreidimensionalen Raum erfasst und berechnet.

Bei der Suture Disk Verankerung fand sich eine signifikant niedrigere maximale Haltekraft als bei der Cross-Pin und bei der Washerloc Verankerung ( $445 \pm 36\text{N}$  versus  $647 \pm 113\text{N}$  versus  $745 \pm 169\text{N}$ ). Die gelenkferne Verankerung mit dem Washerloc hatte die signifikant größte Haltekraft von durchschnittlich  $745\text{N}$ . Bei der Suture Disk Verankerung zeigte sich bereits nach durchschnittlich  $86 \pm 26\text{N}$  Zuglast erstmals eine plastische Deformierung. Die Elastizitätsgrenze lag bei der Cross-Pin Verankerung und bei der Washerloc Verankerung deutlich höher ( $196 \pm 36\text{N}$  bzw.  $246 \pm 103\text{N}$ ). Die lineare Steifigkeit der Suture Disk Verankerung war mit  $111 \pm 26\text{N}$  ebenfalls signifikant geringer als bei den Vergleichsgruppen. Die Bewegung des Transplantats zwischen Be- und Entlastung (Bungee-Effekt) bei  $400\text{N}$  war beim Suture Disk mit  $4,93 \pm 2,64\text{mm}$  deutlich höher als bei den Vergleichsgruppen (Washerloc  $1,08 \pm 0,42\text{mm}$  bzw. Cross-Pins  $0,83 \pm 0,42\text{mm}$ ). Bei Belastungen von  $200\text{N}$  fand sich beim Suture Disk eine Bewegung in Zugrichtung von  $3,17 \pm 0,04\text{mm}$  gegenüber  $0,52 \pm 0,34\text{mm}$  beim Washerloc und  $0,67 \pm 0,26\text{mm}$  bei den Cross-Pins. Zwischen Washerloc und Cross-Pin Verankerung fanden sich in diesem Parameter keine signifikanten Unterschiede.

Die Suture Disk Verankerung mit Haltefäden zeigte im Vergleich zu den anderen Versuchsgruppen eine geringere Haltekraft, eine geringere Elastizitätsgrenze, eine niedrigere lineare Steifigkeit und eine höhere Elastizität. Deshalb kann es bereits bei Alltagsbelastungen zum Versagen der Transplantatverankerung kommen. Durch die hohe Elastizität und die niedrige lineare Steifigkeit der Suture Disk Verankerung kann sich in der Rehabilitationsphase die Einheilung verzögern. Eine sekundäre Auslockerung der Bandplastik wird begünstigt. Die Verankerung mit den Washerloc und den Cross-Pins zeigten deutlich bessere biomechanische Eigenschaften und scheinen nach den vorliegenden Ergebnissen eine zügige Aufbelastung zu ermöglichen.

## **Biomechanical properties of quadrupled tendon graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction using anatomical and extracortical fixation.**

### **Experimental study with Roentgenstereometric-Analysis (RSA)**

#### **Abstract:**

Different methods are available for the anterior ligament reconstruction. Against the bone patellar tendon bone graft, the reconstruction with a quadrupled tendon graft from the musculus semitendinosus and the musculus gracilis becomes more popular. Fixation of the soft tendon graft in the bone tunnel is reported to be problematic.

The purpose of this work was the biomechanical analysis of different quadrupled tendon graft fixations with Roentgenstereometric-Analysis. Elastic and plastic deformation of the graft fixation were measured and compared with the different fixation techniques. The aim was to evaluate the maximum load at failure, linear stiffness and slippage of the quadrupled tendon grafts in the tibial tunnel. The tibial fixation was explored, due to the problematic graft fixation in the soft tibial bone.

Two extracortical and one anatomical fixations were compared. The Suture Disk (Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland) and the Washerloc (Arthrotec Inc, Warsaw, Indiana, USA) were the extracortical systems. The absorbable Cross-Pins (Rigidfix, Fa. Mitek/Ethicon, Norderstedt, Deutschland) were used for the anatomical fixation system. Porcine tibia specimen were used for the study. Ten test series were arranged per group. The objects (tibia, tendon, fixation) were marked with tantalum beads, to measure specific three-dimensional micromotions with the RSA. The tendon was fixed in a 9mm tunnel into the tibia. The grafts were mounted on a custom made load frame and loaded parallel to the axis of the bone. The force was increased in steps of 50N. Micromotion between tendon graft and tibial bone were measured with RSA.

The Suture Disk fixation failed at significantly lower maximum loads ( $445 \pm 36\text{N}$ ) than the Cross-Pins and Washerloc fixation ( $647 \pm 113\text{N}$  versus  $745 \pm 169\text{N}$ ). The extracortical Washerloc fixation had the significantly highest maximum loads of 745N.



The plastic deformation started at  $86 \pm 26\text{N}$  load in the Suture Disk group. Graft motion of more than 0,25mm (slippage) was first detected at loads of  $196 \pm 36\text{N}$  in the Cross-Pin group and at  $246 \pm 103\text{N}$  load in the Washerloc group. Linear stiffness of the Suture Disk fixation was significantly lower compared to the other groups. For example at 400N load micromotion between load and load relieving (bungee-effekt) in the Suture Disk group was higher than in the other groups ( $4,93 \pm 2,64\text{mm}$  versus Washerloc  $1,08 \pm 0,42\text{mm}$  and Cross-Pins  $0,83 \pm 0,42\text{mm}$ ). At a pulling force of 200N micromotion was  $3,17 \pm 0,04\text{N}$  in the Suture Disk group compared the other groups (Washerloc  $0,52 \pm 0,34\text{mm}$ , Cross-Pins  $0,67 \pm 0,26\text{mm}$ ). Between Washerloc and Cross-Pins there were no significant difference comparing these parameters.

The Suture Disk fixation can not be recommended because of low failure load, early slippage, low linear stiffness and high elasticity, compared to the other groups.

Therefore, failures at the tendon graft could be expected in the normal life. Based on the high elasticity and the lower linear stiffness, during the rehabilitation, the Suture Disk fixation may delay healing and secondary relaxation of the graft may occur. Based on this experimental dates, the Suture Disk fixation is not suitable for the clinical use. Cross-Pins and Washerloc fixation seem to be suitable for an aggressive postoperative rehabilitation after ACL reconstruction.

**Keywords:**

ACL reconstruction, Hamstring fixation, Suture Disk, Washerloc, Cross-Pin, biomechanic, RSA.

## **2. Einleitung**

Die vordere Kreuzbandruptur stellt die häufigste Bandruptur des Kniegelenkes dar (FETTO und MARSHALL, 1980; GILLQUIST und MESSNER, 1999; TREES et al., 2005; VOIGT et al., 2006; MÜLLER et al., 2007). Der Verletzungsmechanismus ist vielfältig. Von einem isolierten Hyperextensions- und Hyperflexionstrauma, über das Valgus oder Varus forcierte Rotationstrauma, bis zur alleinigen Anspannung des M. quadriceps bei der Landung nach einem Sprung mit flektiertem Kniegelenk reichen die Mechanismen (BENEDETTO, 2000).

Besonders jüngere Menschen mit hohem körperlichem Aktivitätsniveau, teilweise auch Leistungssportler, sind von dieser Verletzung betroffen. Gerade deshalb ist es wichtig, die Stabilität und physiologische Kinematik des Kniegelenkes wieder herzustellen, um nach Ausheilung der VKB-Ruptur wieder eine volle Belastungsfähigkeit zu erreichen und eine sekundäre Arthrose zu vermeiden. Trotz verbesserter Behandlungen ist eine solche restituo ad integrum noch nicht zuverlässig erreicht (RUPP und KOHN, 2002; BOLLAG et al., 2004). Nach operativer Versorgung der VKB-Ruptur sind nur noch etwa die Hälfte der Betroffenen in der Lage, ihre Aktivität auf vorherigem Niveau auszuführen (MÜLLER et al., 2000; KROGSGAARD, 2002).

Besonders Patienten, die eine Knieinstabilität in Form von Subluxationserscheinungen, speziell bei Alltagsbelastungen oder bei hohem sportlichen Aktivitätsniveau trotz guter muskulärer Rehabilitation aufweisen, wird eine vordere Kreuzbandrekonstruktion empfohlen (SHIRAKURA et al., 1995; BENEDETTO, 2000; KOHN 2000).

Therapie der Wahl ist der operative Ersatz des gerissenen Kreuzbandes durch eine autologe Sehnersatzplastik. Verwendet werden hauptsächlich das mittlere Drittel des Ligamentum patellae mit anhängendem patellaren und tibialen Knochenblock als Knochen-Band-Knochen-Transplantat (Bone-patellar-tendon-bone (BPTB)), sowie die Sehne des M. semitendinosus, kombiniert mit der Sehne des M. gracilis als 3- bzw. 4-fach Transplantat (Hamstringsehnen). Allerdings wird das mittlere Patellarsehndrittel (BPTB) immer noch am häufigsten verwendet (KOHN, 2000; RUPP et al., 2002; GROSCHEWSKY et al., 2007). Als Nachteil erweist sich jedoch die hohe

Entnahmemorbidity des BPTB-Transplantats (KARTUS, et al., 2000; ADAM et al., 2000; GROSCHEWSKY et al., 2007). Nicht nur die geringere Entnahmemorbidity, sondern auch die höhere Reißkraft sind Vorteile bei der Verwendung des 4-strängigen Semitendinosus-Gracilis (double-looped-semitendinosus-gracilis (DLSTG)) Transplantats.

Problem bei der Einheilung der vorderen Kreuzbandersatzplastik ist die tibiale Verankerung (Kohn und Rose, 1994; Weiler et al., 2002). Während die endständigen Knochenblöcke des BPTB-Transplantats eine stabile Fixation darstellen, erweist sich die Fixation der weichen Hamstringsehnen im Knochen als Schwachstelle (STEINER et al., 1994; STADELMAIER et al., 1999; HÖHER et al., 2000).

Verschiedene Verankerungen, der mit Fadenmaterial armierten Sehnenstränge der Hamstringtransplantate, stehen zur Verfügung. Unterschieden wird zwischen kortikalen (z.B. Schraube, Washerloc) und extrakortikalen (z.B. Suture Disk), gelenkfernen (z.B. Suture Disk, Washerloc) und gelenknahen (z.B. Cross-Pin), internen (z.B. Cross-Pin, Schraube) und externen (z.B. Suture Disk) sowie direkten (z.B. Washer, Klammern) oder indirekten (z.B. Suture Disk) Verankerungen.

Besonders bei der gelenkfernen Verankerung besteht eine hohe Elastizität der Verankerung bedingt durch das Dehnungsverhalten des benötigten Fadenmaterials (Bungee-Effekt) (RORK, 2000). Außerdem wurden bei gelenkfernen Verankerungen scheibenwischerartige Bewegungen des Transplantats im Bohrkanal beschrieben („Scheibenwischer Phänomen“) (NEBELUNG et al., 1998; HÖHER et al., 1999; MÜLLER et al., 2007; SCHEFFLER et al., 2007). Diese sollen für die gelenknahe Aufweitung der Bohrkanäle verantwortlich sein (WEBSTER et al., 2001; ADAM, 2001; BÜLOW et al., 2002; SCHEFFLER et al., 2007). Zunehmend werden deshalb Cross-Pins propagiert, da sie eine gelenknahe Verankerung ermöglichen (CLARK et al., 1998; ZANTOP et al., 2004; BERG und PAULOS, 2004; HARILAINEN et al., 2005; WILCOX et al., 2005).

Um die biomechanischen Eigenschaften der Transplantatfixation zu beurteilen, sind vor allem die Relativbewegungen zwischen Transplantat und Bohrkanal unter submaximaler Belastung interessant. Dabei wird unterschieden zwischen einer

reversiblen (elastischen) und irreversiblen (plastischen) Verformung. Die Steifigkeit wird aus der elastischen Verformung bestimmt. Wenn eine Belastung erstmals zu einer plastischen d.h. zu einer dauerhaften Verformung der Fixation führt, so ist die Elastizitätsgrenze erreicht.

Mit Hilfe der Röntgenstereometrie-Analyse (RSA) sind Relativbewegungen von Transplantaten im Knochenkanal unter Belastung exakt zu bestimmen (ADAM et al., 2000, 2001a und b, 2002 und 2004).

Die RSA wurde von Göran SELVIK 1974 in Schweden entwickelt, um genaue dreidimensionale Messungen am Skelettsystem durchzuführen (SELVIK, 1981, 1989 und 1990; KÄRRHOLM, 2006). Das Untersuchungsobjekt wird mit röntgendichten Markierungen aus Tantal versehen. Nachfolgend werden mehrere, stereografische Röntgenaufnahmen mit einem Kalibrierungskäfig angefertigt. Über mathematische Berechnungen lassen sich aus den stereografischen Röntgenbildern die exakten Positionen der Marker im dreidimensionalen Raum bestimmen. Mit einer theoretischen Präzision von 1/100mm können Lageänderungen der Tantalmarker untereinander, sowie zwischen einzelnen Untersuchungen erfasst werden (NYSTRÖM, 1990; BORLIN et al., 2002). Hauptanwendungsgebiete der RSA sind Bewegungsanalysen von Hüft- und Knieprothesen (KÄRRHOLM et al., 1994a und b; THANNER et al., 2000; HENRICSON et al., 2006). Weitere Anwendung findet die RSA in der Untersuchung der Stabilität von Osteosynthesen (PAPE et al., 2000 und 2002) in der Bewegungsanalyse von perkutanen Epiphyseodesen (LAUGE-PEDERSEN et al., 2006) oder bei der Kontrolle von Stellungsänderungen nach distalen Radiusfrakturen (MADANAT et al., 2007).

### **Zielsetzung der Studie**

Ziel der experimentellen Studie war es, mit Hilfe der RSA, die biomechanischen Eigenschaften von 3 gebräuchlichen tibialen Verankerungsprinzipien bei der vorderen Kreuzbandersatzplastik zu untersuchen und zu vergleichen:

1. Die Fadenverankerung über einen Titan-Knopf (Suture Disk<sup>®</sup>, Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland)
2. Washer (Washerloc<sup>®</sup>, Arthrotek/Biomet, Warsaw, USA)
3. Resorbierbare Cross-Pins (Rigidfix<sup>®</sup>, Fa. Mitek/Ethicon, Norderstedt, Deutschland)

Mit Hilfe der RSA-Methode sollten kleinste Relativbewegungen zwischen Transplantat und Bohrkanal erfasst und präzise berechnet werden.

Neben der Bestimmung der maximalen Haltekraft, sollte der Versagensmechanismus der einzelnen Fixationen erfasst werden. Ein wichtiger Bestandteil der Arbeit war die Bestimmung der Transplantatbewegungen im Bohrkanal bei den einzelnen Fixationsverfahren unter submaximalen Belastungen. Insbesondere sollte durch einen Wechsel von Anspannung und Entlastung die Elastizität (Bungee-Effekt), die elastischen Verformungen sowie die plastischen Deformierungen quantifiziert werden. Des Weiteren sollte die lineare Steifigkeit und die Elastizitätsgrenze bestimmt werden.

Entscheidend für ein gutes funktionelles Ergebnis nach einer VKB-Ersatzplastik ist die postoperative Belastbarkeit. Einerseits soll eine ungestörte Einheilung der Bandplastik gewährleistet werden, andererseits möchte man aber eine Muskelatrophie und Funktionsverluste am Gelenk vermeiden. Gerade im Rahmen der Rehabilitation ist es deshalb wichtig zu wissen, welchen postoperativen Belastungen die verschiedenen Fixationsverfahren standhalten. Entscheidend für die postoperative Belastbarkeit einer Transplantatverankerung sind vor allem die Elastizitätsgrenze und die Steifigkeit. Eine niedrige Elastizitätsgrenze kann bedeuten, dass das Transplantat bereits bei physiologischen Belastungen irreversibel verrutscht. Die Folge wäre eine Abnahme der Gelenkstabilität. Eine geringe Steifigkeit des Transplantats könnte außerdem zu einer verzögerten Einheilung führen.

Zur Bestimmung der Steifigkeit und der Elastizitätsgrenze einer Transplantatverankerung müssen die Relativbewegungen zwischen Transplantat und Bohrkanal bei submaximalen Belastungen genau erfasst werden. Mit Hilfe der RSA können nach entsprechender Markierung mit Tantalmarkern diese Bewegungen präzise gemessen werden. Hieraus können Aussagen für den klinischen Einsatz dieser 3 tibialen Verankerungen gemacht werden. Aus den erhobenen Daten sollten insbesondere Rückschlüsse auf die postoperative Belastbarkeit der VKB-Ersatzplastik gezogen werden.

## 3. Material und Methode

### 3.1 Material

#### 3.1.1 Einzelkomponenten

##### 3.1.1.1 Verwendete Fixationssysteme

###### a) Suture Disk

Material:	Reintitan
Resorption:	Metallischer Werkstoff, nicht resorbierbar
Abmessungen:	14mm Durchmesser
Eigenschaften:	keine Röntgenstrahlentransparenz, hypoallergen, biokompatibel
Hersteller:	AESCULAP AG & CO. KG, Tuttlingen, Germany



**Abb. 1:** Suture Disk (Aesculap AG & CO. KG, Tuttlingen).

b) Cross-Pins

Material: Poly-Laktid-Säure (PLA)

Resorption: Bioresorbierbar (etwa 2-4 Jahre (Herstellerangabe))

Abmessungen: 3,3mm Durchmesser und 42mm Länge

Eigenschaften: röntgenstrahlentransparent, biokompatibel

Hersteller: Rigidfix, Firma MITEK Division, ETHICON GmbH, Norderstedt, Germany

Verwendete Spezialinstrumente:

ST Tibia-Führungsrahmen

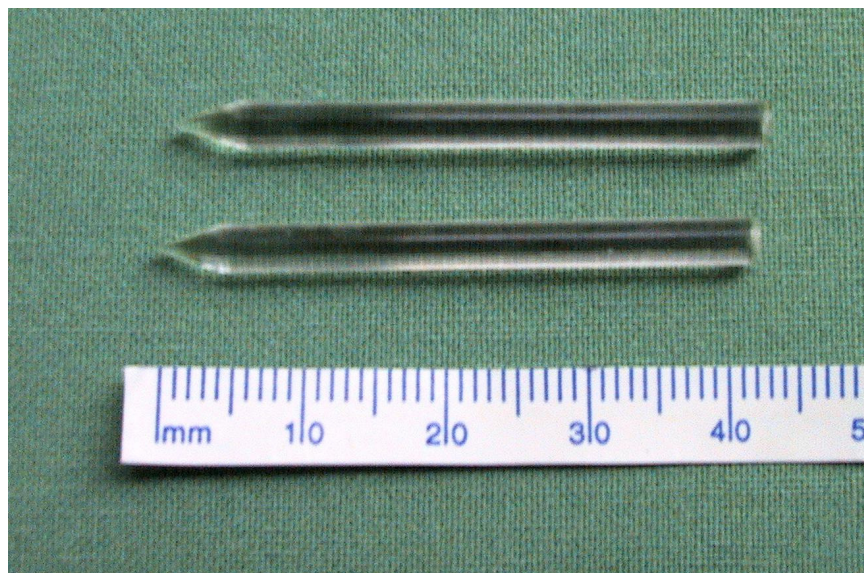
ST Tibia-Führungsschlitten

ST Tibia-Führungsstab 9mm und 8mm

ST Tibia-Einführungsstab

RIGIDFIX Hammer

Verriegelungstrokar



**Abb. 2:** Cross-Pins (RIGIDFIX, Fa. Mitek/Ethicon, Norderstedt, Deutschland).



c) Washerloc

Material: Washer: Titanlegierung  
Schraube: Titanlegierung

Resorption: nicht resorbierbar

Abmessungen: Washer: 16mm Durchmesser, Länge der Spikes: 6mm bis 12mm  
Schraube: Schraubenkopf 12mm Durchmesser; Länge:  
Kortikalisschraube 30-50mm; Spongiosaschraube 24-60mm in 2mm  
Schritten

Es wurden die Kortikalisschrauben verwendet.

Eigenschaften: keine Röntgenstrahlentransparenz

Hersteller: ARTHROTEK, Warsaw, Indiana, USA

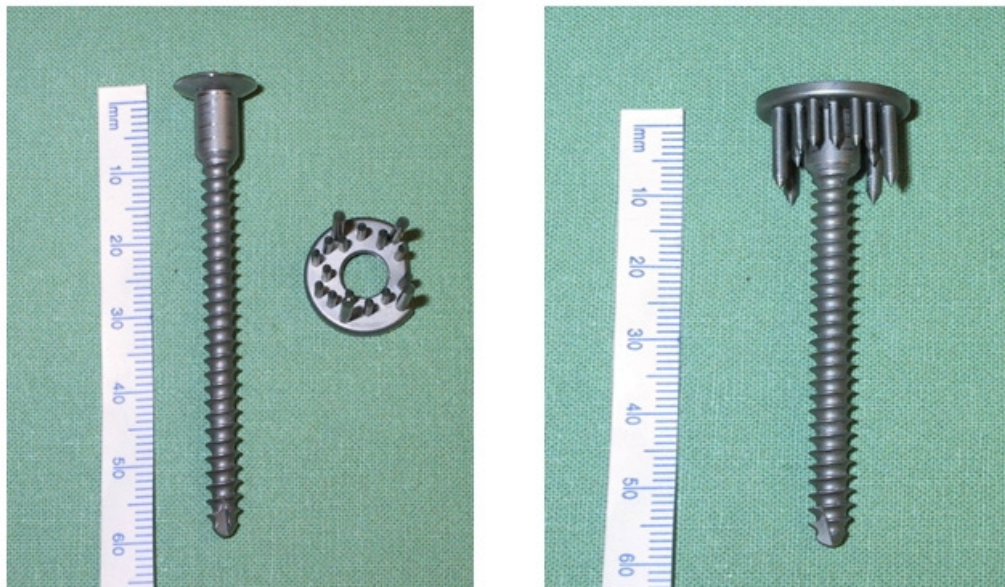
Verwendete Spezialinstrumente:

Spezialfräser 16mm Durchmesser

Washerloc counter bore guide

Washerloc counter bore (3,2mm Durchmesser)

Tiefenmesser



**Abb. 3:** Washerloc mit Kortikalisschraube (ARTHROTEK, Warsaw, USA).

### 3.1.1.2 Nahtmaterial

Ethicon Ethibond Excel 2 USP (5metric)

Material:	polybutylatbeschichteter Polyester (C <sub>10</sub> H <sub>8</sub> O <sub>4</sub> ) n
Resorption:	nicht resorbierbar
Stärke:	0,500 – 0,599mm
Eigenschaften:	geflochten
Nadel:	3/8 Kreis, schneidende Nadel (26mm)
Hersteller:	Ethicon GmbH & Co. KG, Norderstedt, Deutschland

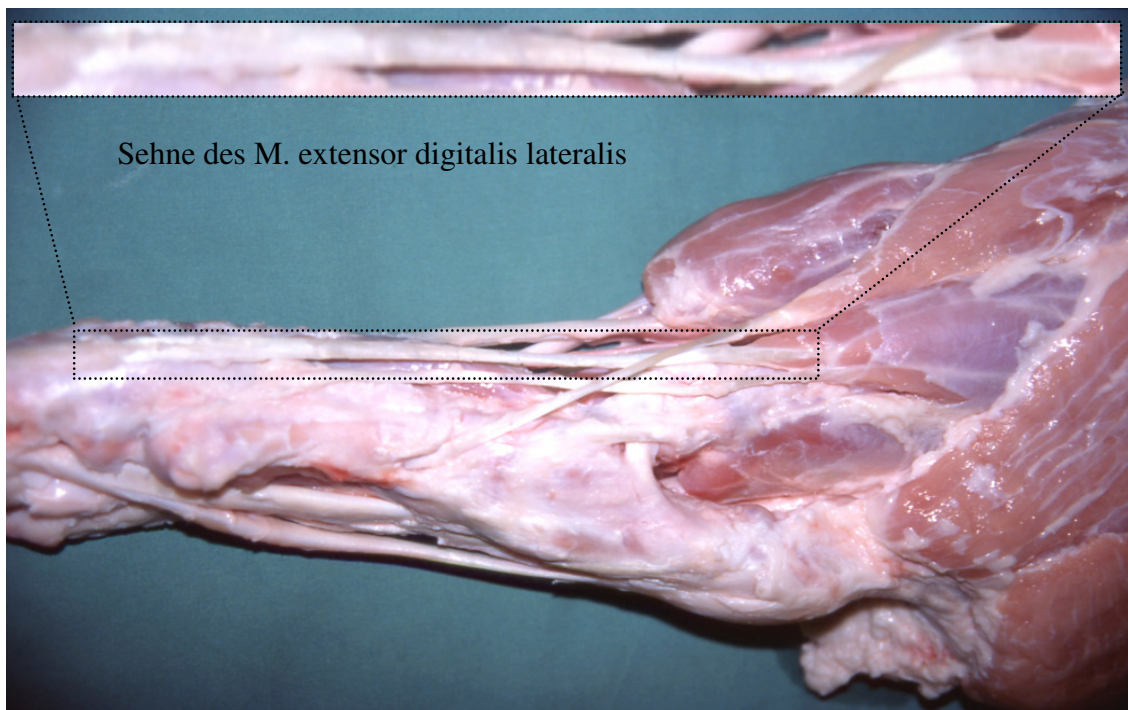
### 3.1.1.3 Tantal-Marker

RSA-Tantalkugeln

Material:	Tantal chem. Symbol; Ta. Element aus der 5. Nebengruppe des Periodensystems der chem. Elemente
Resorption:	nicht resorbierbar
Größe:	0,5mm, 0,8mm und 1mm
Eigenschaften:	keine Röntgenstrahlentransparenz Atommasse 180,95 Dalton, Dichte 16,67g/cm, Ordnungszahl 73, Schmelzpunkt 2996°C, graues, glänzendes, sehr hartes Schwermetall, das wegen seiner hohen chem. Resistenz u.a. für medizinische Instrumente verwendet wird
Hersteller:	RSA BioMedical Innovation AB, Umeå, Schweden

### 3.1.2 Sehnenmodell

Als Sehnenmodell wurde die Sehne des M. extensor digitalis lateralis von adulten Schweinen verwendet. Diese porcine Sehne wurde aufgrund ihrer Form und Struktur bereits in mehreren Arbeiten als Ersatz für humane Hamstringsehnen verwendet. Das porcine Modell stellt ein anerkanntes Tiermodell dar (CLARK et al., 1998; SEIL et al., 1998; YAMANAKA et al., 1999; BECKER et al., 2000b; BECKER et al., 2001; KOUSA et al., 2001; NURMI et al., 2002; KOUSA et al., 2003; ADAM et al., 2001a und b und 2004; DARGEL et al., 2006; DUFFEE et al., 2007; BAUER et al., 2007).



**Abb. 4:** Schweinehinterlauf mit freipräparierter Sehne des M. extensor digitalis lateralis.

## **3.2 Methode**

### **3.2.1 Versuchsgruppen**

Abhängig von der Fixation wurden 3 Versuchsgruppen gebildet:

3.2.1.1 Fixation des 4-fach Sehnentransplantats mittels nicht resorbierbarem Fadenmaterial über einen Suture Disk

3.2.1.2 Fixation des 4-fach Sehnentransplantats mit resorbierbaren Cross-Pins

3.2.1.3 Fixation des 4-fach Sehnentransplantats mit einem Washerloc

### **3.2.2 Präparation**

#### **3.2.2.1 Vorbereitung der porcinen Tibia- und Sehnenpräparate**

Die Präparation erfolgte an frischen Hinterläufen von schlachtreifen Schweinen. Um gleiche Voraussetzungen zu schaffen, wurden die Hinterläufe einjähriger ( $12 \pm 1$  Monat) Hausschweine gleicher Rasse und etwa gleichen Gewichts verwendet.

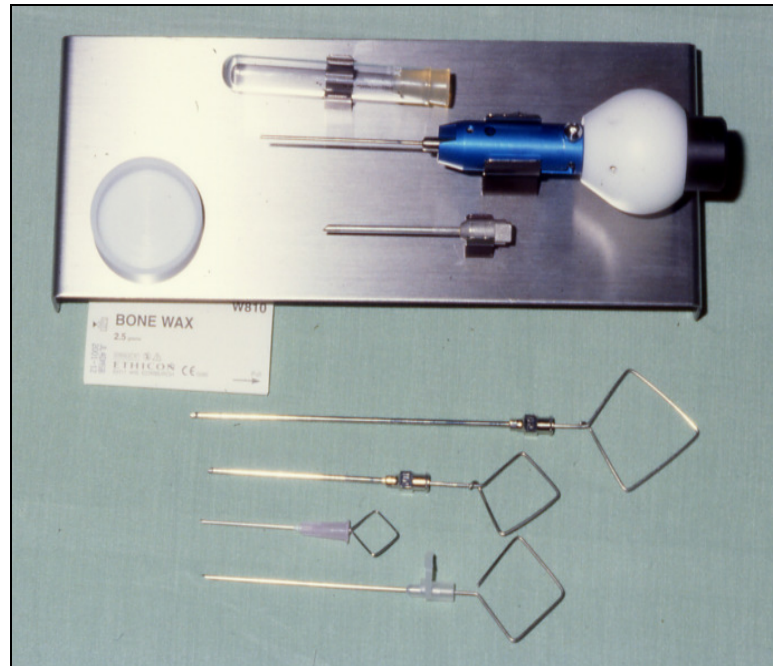
Zunächst wurde die Sehne des M. extensor digitalis lateralis aufgesucht, freipräpariert und entnommen. Es wurden sämtliche Gewebereste entfernt und die Sehne auf eine standardisierte Länge von 24cm gekürzt. Im Anschluss erfolgte die Präparation der porcinen Tibia. Distal wurde die Tibia oberhalb des Malleolus medialis mit einer Knochensäge abgetrennt, und im distalen Schaftbereich ein transversales Bohrloch von 5mm Durchmesser zur Befestigung im Lastrahmen angelegt.

Die Lagerung von Sehne und Tibia erfolgte bei  $-20^{\circ}\text{C}$  in einer Tiefkühltruhe. Zum Erhalt der Gewebequalität wurden die Präparate in feuchte Kompressen und luftdichte Plastiktüten gewickelt. Dies insbesondere, um einem Flüssigkeitsverlust der Sehnentransplantate vorzubeugen.

Ca. 2 Stunden vor Beginn der Versuchsreihe wurden die Präparate in einer 0,9% igen Kochsalzlösung bei konstanter Raumtemperatur aufgetaut. Um eine Austrocknung der Präparate zu vermeiden, wurden die Sehnen transplantate während der Präparation und Versuchsphase mit feuchten Kompressen umhüllt.

Zunächst wurde das distale Drittel der Tibia in einen Schraubstock eingespannt. Anschließend wurde die korrekte Lage des tibialen Bohrkanals anhand eines 1,5mm Kirschner-Drahtes über ein Zielgerät markiert. In einem Winkel von 60° zur Tibiaplateaufläche wurde von distal bzw. lateral in die tibiale VKB-Insertionsfläche durchgebohrt. Entsprechend dem Transplantatdurchmesser wurde dann mit einem kanülierten Gewindebohrer über den Führungsdraht ein Bohrkanal angelegt. Der benötigte Durchmesser des Bohrkanals wurde durch eine Bohrlochsablonne bestimmt. Diese war in 1mm Schritten von 8 bis 10mm abgestuft, wobei man darauf achtete, dass die Transplantate mit leichtem Druck vollständig durch die Schablone gezogen werden konnten. In dieser Versuchsreihe betrug der Durchmesser in allen Versuchen 9mm. Die Länge des Bohrkanals betrug im Mittelwert etwa 35mm.

Im Anschluss wurde die Implantation der für die RSA-Messung notwendigen Tantal-Markern durchgeführt. Mit dem original Implantationswerkzeug der Firma RSA BioMedical Innovation AG wurden die Tantalmarker in der Spongiosa der Tibia positioniert. Dabei wurden 4 Tantalmarker gelenkflächennah, sowie 4 weitere Tantalmarker größtenteils distal des Bohrkanals implantiert, um möglichst wenig Überlagerung mit den Transplantatmarkern zu haben. Für die Markierung der Tibia wurden Marker mit einem Durchmesser von 1mm verwendet.



**Abb. 5:** Original RSA-Implantationswerkzeug für Tantalmarker (RSA Biomedical Innovations AB Umeå, Schweden) (oben). Modifizierte Kanülen unterschiedlicher Größe mit selbstgefertigten Mandrins (unten).

#### 3.2.2.2 Suture Disk Sehnenverankerung

Zuerst erfolgte die Anfertigung des 4-fach Sehnentransplantats. Die auf 24cm gekürzte Sehne wurde zunächst gedoppelt, wobei nun die freien Enden der Sehne das eine Ende und die Schleife das andere Ende bildeten. Nach Doppellegen der Sehne wurden von Transplantatmitte aus alle 4 Sehnenschenkel einzeln mit einem sog. „baseball-stitch“ auf 2,5cm Länge vernäht (siehe Abb. 6a-b). Für die Naht wurden Ethibond Exel der Stärke 2 (5metric) verwendet. Es wurde darauf geachtet, den Faden möglichst straff zu vernähen. Jedes Transplantat hatte anschließend noch eine Länge von 6cm. Jeder Sehnenschenkel war insgesamt mit 2 Ethibondfäden bestückt, so dass jedes Sehnenransplantat an einem Ende 8 Armierungsfäden besaß. Das gegenüberliegende Ende wurde von 2 Schlaufen gebildet (siehe Abb. 6b). Mit einem Stift wurden die Fäden distal der Schenkel markiert.

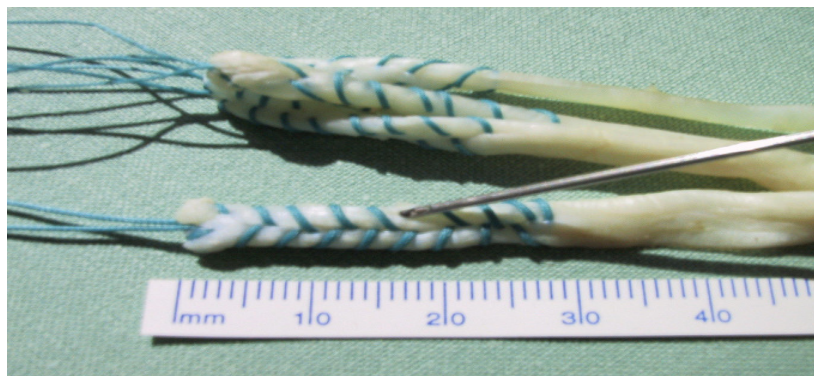
Danach wurden die Transplantate mit RSA-Tantalmarkern über spezielle Kanülen markiert. Jeder einzelne Sehnenschenkel wurde mit 2 Markern von 0,5mm Durchmesser versehen. Es wurde darauf geachtet, dass der Mindestabstand zwischen 2 Markern 5mm betrug (Abb. 6c).



**Abb. 6a:** Sehne des M. extensor digitalis lateralis des Schweinehinterlaufs.



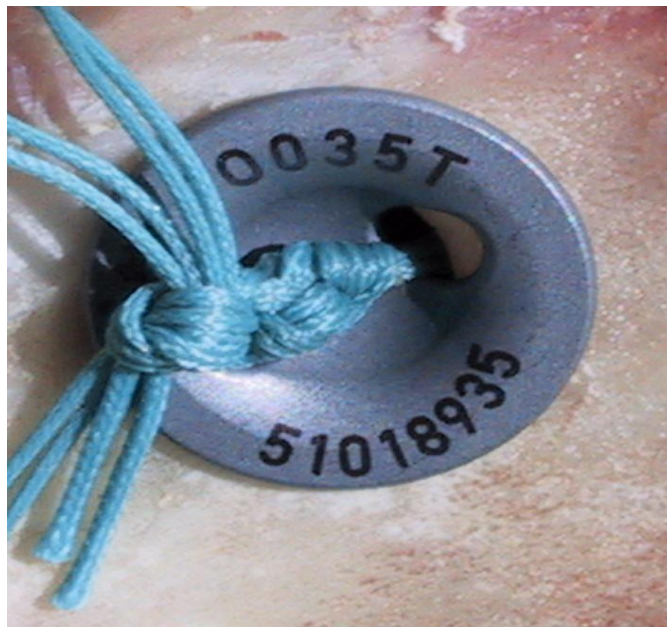
**Abb. 6b:** Zweimalige Doppelung der Sehne, 4 Sehnenschenkel mit einer Baseballnaht auf 2,5cm vernäht.



**Abb. 6c:** RSA-Markierung mit speziellen Kanülen, Markierung mit Tantalmarker von 0,5mm Durchmesser.

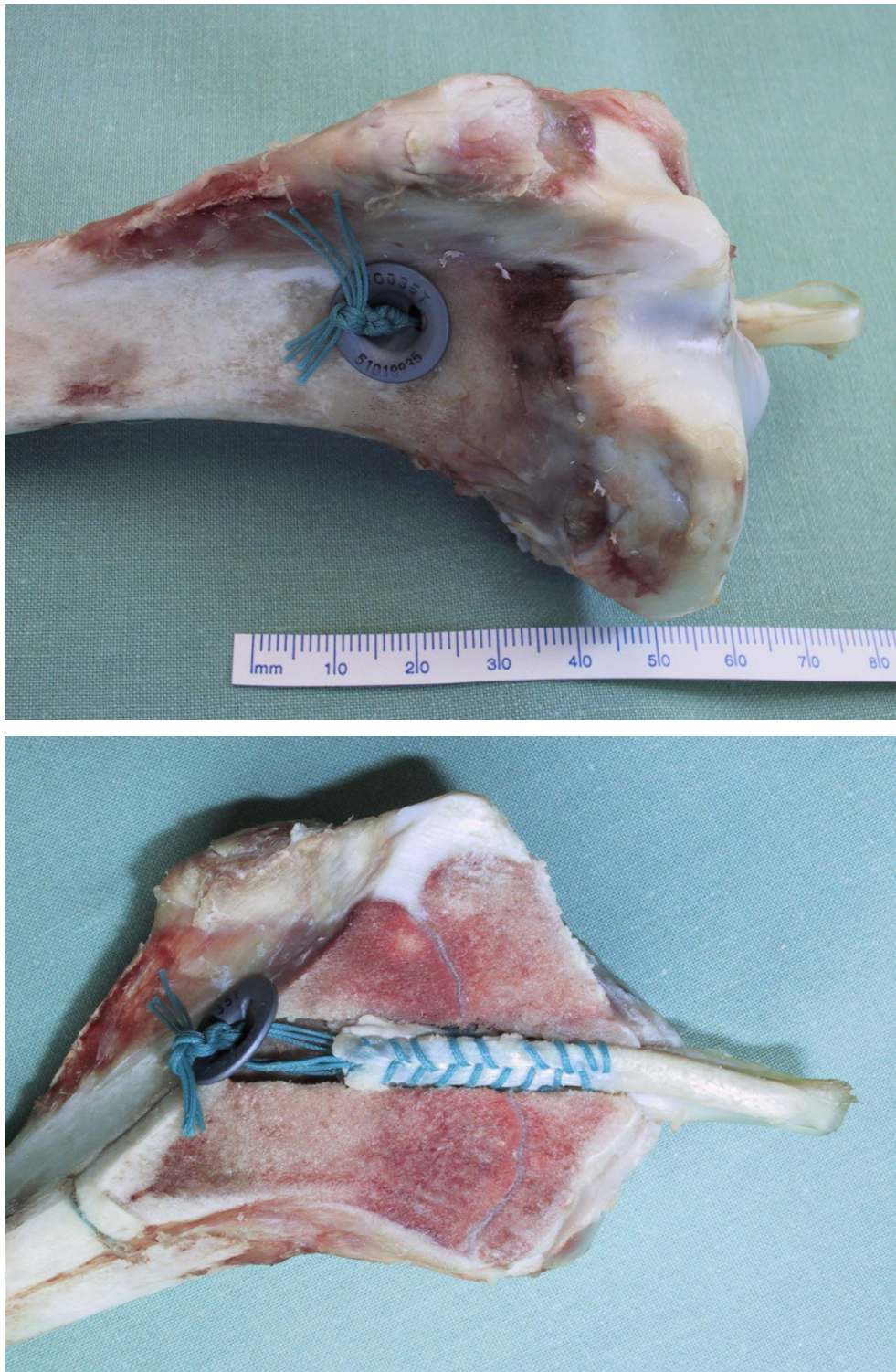
Nach der Markierung wurde der Transplantatdurchmesser anhand der vorher beschriebenen Bohrlochsablonen bestimmt, und wie oben beschrieben, mit der Lehre der Bohrkanal in anatomischer Lage angelegt. Bei allen 10 Präparaten betrug der Bohrkanaldurchmesser 9mm. Die Länge des Bohrkanals war bei allen Präparaten 35mm.

Anschließend wurde die Sehne, die zu 4 Schenkeln gelegt war, in den Bohrkanal eingezogen. Dabei musste man beachten, dass alle Schenkel gleich lang waren, damit eine gleichmäßige Belastung aller Sehnenschenkel gewährleistet war. Nachdem der vernähte Sehnenanteil bündig zur Gelenkfläche in den tibialen Bohrkanal eingeführt war, erfolgte die Fixierung. Es wurden die Armierungsfäden durch die Löcher des Suture Disk gefädelt. Dabei wurde genau darauf geachtet, dass die Verankerungsfäden der korrespondierenden Schlaufen einander zugeordnet waren. Das Transplantat wurde bis zur Markierung der Armierungsfäden eingezogen und mit 6 chirurgischen Knoten fixiert. Der Suture Disk wurde hierbei fest an die Kortikalis gepresst.



**Abb. 7:** Suture Disk mit 6 chirurgischen Knoten.





**Abb. 8:** Fertiges Präparat mit der Fadenverankerung des Sehnentransplantats über den Suture Disk (oben). Schnittpräparat des fertigen Sehnentransplantats mit der Suture Disk Verankerung (unten) zur Demonstration des Systems.

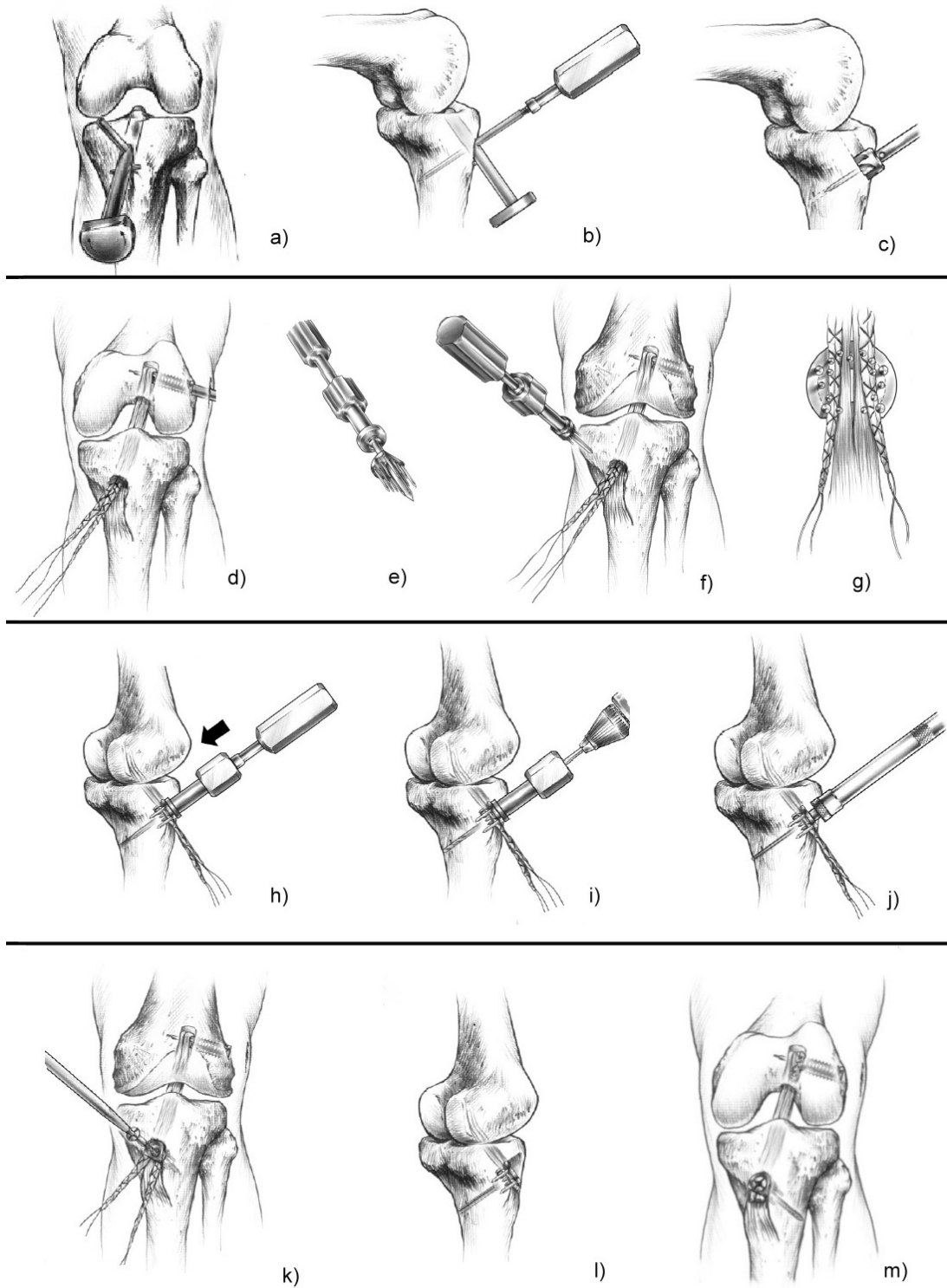
Nach Anfertigung des Präparates erfolgte die Befestigung in der Testapparatur. Die Aufhängung der Tibia erfolgte über die Querbohrung der Tibia. Über eine 4mm Drahtseilschlinge wurde die Tibia auf der distalen Seite am Lastrahmen befestigt. Auf der proximalen Seite wurden die Sehnenschlaufen in einen Karabinerhaken aus Aluminium eingehängt.

### 3.2.2.3 Washerloc Sehnenverankerung

Nach Kürzung der Sehne auf eine standardisierte Länge von 24cm, wurde die Sehne, analog der Präparation der Sehne der Suture Disk Gruppe, gedoppelt und die 4 Sehnenschenkel einzeln auf einer Länge von 25mm mit einer Baseball-Naht armiert (siehe Abb. 6a-b). Hierfür wurde Ethibond der Stärke 2 (5metric) verwendet. Somit resultierten insgesamt 4 Sehnenschenkel mit 8 Armierungsfäden.

Schließlich wurden die einzelnen Sehnenschenkel proximal mit je 2 RSA-Tantalmarker mit einer Kanüle markiert. Der Durchmesser der Marker betrug 0,5mm. Am distalen Ende des Sehnen transplantats wurden keine Marker eingebracht (Abb. 6c). Bei der Markierung wurde darauf geachtet, dass der Markierungsbereich direkt im Bereich des Washers lag, d.h. nicht zu weit proximal der Fixierung, da sonst nicht nur die Transplantatbewegungen sondern auch die Dehnung der Sehne erfasst würde.

Der Transplantatdurchmesser wurde anhand der Bohrschablone ermittelt, und betrug bei allen 10 Transplantaten 9mm. Nun erfolgten das Anlegen des Bohrkanals, wie beim Suture Disk beschrieben, sowie die Implantation der Tantalmarker in die Tibia.



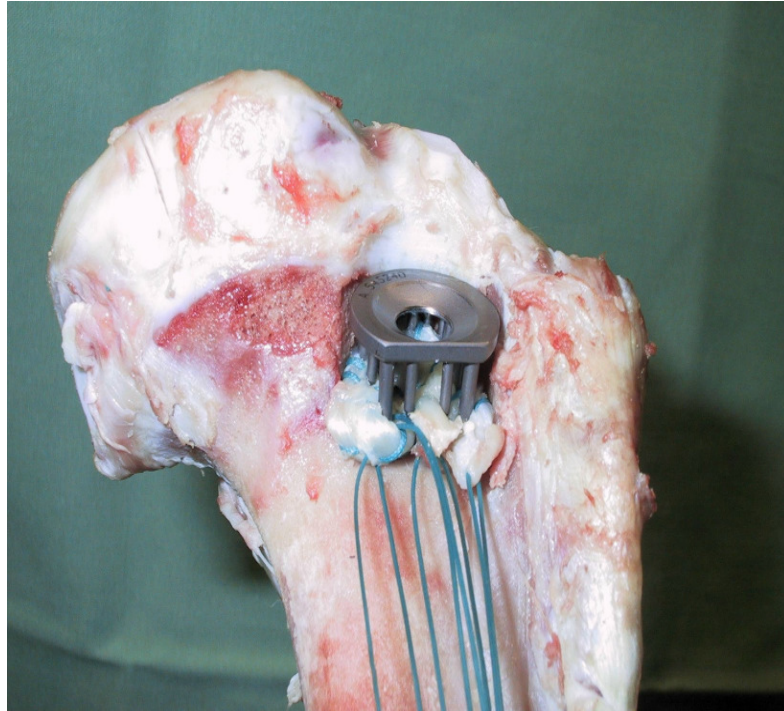
**Abb. 9:** Schematische OP-Anleitung zur Implantation des Washerloc. Im nachfolgenden Text werden die einzelnen Schritte erklärt. (Entnommen und modifiziert nach der OP-Anleitung des Herstellers). Erläuterungen im Text.

Mit dem original OP-Werkzeug des Herstellers erfolgte nun die Implantation des Washerloc. Als erstes wurde eine Führungslehre in den Bohrkanal eingeführt. Dabei wurde das Instrument von distal in den Bohrkanal vorgeschoben bis die Querhülse cranial an die Kortikalis des Bohrkanals anstieß, um somit die genaue Position des Washers und seiner Kompressionsschraube festzulegen (a). Der richtige Sitz des Washers ist erreicht, wenn die Spitzen genau im rechten Winkel zum Bohrkanal positioniert sind, also senkrecht zur Zugrichtung. Mit einem spitzen Pfriem erfolgte das Eintreiben der queren Bohrhülse. Mit Hammerschlägen wurde die Position für den späteren Schraubenkanal in der Kortikalis und Spongiosa markiert (b).

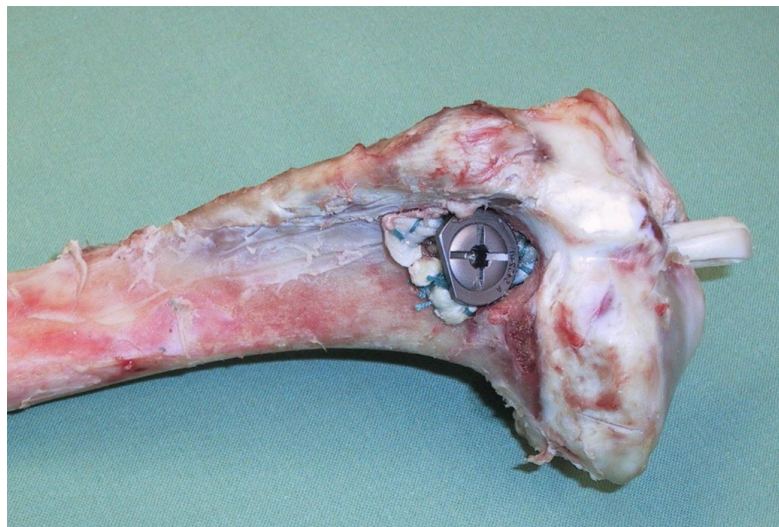
Das Schaffen einer planaren, spongiösen Fläche für den Washer war der nächste Schritt. Hierzu wurde ein Spezialfräser von 16mm Durchmesser verwendet. Die Markierung durch den Pfriem diente zur Zentrierung des Fräsers (c). Sorgfältig wurde nun das Sehnentransplantat in den Bohrkanal eingeführt. Die Sehne wurde so platziert, dass sich der vernähte Anteil direkt auf der Fräserfläche befand. Beachtet wurde hierbei, dass die Schenkel nebeneinander, nicht überkreuzten und alle von gleicher Länge waren (d). Der Washerloc wurde nun auf ein Einschlaginstrument aufgesetzt und in das vorgebohrte Loch eingeführt (f). Dabei wurde darauf geachtet, dass alle Sehnenchen vollständig von den Spitzen des Washerlocs gefasst wurden (g).

Schließlich wurde der Washerloc mit dem Hammer eingeschlagen (h). Mit einem 3,2mm Bohrer wurde anschließend das mit dem Pfriem entstandene Loch überbohrt, wobei der Bohrkanal nun komplett durch die Tibia bis zur dorsalen Kortikalis reichte (f). Die Bestimmung der Länge der Kortikalisschraube wurde anhand eines Tiefenmessers durchgeführt (j). Mit einem Schraubendreher wurde die passende Schraube mit selbstschneidendem Gewinde in das Bohrloch eingedreht (k). Es wurden Zugschrauben verwendet, die so lang waren, dass die gegenüberliegende Kortikalis als Verankerung miteinbezogen werden konnte. Nach Anziehen der Schraube wurde die korrekte Lage des Washers kontrolliert und die Versuche durchgeführt (l und m).

Die Aufhängung der Präparate im Lastrahmen erfolgte in der vorbeschriebenen Weise über einen Karabinerhaken, der durch die Sehnen Schlaufen geführt wurde. Die Tibia wurde über die Querbohrung im Tibiaschaft im Lastrahmen befestigt.



**Abb. 10:** Fixation des Transplantats mit dem Washerloc. Alle Sehnenschenkel sind von den Spitzen des Washerloc erfasst.



**Abb. 11:** Fertiges Tibiapräparat mit 4-fach Sehnentransplantat und Washerloc Verankerung.

### 3.2.2.4 Cross-Pin Sehnenverankerung

Zunächst wurde ein 4-fach Sehnenstransplantat angefertigt. Die auf 24cm gekürzte Sehne wurde an den Sehnenenden mit jeweils einem Haltefaden (Vicryl Stärke 2/0) versehen. Nach Doppellegen der Sehne, wurden die beiden resultierenden Enden miteinander in „Baseball-stitch“-Technik vernäht. Dabei wurde als Faden Ethibond Exel der Stärke 2/0 auf einer Länge von 25mm verwendet. Anschließend erfolgte eine Doppelung der 2-fach Sehne und eine erneute Naht in Baseball-Technik mit Ethibond Exel der Stärke 2/0. Im Gegensatz zu der Präparationstechnik beim Suture Disk und Washerloc wurden die freien Sehnenenden fest miteinander vernäht. Somit ergab sich ein 4-fach Sehnenbündel mit einer Länge von 6cm und einer Nahtlänge von 25mm (Abb. 12).

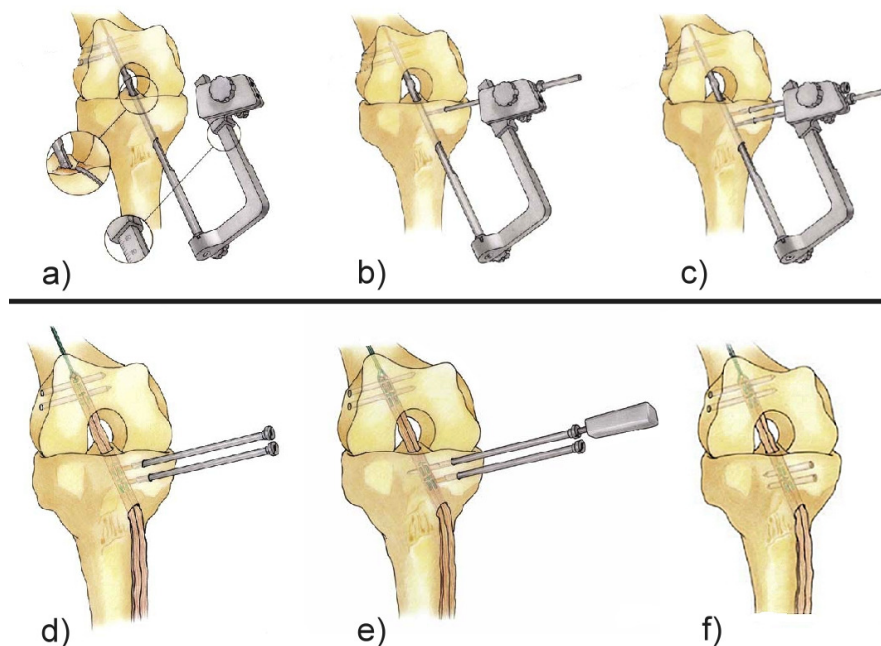


**Abb. 12:** Herstellung eines 4-fach Sehnenstransplantats für die Cross-Pin Fixation. Doppelung der Sehne zu einem 2-fach Sehnenstransplantat. Erneute Doppelung zu einem 4-fach Sehnenstransplantat mit fest vernähtem Sehnenstumpf.

Schließlich erfolgte die RSA Markierung des Transplantats. Es wurden Tantalmarker mit einem Durchmesser von 0,5mm verwendet. 6 Marker wurden von proximal nach distal im Bereich der Armierung mit Kanülen verteilt. Im Anschluss wurde der Transplantatdurchmesser in der vorbeschriebenen Weise bestimmt. In allen 10 Versuchen ergab sich ein Transplantatdurchmesser von 9mm.

Der nächste Schritt stellte die Verankerung der Cross-Pins im Sehnenstransplantat dar. Die Implantation erfolgte mit dem Rigidfix ST System, wobei während der ganzen Versuchsreihe die Originalinstrumente des Herstellers verwendet wurden. Dieses

Verankerungssystem ermöglicht eine gelenknahe Fixation des 4-fach Sehnentransplantats im Bohrkanal. Nach Anlegen eines Bohrkanals wurde der Tibiastab in entsprechender Größe in den Führungsrahmen eingesetzt, und der Führungsschlitten mit seinen Führungshülsen so eingestellt, dass ein Mindestabstand von 5mm zwischen dem proximalen Pin und der tibialen Gelenkfläche vorhanden war und die Pins in einem Winkel von  $80^\circ$  zum Bohrkanal lagen. Somit wurden die Eintrittspunkte für die Pins festgelegt. Der Abstand der beiden Eintrittspunkte betrug bei allen Versuchen 10mm (a) und (b). Anschließend erfolgte das Vorbohren der beiden Pin-Kanäle mit einem Spezialbohrer über die Führungshülsen, die zuvor in den Verriegelungstrokar eingebracht wurden. Dabei wurde die Hülse soweit vorgebohrt, bis die Nabe der Hülse auf den Führungsschlitten aufsetzte (c). Ein geringerer Durchmesser der vorgebohrten Kanäle im Vergleich zum Cross-Pin bewirkte eine höhere Festigkeit der Pinverankerung. Nun wurde der Trokar aus den Hülsen entfernt, wobei die Hülsen in der Tibia verblieben (d). Es erfolgte schließlich das Einziehen des Transplantats in den Bohrkanal. Mit größter Sorgfalt wurde darauf geachtet, dass sich der vernähte Bereich in Höhe der Führungshülsen befand. Unter Vorspannung wurden nun die Cross-Pins nacheinander über die Hülsen mit dem Einführungsstab und einem Hammer durch die Sehne in die Tibia eingebolzt. Die Eindringtiefe wurde durch die Abstufung des Einführungsstabes begrenzt. Schlussendlich wurden die Führungshülsen entfernt und die Pins bis zu einem bündigen Abschluss mit der Kortikalis nachgeschlagen (f).



**Abb. 13:** Schematische OP-Anleitung zur Implantation der Cross-Pins (modifiziert nach der OP-Anleitung des Herstellers).



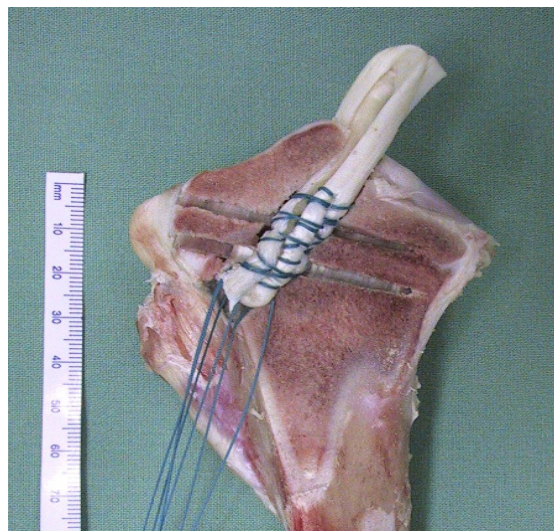
**Abb. 14:** Tibialer Führungsrahmen und Bohrlehre mit den Führungshülsen, zur Festlegung der Eintrittspunkte der Cross-Pins. Der Führungsstab befindet sich im tibialen Bohrkanal (Fa. Mitek, Ethicon, Norderstedt).

Die Aufhängung der Sehnentransplantate im Lastrahmen erfolgte, in der bereits beschriebenen Weise, über die Querbohrung im Tibiaschaft und auf der Transplantatseite über einen Karabinerhaken, der durch die Sehnenschlaufen geführt wurde.





**Abb. 15:** Fertiges Tibiatransplantat mit der Cross-Pin Fixation.



**Abb. 16:** Schnittpräparat des fertigen Tibiatransplantats mit der Cross-Pin Verankerung zur Demonstration des Verankerungssystems.

### 3.2.3 Versuchsaufbau

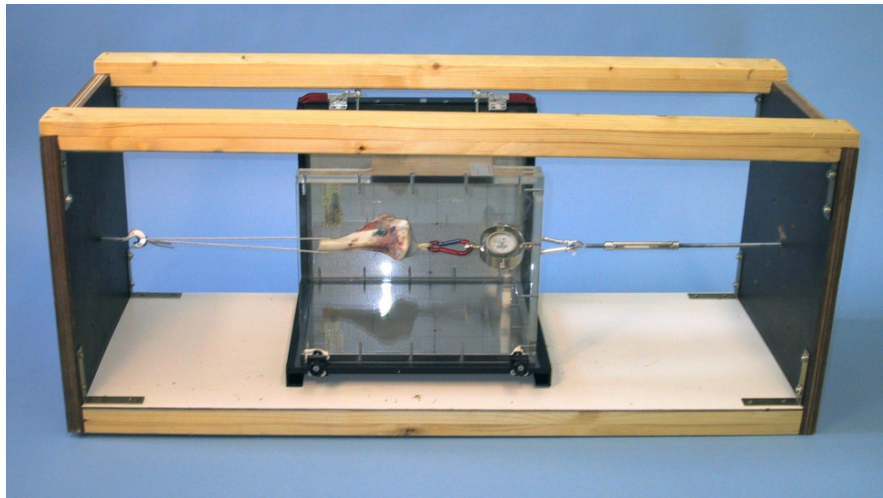
#### 3.2.3.1 Testapparatur

Für die Durchführung der Versuche wurde ein spezieller strahlentransparenter Lastrahmen aus Holz entwickelt. Dieser ermöglichte eine definierte Zugbelastung der Transplantate unter RSA-Kontrolle.

Die Maße des Lastrahmens betragen in der Länge 94cm, in der Höhe 40cm und in der Tiefe 35cm, wobei die Maße so gewählt wurden, dass der biplanare RSA-Kalibrierungskäfig (Kalibrierungskäfig Typ 10, Firma RSA BioMedical Innovations AB, Umeå, Schweden) in den Lastrahmen integriert werden konnte. Als Seitenwände wurden zwei 2cm dicke Siebdruckplatten mit den Maßen 35cm x 38,5cm verwendet. Diese wurden mit 4 rechteckigen Kanthölzern der Länge 90cm, der Breite 5,5cm und der Höhe 3,5cm verschraubt. Schließlich wurde auf die unteren zwei Kanthölzern eine 3mm dicke Spanplatte, als Auflagefläche für den Kalibrierungskäfig, befestigt. Des Weiteren wurden die Ecken der Testapparatur mit vier Stahlwinkeln verstärkt, um eine möglichst hohe Steifigkeit zu erreichen. Um eine streng axiale Krafteinwirkung zu erzielen, wurde jede Siebdruckplatte mit neun 6mm Einschlaggewinden versehen (Abb. 17).

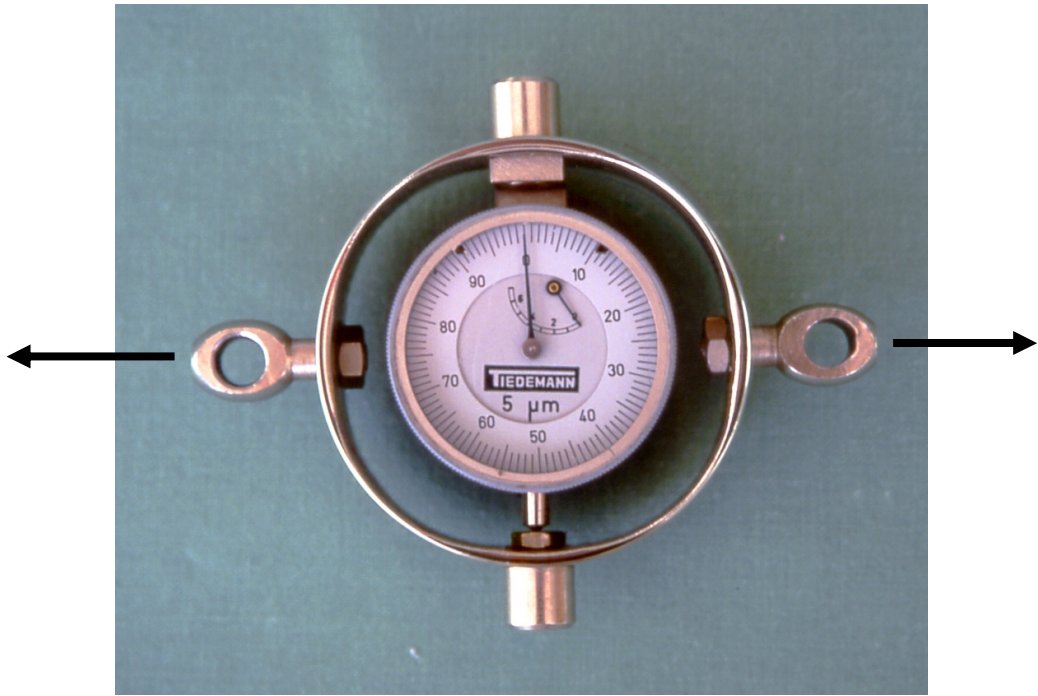
Die Aufhängung der Präparate in den Lastrahmen erfolgte auf der tibialen Seite durch einen Stahlhaken mit Langgewinde und einem Stahlseil. Dabei wurde der Haken in das mittlere Gewindeloch platziert und zusätzlich mit einer 6mm großen Flügelmutter von der Außenseite gesichert. Auf der Gegenseite wurde analog eine Gewindestange aus Stahl mit einer Länge von 40cm befestigt. Mit der Gewindestange wurde die Positionierung der Präparate durchgeführt. Die Gewindestange wurde dann mit einem handelsüblichen Wantenspanner verschraubt. Bei der Versuchsdurchführung wurde die gewünschte Zugkraft über den Wantenspanner manuell reguliert.

Über einen Karabinerhaken aus Aluminium wurden das Sehnenransplantat und der Wantenspanner mit der Zugöse eines Ringkraftmessers (Firma TIEDEMANN, Garmisch-Partenkirchen, Deutschland) verbunden.



**Abb. 17:** Lastrahmen mit biplanarem RSA-Kalibrierungskäfig. Der Tibiaschaft ist mit einem Stahlseil auf der linken Seite befestigt. Auf der rechten Seite wird das Sehnentransplantat über einen Karabinerhaken, der mit dem Ringkraftmesser verbunden ist, befestigt. Der Ringkraftmesser ist über einen Karabinerhaken mit dem Wantenspanner verbunden, der für die Regelung der Zugkraft verantwortlich ist.

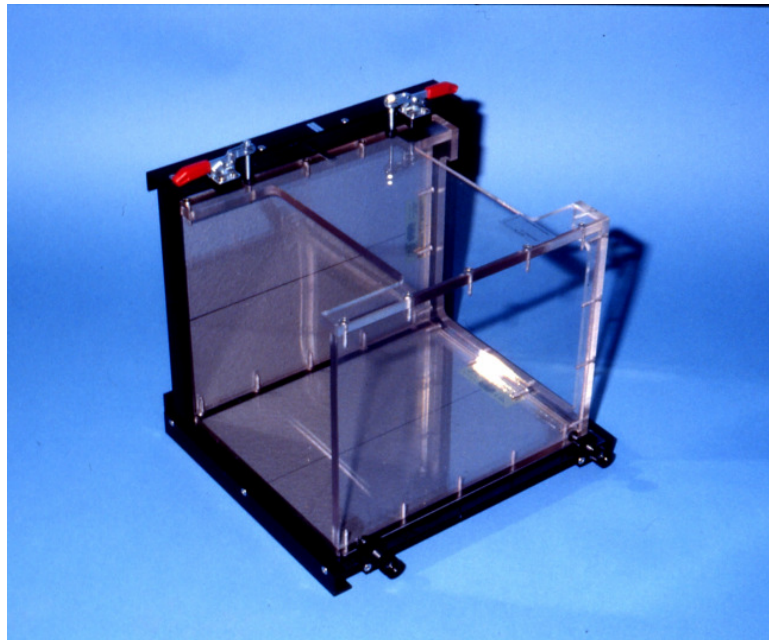
Der Ringkraftmesser ermöglicht eine nahezu wegfremde Kraftmessung. Bei Zugbelastung auf den Wantenspanner kommt es zu minimalen Deformierungen des äußeren Metallringes, die über eine Mikrometer-Messuhr des Ringkraftmessers bestimmt werden. Die Umrechnung der gemessenen Verformung (Mikrometern ( $\mu\text{m}$ )) in Newton (N) erfolgte mittels einer vom Hersteller vorgegebenen Eich-tabelle. Die Kraft soll hierbei möglichst axial auf den Kraftmesser einwirken. Im Sinne der Untersuchungen wurden die VKB-Transplantate deshalb auch axial belastet, was der biomechanischen ungünstigsten Situation in vivo entspricht. Die streng axiale Krafteinwirkung war durch die variablen Aufhängungspunkte in der Testapparatur gewährleistet. Der verwendete Ringkraftmesser ist geeicht von 0 bis 1500N Zuglast. Die Messgenauigkeit beträgt in diesem Bereich 10N.



**Abb. 18:** Ringkraftmesser der Firma Tiedemann, Verformungen des äußeren Ringes bei Zug- oder Druckbelastung werden von der innenliegenden Mikrometer-Messuhr erfasst.

### 3.2.3.2 Röntgenaufbau

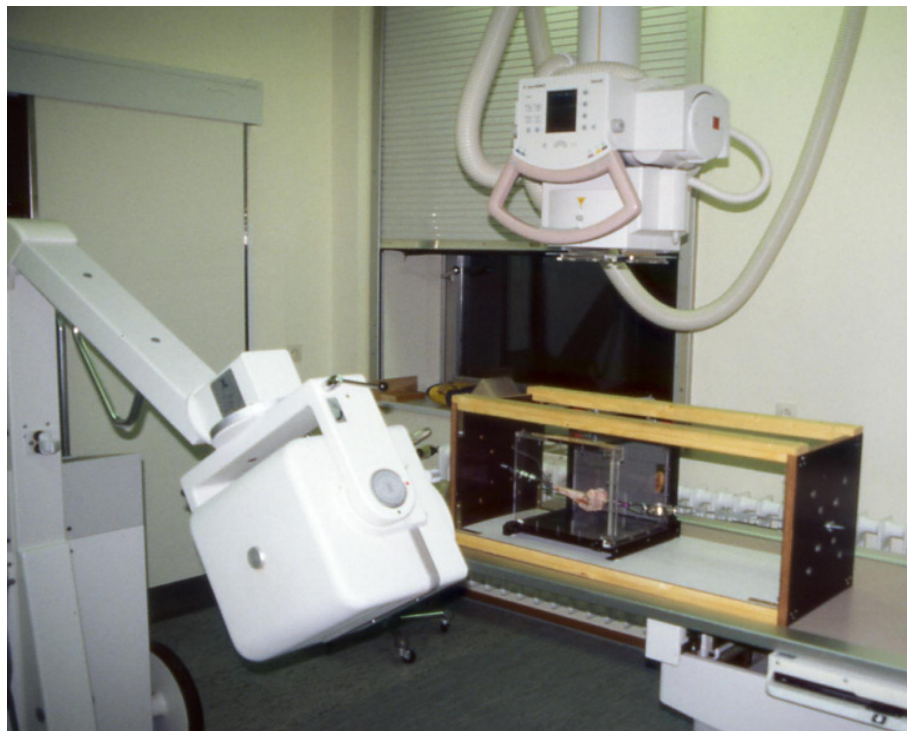
Um exakte RSA-Messungen durchzuführen, benötigt man einen speziellen RSA-Kalibrierungskäfig. Der Kalibrierungskäfig (Modell biplanar, Käfigtyp 10) der Firma RSA BioMedical Innovations AB (Umeå, Schweden) ist kubisch. Er besteht aus Plexiglas, mit den Maßen 33,5cm (Breite) x 29,5cm (Höhe) x 30cm (Tiefe). An den Seitenwänden sind Tantalmarkierungen als Referenzmarker angebracht. Diese Referenzmarker definieren das Laborkoordinatensystem für die späteren Messungen und Berechnungen der Markerpositionen. Seitlich und unten ist der Kalibrierungskäfig mit zwei Röntgenkassettenhaltern und davor liegend mit zwei Streustrahlenrastern ausgestattet. Handelsübliche Filmkassetten mit einem Film-Foliensystem des Formats 24cm x 32cm (AGFA-Ortho-Regular Verstärkerfolie in AGFA-Curix-Screens Kassetten, AGFA, Köln) wurden verwendet. Die Röntgenkassetten wurden mit hochauflösenden Röntgenfilmen der Firma AGFA (Curis HAT 1000 Plus AGFA, Köln) mit dem Format 24cm x 30cm versehen. Mit einer Filmentwicklungsmaschine der Firma AGFA (Curis HAT 530, Köln) wurden die Filme entwickelt.



**Abb. 19:** RSA-Kalibrierungskäfig (Modell biplanar, Käfigtyp 10) der Firma RSA Biomedical Innovations AB Umeå, Schweden.

Die RSA-Aufnahmen wurden mit zwei aufeinander senkrecht ausgerichteten Röntgenröhren durchgeführt. Es handelt sich um eine stationär installierte Röntgenanlage mit Deckenstativ (Philips Bucky Diagnost HAT, Philips Medizin System GmbH, Hamburg), sowie ein mobiles Röntgengerät (Siemens Mobilett Elma, Siemens AG, Erlangen). Bei der RSA wurden simultane Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Richtungen durchgeführt.

Die Versuchsanlage mit Kalibrierungskäfig und Versuchsobjekt wurde auf den Lagerungstisch der stationär installierten Röntgenanlage platziert. Anschließend erfolgte die Ausrichtung der beiden Röntgenröhren. Genau senkrecht zur Bodenplatte des Kalibrierungskäfigs wurde das Deckenstativ mit einem Fokusabstand von 100cm zur Filmkassette positioniert (Fokus 1). Das mobile Röntgengerät wurde seitlich mit einem Abstand von 100cm zur seitlichen Röntgenplatte und einem Röhrenversatz von  $90^\circ$  zur stationären Röntgenanlage ausgerichtet (Fokus 2). Fokus 1 entsprach somit einer a.p.-Aufnahme und Fokus 2 einer seitlichen Aufnahme des Objektes.



**Abb. 20:** Röntgenaufbau zur RSA: Eine stationär installierte Röntgenanlage mit Deckenstativ, sowie ein mobiles Röntgengerät.

Alle Röntgenaufnahmen wurden mit einer sogenannten „Hartstrahltechnik“ durchgeführt, das heißt hohe Röhrenspannung (kV) und niedrige Dosis (mAs). Mit Erhöhung der Röhrenspannung verbessert sich der Kontrast zwischen den Tantalmarkern und umgebenden Gewebe, gleichzeitig verringert sich die Strahlenexposition bei Patientenuntersuchungen. Zudem verkürzt sich die Belichtungszeit. Um die optimalen Belichtungsparameter zu ermitteln, wurden Vorversuche mit den Röntgengeräten durchgeführt. Bei allen durchgeführten Versuchsreihen wurden eine Röhrenspannung von 81kV und eine Strahlendosis von 1,0mAs verwendet. Es zeigte sich, dass die im Präparat implantierten Tantal-Marker, sowie der Suture Disk und der Washerloc bei diesen Geräteparametern am besten dargestellt wurden.

Mit der Fernbedienung der Röntgengeräte erfolgte dann die simultane Auslösung der Röntgenaufnahmen.

### 3.2.4 RSA-Untersuchungen

Die RSA-Technik ermöglicht die Bewegungen der Transplantate im Bohrkanal bei den verschiedenen Fixationen präzise zu messen. Damit diese Messungen möglich waren, mussten verschiedene Arbeitsschritte der Reihe nach ausgeführt werden:

1. Implantation der Tantalmarker
2. Stereografische Röntgenuntersuchung
3. Einlesen der Röntgenbilder und der Markerposition in das Computersystem
4. Berechnung der Markerposition im Raum
5. Bewegungsanalyse

#### ad 1.: Implantation der Tantalmarker

Wie schon oben beschrieben wurden Tantalmarker der Größen 0,5mm, 0,8mm und 1mm als Messpunkte in die Objekte eingebracht. Um ein sogenanntes „Bewegungssegment“ zu erhalten, müssen mindestens 3 Marker pro Untersuchungsobjekt (Tibia, Sehne) implantiert werden, wobei zwischen sogenannten fixen und mobilen Bewegungssegmenten unterschieden wird. Im vorliegenden Versuch stellt die Tibia das fixe Segment, und die Sehne das mobile Segment dar. Je höher die Zahl der implantierten Marker, desto höher ist die Genauigkeit der RSA. Deshalb wurden bei allen Versuchen zwischen 6 – 8 Marker pro Bewegungssegment eingebracht. Es wurde auch darauf geachtet, dass die Marker nicht zu dicht beieinander lagen, um so Überlagerungen in den stereographischen Röntgenaufnahmen zu vermeiden.

#### ad 2.: Stereographische Röntgenuntersuchungen

Für die RSA-Aufnahmen werden zwei aufeinander senkrecht ausgerichtete Röntgenröhren im 90°-Röhrenversatz benötigt. Hierzu können handelsübliche mobile oder fest installierte Röntgengeräte verwendet werden. Bei allen Versuchen wurden, wie zuvor beschrieben, ein mobiles und ein festinstalliertes Röntgengerät verwendet.



Nach Auslösen der Aufnahmen, wurden die fertigen Bildpaare einer Versuchsreihe entsprechend der zugehörigen Belastung beschriftet und geordnet. Das fertige Bildpaar bildet jeweils eine Einheit.

ad 3.: Einlesen der Röntgenbilder und der Markerposition in das Computersystem

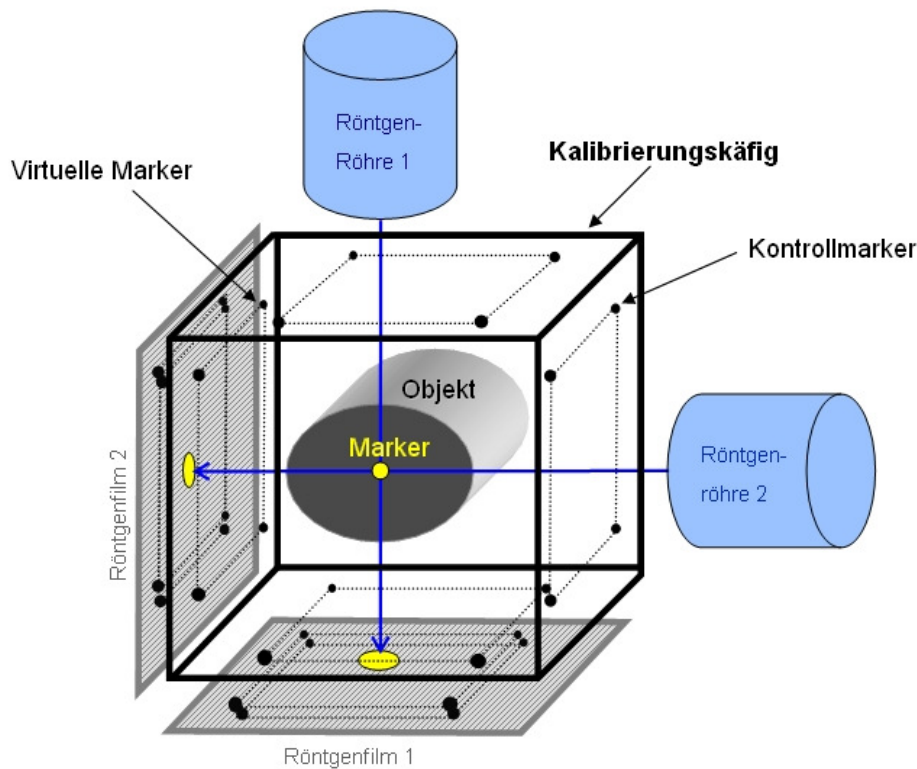
Mit einem Präzisionsdurchlichtscanner in Flachbettbauweise (Mirage II SCSI, UMAX GmbH, Deutschland) wurden die Röntgenbilder unter Verwendung des zugehörigen Scanprogrammes (MagicScan 32, Version 4.3, UMAX GmbH, Deutschland) in das RSA-Computersystem eingelesen. Die Auflösung betrug dabei 300 dpi (dots-per-inch). Mittels eines handelsüblichen Personalcomputer (Dell-Desktop-PC, Pentium III, 128MB RAM, 12GB Festplattenspeicher, Dell Computer-Systems AG, Deutschland) wurden die Bilder verarbeitet und die RSA-Berechnungen durchgeführt.



**Abb. 21:** RSA-Arbeitsplatz mit Computer, Großbildschirm und DIN A3 Durchlichtscanner.

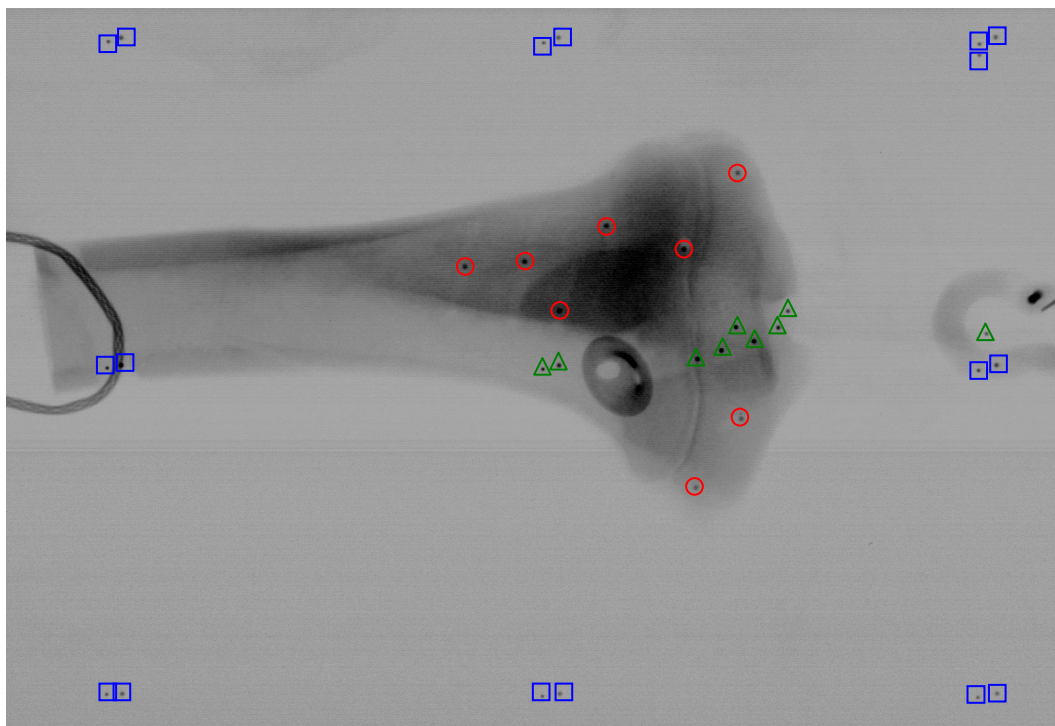
Die Verarbeitung der Bilder erfolgte mit den RSA-Programmen zur digitalen Bildanalyse (UmRSA Digital Scan 1.0 und UmRSA Digital Measure 1.0, RSA Biomedical Innovations AB, Umeå, Schweden). Mittels eines weiterentwickelten RSA-Programmes (UmRSA 4.0, RSA Biomedical Innovations AB, Umeå, Schweden) wurden die Daten sowie die Berechnung der Bewegungsanalyse durchgeführt. Beide Programme bauen aufeinander auf und sind miteinander verknüpft.

Wichtig beim Einlesen der Röntgenbilder war die genaue Differenzierung der abgebildeten Tantalmarkierungen. Unterschieden wurde zwischen Tantal-Markern des Kalibrierungskäfigs und den Tantal-Markern des Versuchsobjektes (sogenannte Objektmarker). Die Marker des Kalibrierungskäfigs wurden in filmnahe, kleine Marker (virtuelle Marker), sowie in filmferne, große Marker (Kontrollmarker) unterschieden.



**Abb. 22:** Schemazeichnung zur Funktionsweise des Kalibrierungskäfigs. Die Marker des Versuchsobjektes und die Marker des Kalibrierungskäfigs werden auf den beiden Röntgenfilmen dargestellt.

Nach Identifikation erhielt jeder Marker eine dreistellige Nummer. Durch entsprechend festgelegten Nummerfolgen wurden die Kalibrierungsmarker von den Objektmarkern unterschieden. Mit größter Sorgfalt wurde darauf geachtet, dass die korrespondierenden Marker auf dem Bildpaar stets die gleiche Nummer erhielten. Bei Verwechslung der Nummern kann eine Berechnung der Markerposition im Raum nicht durchgeführt werden. Nach Identifizierung der Objektmarker wurden die Marker des Kalibrierungskäfigs bestimmt. Normalerweise liegen diese größtenteils außerhalb des Objektes. Sie haben definierte Abstände zueinander und werden semiautomatisch vom Programm erkannt und in das System eingelesen. Die Kalibrierungsmarker eines Filmes stellen als Gesamtheit ein zweidimensionales Koordinatensystem dar.



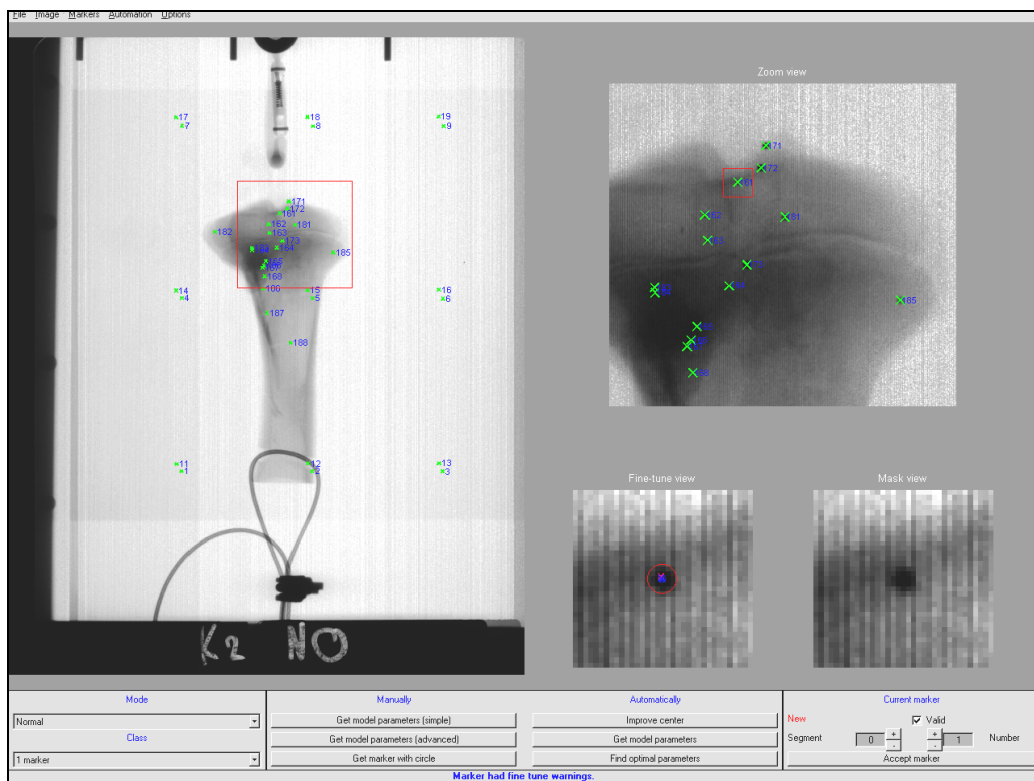
**Abb. 23:** Röntgenbild mit RSA-Tantal-Markierung am Beispiel des Suture Disk.

△= Objektmarker = Sehne

○= Objektmarker = Knochen

□= Marker des Kalibrierungskäfig

Das Zentrum eines Markers wird durch spezielle mathematische Algorithmen berechnet. Somit konnte eine genaue Objektmarkerposition innerhalb des Filmkoordinatensystems ermittelt werden.



**Abb. 24:** Identifikation und Nummerierung der Objektmarker und Kalibrierungsmarker anhand des RSA-Programms (UmRSA 4.0, RSA Biomedical Innovations AB, Umeå, Schweden).

## ad 4.: Berechnung der Markerposition im Raum

Um die Markerbewegungen zwischen den einzelnen Messungen zu erfassen, berechnet der Computer einen virtuellen, dreidimensionalen Raum. Dieser Raum wird durch mehrere Berechnungsschritte im RSA-Programm erstellt.

Alle Marker des Kalibrierungskäfigs sind im System in Form von Geometrie und Anordnung gespeichert. Durch die Achsenverschiebung der Röntgenröhre und den divergierenden Strahlengang sind die eingelesenen zweidimensionalen Koordinaten des Kalibrierungskäfigs verschoben wiedergegeben. Diese Verzeichnung wird berechnet und ein so genanntes Laborkoordinatensystem bestimmt:

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n r_i^2}$$

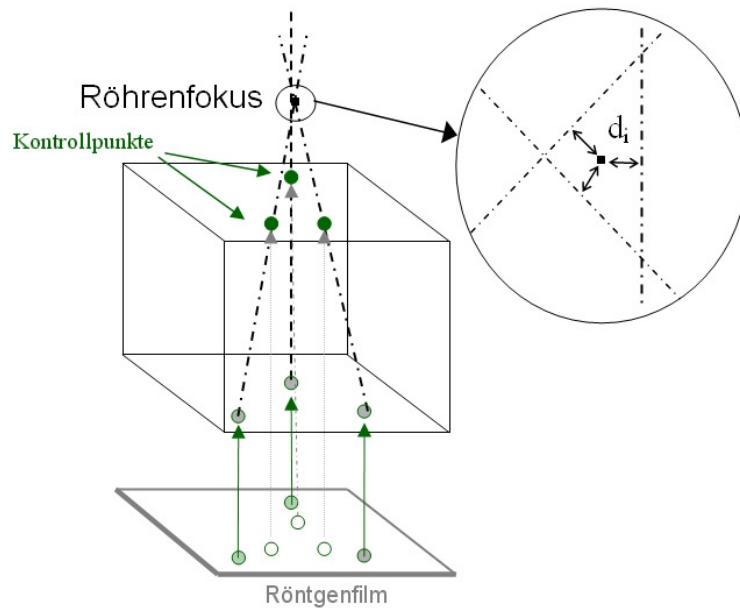
Radialer Fehler  $r_i$  ( $i = 1, \dots, n$ )  
 $n$  = Anzahl der virtuellen Marker

Im zweiten Schritt wird nun die exakte Position der Röntgenröhren in Relation zum Kalibrierungskäfig bestimmt. Die auf den Röntgenfilmen abgebildeten Kontrollpunkte des Kalibrierungskäfigs werden in das Laborkoordinatensystem übermittelt. Die jeweils gegenüberliegenden Kontrollmarker des Käfigs werden durch eine Gerade verbunden. Bei idealen Bedingungen schneiden sich die Geraden der Kontrollpunkte in einem käfigfernen Punkt. Dieser entspricht dem Fokus der Röntgenröhre.

Die Geraden zeigen geringe Abweichungen des Schnittpunktes aufgrund von immer vorhandenen Messungenauigkeiten. Mit folgender Näherung wird deshalb die genaue Lage des Röntgenfokus bestimmt:

$$\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i^2}$$

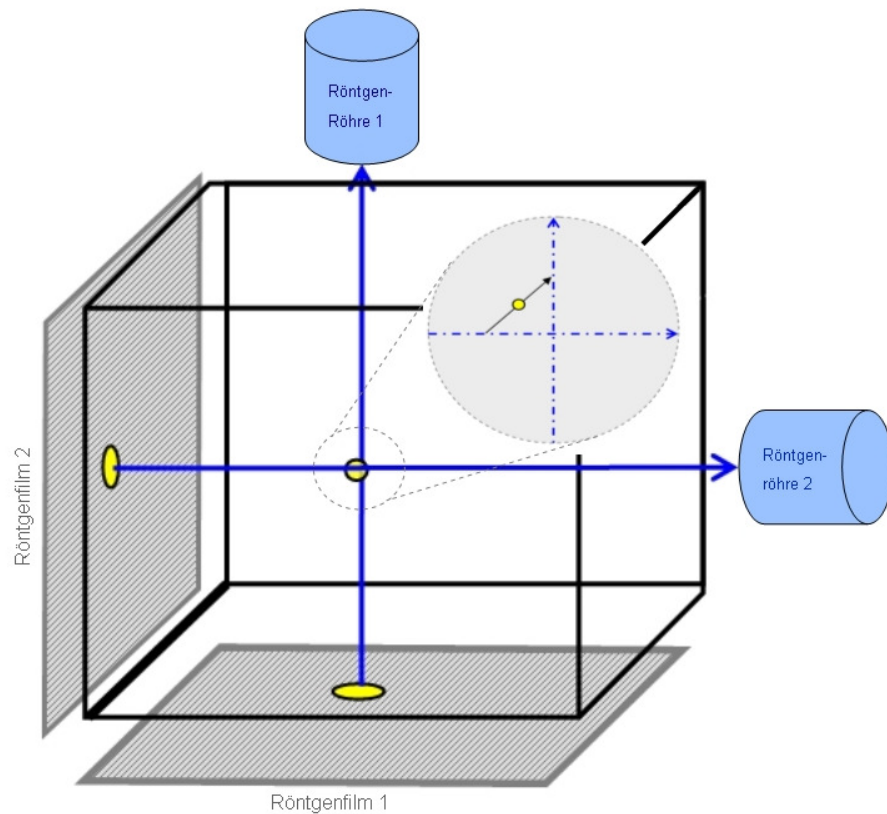
$d_i$  = Abstand zwischen den berechneten Geraden  $i$   
 und dem berechneten Fokus  
 $n$  = Anzahl der Kontrollpunkte



**Abb. 25:** Berechnung der Fokuskordinaten: Die Kalibrierungskordinaten werden in Laborkordinaten umgewandelt, und zu einer Geraden verbunden. Schnitt der Geraden entspricht dem Fokus der Röntgenröhren.

Im letzten Arbeitsschritt wird die genaue Position der Objektmarker innerhalb des Kalibrierungskäfigs berechnet. Zwei Geraden werden bestimmt, sogenannte Schnittlinien, welche die Filmposition des Objektmarkers mit dem jeweilig korrespondierenden Röntgenfokus verbinden. Idealerweise schneiden sich die beiden Linien in einem Punkt. Dieser Punkt entspricht der dreidimensionalen Position des Objektmarkers im Kalibrierungskäfig.

Aufgrund der immer vorhandenen geringfügigen Toleranz schneiden sich die Geraden nicht ideal in einem Punkt. Als Schnittpunkt wird deshalb der Mittelpunkt einer Linie definiert, die den geringsten Abstand zu den Geraden besitzt. Gleichzeitig stellt das Maß dieser Verbindungslinie den sogenannten Fehlervektor dar. Vom System wird er angegeben, um so eine Kontrolle über die Genauigkeit der Messungen zu haben. Der Mittelpunkt des Fehlervektors stellt die Position des Objektmarkers im Koordinatensystem dar. Jede Position des implantierten Objektmarkers wird auf diese Weise bestimmt. Nur so ist es möglich, die Bewegungen der Objektmarker zu erfassen und zu vergleichen.



**Abb. 26:** Bestimmung der Markerposition im Koordinatensystem und Berechnung des Fehlervektors.

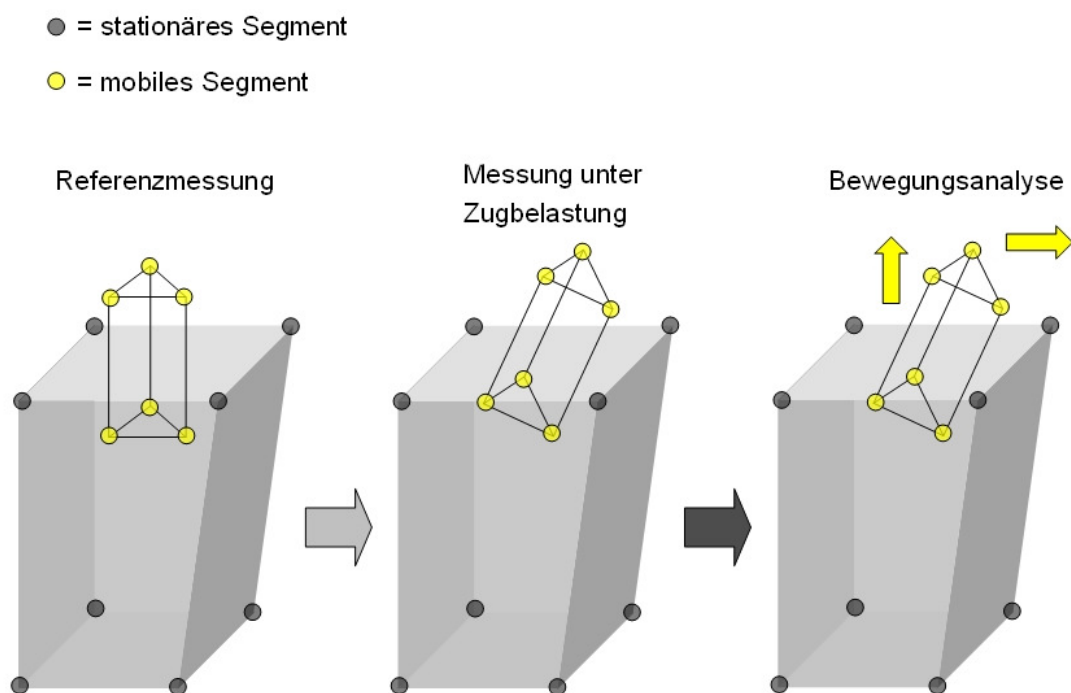
#### ad 5.: Bewegungsanalyse

Alle Tantalmarker eines Segmentes werden nach Berechnung der Markerpositionen zu einem Polygon zusammengefasst. Dies ist ein Vieleck, dessen Eckpunkte aus den Tantalmarkern eines Bewegungssegmentes bestehen. In allen Versuchen wurden jeweils die Marker der Tibia und die Marker im Transplantat zu einem Bewegungssegment zusammengefasst. Wobei die Tibia das stationäre Segment und das Sehnentransplantat das mobile Segment darstellte. Bei den aufeinander folgenden Untersuchungen wird durch das RSA-Programm versucht, diese Polygone zu rekonstruieren und mit den vorherigen Polygonen zu vergleichen. Es werden dabei die Abstände aller Marker innerhalb des Segmentes überprüft. Die Polygone sind unter idealen Bedingungen über den kompletten Untersuchungsverlauf stabil. Instabilität eines implantierten Markers, Fehlnummerierungen und schlechte Bildqualität können zu Deformationen des Vielecks führen. Mit dem integrierten Rigid-Body Test wird die Messgenauigkeit der

Polygone überprüft (SELVIK, 1990). Durch diesen Test können instabile Marker identifiziert, und von der Messung ausgeschlossen werden. Durch diesen Kontrollvorgang wird die Messgenauigkeit des Systems gewährleistet.

Im nächsten Schritt wird nun die Bewegungsanalyse des mobilen Segmentes gegenüber dem stationären Segmentes bestimmt. Es können Relativbewegungen in alle Bewegungsrichtungen präzise erfasst werden. Rotationen können ebenfalls bestimmt werden. Hierzu sind allerdings mindestens drei stabile Marker notwendig. Möglich ist auch eine Bewegungsanalyse einzelner Marker. Allerdings ist diese Messung mit einer höheren Messgenauigkeit verbunden, da der Rigid-Body Test nicht durchgeführt werden kann.

Mit dem RSA-Programm zur Bewegungsanalyse (UmRSA Kinematics, RSA BioMedical InnovationAB, Umeå, Schweden) wurden die Relativbewegungen des Transplantats im Vergleich zur Tibia berechnet (siehe unten).



**Abb. 27:** RSA-Bewegungsanalyse: Relativbewegungen vom Bewegungssegment (Transplantat) zum Referenzsegment (Tibia) werden im Vergleich berechnet.



### **3.3 Durchführung der Untersuchung**

#### **3.3.1 Versuchsdurchführung**

Alle Versuche wurden unter gleichen, standardisierten Bedingungen durchgeführt. Nach dem Testapparat und Röntgenaufbau, wie oben beschrieben, angeordnet waren, achtete man darauf, dass die Position der Röntgenröhren in Relation zur Testapparat während der Versuchsreihe nicht verändert wurde, um zusätzliche Messfehler zu vermeiden. Während der Versuche wurden die Präparate kontinuierlich mit physiologischer Kochsalzlösung befeuchtet.

Bei allen Versuchsgruppen wurde vor Beginn der Messungen eine Präkonditionierung der Präparate vorgenommen. Hierbei wurde das Transplantat dreimal mit einer Zugkraft von 100N über 1 Minute belastet und wieder entlastet. Im Anschluss erfolgte die RSA-Referenzmessung nach 10 Minuten Relaxationszeit ohne Belastung des Transplantats. Diese Messung wurde als Ausgangspunkt für diese Messreihe gewertet.

Nach Durchführung der Referenzmessung, wurde das Transplantat bis zum Versagen schrittweise mit axialem Zug belastet. Mit einer initialen Zuglast von 100N wurde begonnen. Die Zuglast wurde schrittweise um 50N erhöht. Unter Zugbelastung wurden die RSA-Messungen durchgeführt, um die elastischen (reversiblen) Deformitäten zu erfassen. Nach Zugbelastung erfolgte die sofortige Entlastung des Transplantats. Die entstandenen Bilder wurden direkt im Anschluss mit der oben genannten Entwicklungsmaschine entwickelt und beschriftet. Dieser Vorgang dauerte ca. 10 Minuten. In dieser Zeit befand sich das Sehnen transplantat in einem relaxierten Zustand. Nun erfolgte die nächste RSA-Messung in entlastetem Zustand. Diese Aufnahmen dokumentierten die plastischen (irreversiblen) Deformationen. Diese stufenweise Aufbelastung wurde bis zum Versagen des VKB-Konstruktes durchgeführt.

Als Versagen wurde entweder das plötzliche Ausreißen des Transplantats oder das kontinuierliche Nachgeben, wodurch keine weitere Belastungssteigerung möglich war, gewertet. Mittels des Schleppzeigers am Ringkraftmesser konnte die maximale

Haltekraft ermittelt werden. Der Versagensmechanismus wurde visuell erfasst und dokumentiert. Nach Versagen des Transplantats wurde noch eine RSA-Messung zur Kontrolle des Versagenszustandes durchgeführt. Abschließend wurden alle Präparate mittels einer Bandsäge parallel zum Bohrkanal aufgesägt, um jeweils den Versagensmechanismus makroskopisch zu beurteilen und um eine Fotodokumentation und schriftliche Dokumentation durchzuführen.

### 3.3.2 Auswertung

#### 3.3.2.1 RSA-Bewegungsanalyse

Im RSA-Programm zur Bewegungsanalyse (UmRSA Kinematics, RSA BioMedical Innovation AB, Umeå, Schweden) (SELVIK, 1989 und 1990; NYSTRÖM, 1990) können die Relativbewegungen zwischen Transplantat und Tibia berechnet werden:

- Modus Wachstum („Growth“):

Distanzänderungen von Markern zwischen einzelnen RSA-Messungen konnten hiermit berechnet werden. Eine Aussage über die Bewegungsrichtung der Marker ist mit diesem Modus nicht möglich (NYSTRÖM, 1990).

- Modus Punktbewegung („Pointmotion“):

Relativbewegungen einzelner Objektmarker im Verlauf einer Belastungsreihe unter Bezug zur Referenzmessung (Tibia) wurden mit diesem Modus bestimmt. Bewegungen einzelner Anteile eines Transplantats konnten isoliert berechnet werden.

- Modus Segmentbewegung („Segmentmotion“):

Mit diesem Modus wird die höchste Messgenauigkeit erzielt. Die Fehler der Einzelmessungen werden hierbei weitgehend nivelliert. Zur dreidimensionalen Bewegungsanalysen wurde hauptsächlich dieses Programm eingesetzt. Damit mit diesem Programm gearbeitet werden konnte, war ein Minimum von drei stabilen Markern pro Bewegungssegment (Polygon) notwendig. Der Stabilitätsgrenzwert der Polygone wurde im System auf einen Grenzwert von 0,25mm festgelegt. Automatisch wurde auf diesen Grenzwert durch den Rigid-Body Test geprüft. Das heißt, wenn sich

Objektmarker um mehr als 0,25mm relativ zu den übrigen Markern ihres Bewegungssegmentes bewegten, wurden sie aus dem Polygon ausgeschlossen (SELVIK, 1989 und 1990; NYSTRÖM, 1990). Wenn sich hierdurch weniger als drei stabile Marker eines Segmentes ergaben, wurde die Bewegungsanalyse mittels „Pointmotion“ durchgeführt.

### 3.3.2.2 Messgrößen

- Maximale Haltekraft (Versagenslast):

Die Haltekraft der Transplantatfixation wurde mit dem Ringkraftmesser bestimmt und besagt bei welcher Spitzenlast die Transplantatfixation versagte.

- Versagensmechanismus:

Dieser Mechanismus wurde visuell erfasst und fotodokumentiert unter Berücksichtigung der RSA-Auswertung.

- Elastische Verformung (Bungee-Effekt):

Aus der Differenz zwischen Belastungs- und Entlastungswert bei einer Belastungsstufe wurde die reversible Deformierung der Verankerung ermittelt.

- Plastische Verformung:

Aus den RSA-Werten nach Entlastung wurde die irreversible Verformung berechnet.

- Elastizitätsgrenze:

Die Elastizitätsgrenze ist definiert als Grenze, die erreicht ist, wenn eine Last erstmals zu einer plastischen Deformierung der Fixation führt. Die Grenze wurde bei 0,25mm festgelegt und aus den RSA-Werten für die plastische Migration bestimmt.

- Lineare Steifigkeit:

Aus den Messwerten für die elastische Transplantatbewegung wurde die lineare Steifigkeit der Fixation ermittelt, d.h. die Last die einwirken kann bevor eine plastische Verformung der Fixation eintritt.

### 3.3.2.3 Statistik

Die Messgenauigkeit wurde mit Hilfe der doppelt durchgeführten RSA-Referenzmessungen bestimmt. Idealerweise sollten keine Relativbewegungen der Marker untereinander bei der RSA-Auswertung zwischen den beiden nacheinander durchgeführten Referenzmessungen auftreten. Mit Hilfe der Dahlberg-Formel (DAHLBERG, 1940) wurde die tatsächliche Messgenauigkeit anhand von 10 Doppelmessungen bestimmt. Deshalb wurden 10 Referenzmessungen in einem Abstand von jeweils 2 Minuten durchgeführt.

$$\sqrt{\frac{1}{2n} \sum_{i=1}^n d_i^2}$$

$d_i$  = Differenz der beiden Messungen des Parameters  $i$   
 $n$  = Anzahl der Messungen ( $n=10$ )

Mittels der „Analysis of Variance“ (ANOVA) mit nachfolgendem Post-hoc-Test wurde die statistische Auswertung der unabhängigen Messgruppen durchgeführt. Verwendet wurde dabei das Statistikprogramm Instant Biostatistics 5.0.1 (InStat, GraphPad Software, San Diego, USA). Die signifikante Abweichung der Ergebnisse von der Normalverteilung wurde mittels Kolmogorov-Smirnov-Test ermittelt ( $p < 0,05$ ). Auf Varianzhomogenität der Gruppenmittelwerte wurde mit  $p < 0,05$  geprüft.

Der Vergleich der Gruppen erfolgte mit dem Tukey-Kramer-Multiple-Comparison-Test. Nur bei  $p$ -Werten  $< 0,05$  wurde eine statistische Signifikanz zwischen den Vergleichsgruppen zugrunde gelegt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Maximalkraft

Die maximale Haltekraft der Washerloc Verankerung beim 4-fach Sehnentransplantat lag mit  $745 \pm 178\text{N}$  über den maximalen Haltekräften der Cross-Pin Verankerung ( $647 \pm 113\text{N}$ ) und der Suture Disk Verankerung ( $445 \pm 36\text{N}$ ), wobei die Haltekräfte der Washerloc Verankerung mit Maximalwerten von 485N bis 1000N die höchste Streubreite aufwiesen. Die Streubreite der Suture Disk Verankerung war mit Werten zwischen 390N und 500N deutlich geringer. Die maximalen Haltekräfte aller Einzelversuche sind in Tabelle 1 aufgelistet:

Versuch Nr.	Suture Disk	Washerloc	Cross-Pin
1	410N	1000N	655N
2	490N	520N	690N
3	445N	775N	475N
4	405N	790N	670N
5	390N	485N	640N
6	465N	640N	550N
7	435N	600N	535N
8	465N	800N	875N
9	450N	895N	745N
10	500N	950N	640N
<b>Min</b>	390N	485N	535N
<b>Max</b>	500N	1000N	875N
<b>Stabw</b>	36N	178N	113N
<b>MW</b>	445N	745N	647N

**Tab. 1:** Ergebnisse der maximalen Haltekräfte aller drei Versuchsreihen.

## 4.2 Versagensmodus

### 4.2.1 Suture Disk

Das Versagen der Suture Disk Fixation beruhte in allen Fällen auf einer Ruptur des Fadenmaterials. Zunächst kam es zu einer Ruptur von einem der beiden Haltefäden eines Sehnenschenkels. Kurze Zeit später riss der zweite Polyesterfaden des Sehnenschenkels aufgrund der resultierenden Mehrbelastung. Dabei versagten die Fäden an den Fadenlöchern des Suture Disk. Da die 4 Sehnenschenkel untereinander nicht vernäht waren, kam es zum Ausriss eines Sehnenschenkels aus der Verankerung, und somit zum Versagen einer Sehnenschlaufe. Schließlich versagte danach auch unmittelbar die zweite Schlaufe über den bereits beschriebenen Mechanismus.

Es zeigte sich in allen Versuchen, dass ein Riss der Sehne oder ein Ausriss des Fadens aus der Sehne nicht die Ursache des Transplantatversagens war.

### 4.2.2 Washerloc

Das Versagen der Washerloc Verankerung beruhte auf zwei Versagensmechanismen:

In 8 Fällen führte ein Sehnenausriss an der Fixation mit dem Washer zum Versagen. Die 4 Sehnenschenkel wurden nicht gleichmäßig durch die Pins des Washers fixiert. So kam es vor, dass sich trotz sorgfältiger Präparation, die Sehnenschenkel unter dem Washerloc überlagerten. Teilweise wurden die Sehnenschenkel nicht gleichmäßig von den Pins erfasst. Zunächst kam es zum Ausriss eines Sehnenschenkels aus der Verankerung, und damit zum Nachgeben einer Sehnenschlaufe. Schließlich versagte auf die gleiche Weise die andere Sehnenschlaufe. In diesen Fällen hatte sich der Washerloc selbst nicht gelockert. Die Schraube war weiterhin fest in der gegenüberliegenden Kortikalis verankert. Die Verankerung des Sehnentransplantats versagte an der Fixationsstelle mit den Spikes.

In 2 Fällen kam es nicht zum Ausriss der Sehne, sondern zum Nachgeben des Washerloc. Dabei lockerten sich die proximalen Pins und lösten sich vom Knochen,

während sich der distale Anteil des Washers in den Knochen bohrte. Schließlich kam es zum Ausriss einzelner Sehnenschenkel und somit zum Versagen der einen Sehnenschlaufe und schließlich zum Nachgeben der zweiten Sehnenschlaufe. Bei einer Zuglast von 1000N, löste sich zusätzlich das Gewinde der Schraube aus der gegenüberliegenden Kortikalis.

In keinem Versuch war eine Ruptur der Sehnenschenkel proximal der Fixation zu erkennen.

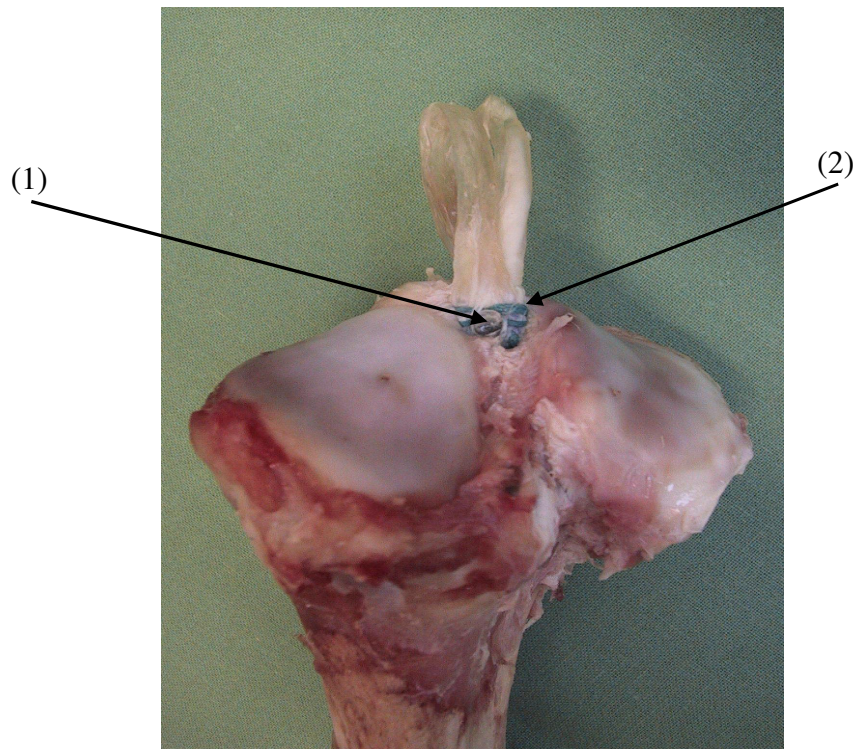
#### 4.2.3 Cross-Pins

In dieser Gruppe wurden 2 Versagensmechanismen beobachtet:

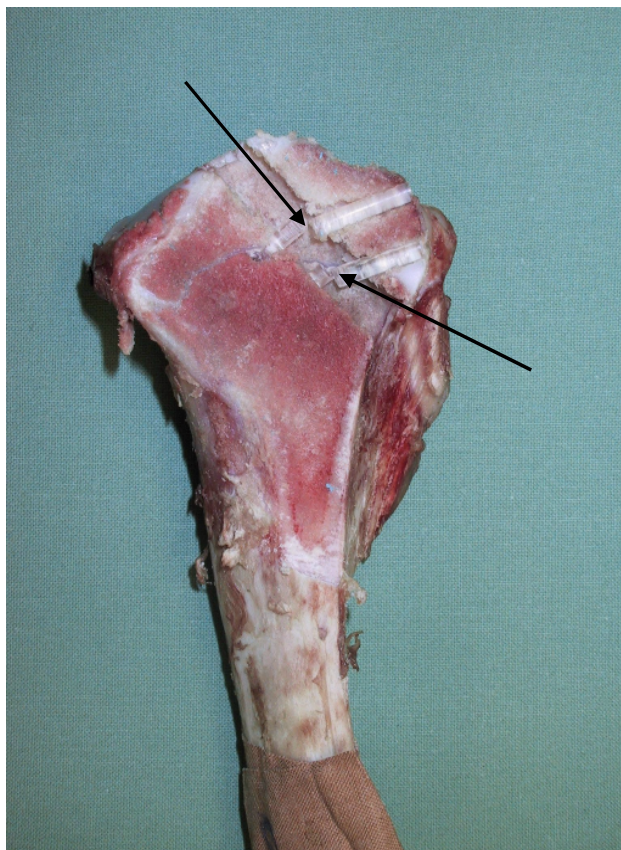
In 7 Fällen wurde ein Bruch der Pins im Verankerungsbereich beobachtet. Anhand der Schnittpräparation erkannte man, in allen Versuchen, eine mittige Lage der Pins im Bohrkanal. Der Bruch der Pins zeigte sich im Bereich des Durchtritts durch den Bohrkanal. Teilweise wurden die gelenknahen, gebrochenen Pins mit dem Sehnentransplantat aus dem Bohrkanal herausgezogen.

In 3 Fällen wurde zunächst der Ausriss eines Sehnenschenkels beobachtet. Es kam zum Nachgeben dieser einen Sehnenschlaufe. Anschließend versagte die noch verbliebene Sehnenschlaufe aufgrund der resultierenden Überlastung über den bereits vorbeschriebenen Mechanismus. Dieser Mechanismus führte in diesen 3 Fällen zur geringsten Haltekraft. Ursächlich war eine mangelhafte Verankerung des betroffenen Sehnenschenkels durch die Pins.

Bei beiden Versagensmechanismen beobachtete man ein kontinuierliches Herausrutschen des Sehnenendes aus dem tibialen Bohrkanal. Im Bereich der Versagenslast wurden die Armierungen der Sehnenenden gelenkseitig sichtbar.



**Abb. 28:** Ausriss des Sehnenschenkels mit der Cross-Pin Verankerung und somit ein Nachgeben der Sehnenschleife. Der Pfeil (1) zeigt auf einen gebrochenen Cross-Pin. Der Pfeil (2) zeigt die Fadenarmierung, die beim sukzessiven Rutschen in Zugrichtung aus dem tibialen Bohrkanal sichtbar wird.



**Abb. 29:** Bruch der Cross-Pins in der Mitte des Bohrkanals. Die rupturierten Sehnenschenkel wurden für die Fotodokumentation entfernt.



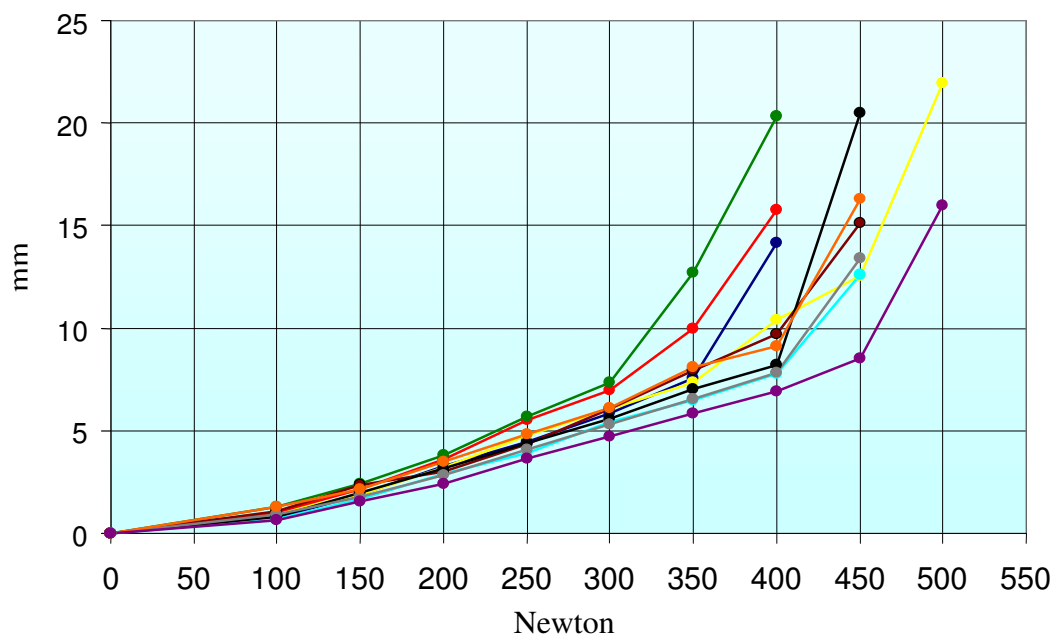
### 4.3 Bewegungsanalyse der Sehnen transplantate

#### 4.3.1 Suture Disk

Die Bewegungen des Sehnen transplantats in Zugrichtung sind in einer Weg-Kraftkurve dargestellt (Abb. 30). In nahezu allen Versuchen zeigten sie besonders im submaximalen Bereich identische Kurvenverläufe.

Unter Belastung kam es zu starken elastischen Bewegungen. Schon bei 100N Belastung fand sich eine elastische Bewegung des Transplantats von  $0,95 \pm 0,22\text{mm}$  in Zugrichtung. Bei 200N Last zeigte sich eine Bewegung von  $3,17 \pm 0,40\text{mm}$  und bei 400N eine Bewegung von  $11,02 \pm 4,35\text{mm}$ .

Bei maximaler Belastung unmittelbar vor Versagen der Fixation wurde eine elastische Transplantatbewegung von  $16,62 \pm 3,05\text{mm}$  ( $12,60 - 21,95\text{mm}$ ) gemessen. Somit nahmen in allen Versuchsreihen die elastischen Transplantatbewegungen unter Last progressiv zu.



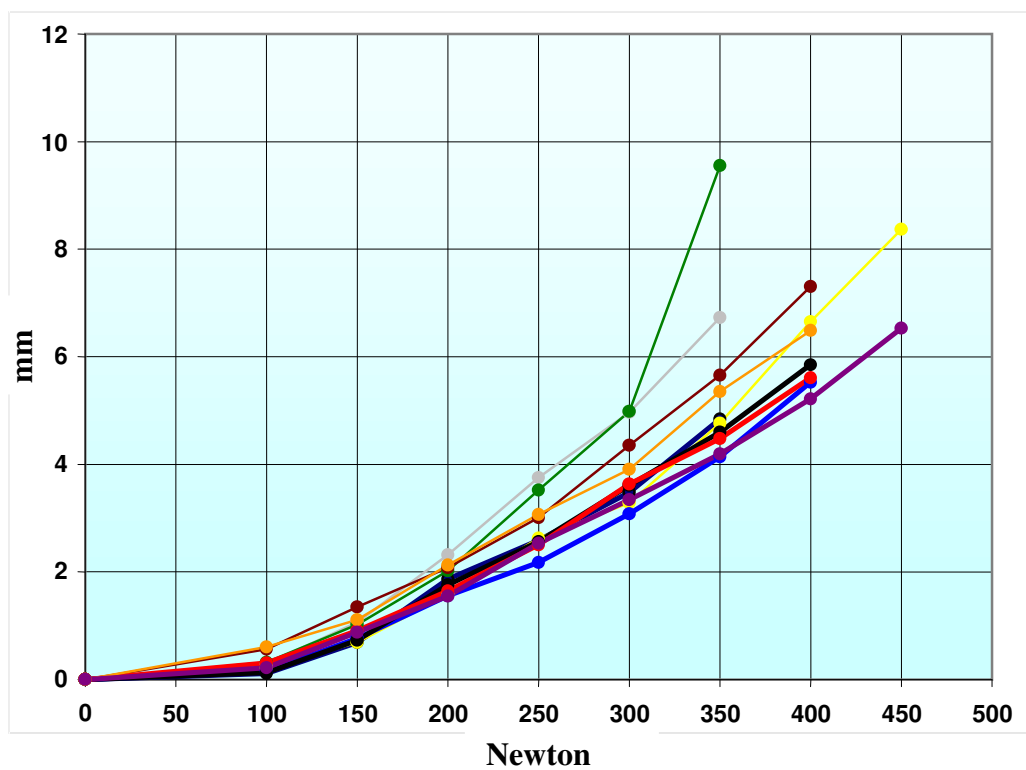
**Abb. 30:** Weg-Kraft-Kurven bei der Suture Disk Fixation. Die Grafik zeigt die elastischen Bewegungen des Sehnenendes in Zugrichtung bis zum Versagen der Verankerung.

<b>Suture Disk Gruppe</b>	<b>Mittelwert (mm)</b>	<b>Standardabweichung (mm)</b>
<b>Elastische Verformung unter einer Last von:</b>		
<b>100N</b>	0,95	± 0,22
<b>200N</b>	3,17	± 0,40
<b>300N</b>	5,92	± 0,76
<b>400N</b>	11,02	± 4,35
<b>Plastische Deformierung nach einer Last von:</b>		
<b>100N</b>	0,29	± 0,16
<b>200N</b>	1,85	± 0,27
<b>300N</b>	3,68	± 0,68
<b>400N</b>	6,09	± 0,74
<b>Transplantatbewegung (Bungee- Effekt) zwischen Be-und Entlastung bei:</b>		
<b>100N</b>	0,66	± 0,18
<b>150N</b>	1,06	± 0,27
<b>200N</b>	1,32	± 0,29
<b>250N</b>	1,73	± 0,33
<b>300N</b>	2,24	± 0,72
<b>350N</b>	2,52	± 1,31
<b>400N</b>	4,93	± 2,64

**Tab. 2:** RSA-Bewegungsanalyse in der Suture Disk Gruppe. Angabe der Mittelwerte und Standardabweichungen.

Die irreversible (plastische) Verformung des Fixationssystems zeigte sich schon bei der ersten Belastungsstufe. In der Abb. 31 sind die Bewegungen des Sehnentransplantats in Zugrichtung nach Belastung dargestellt.

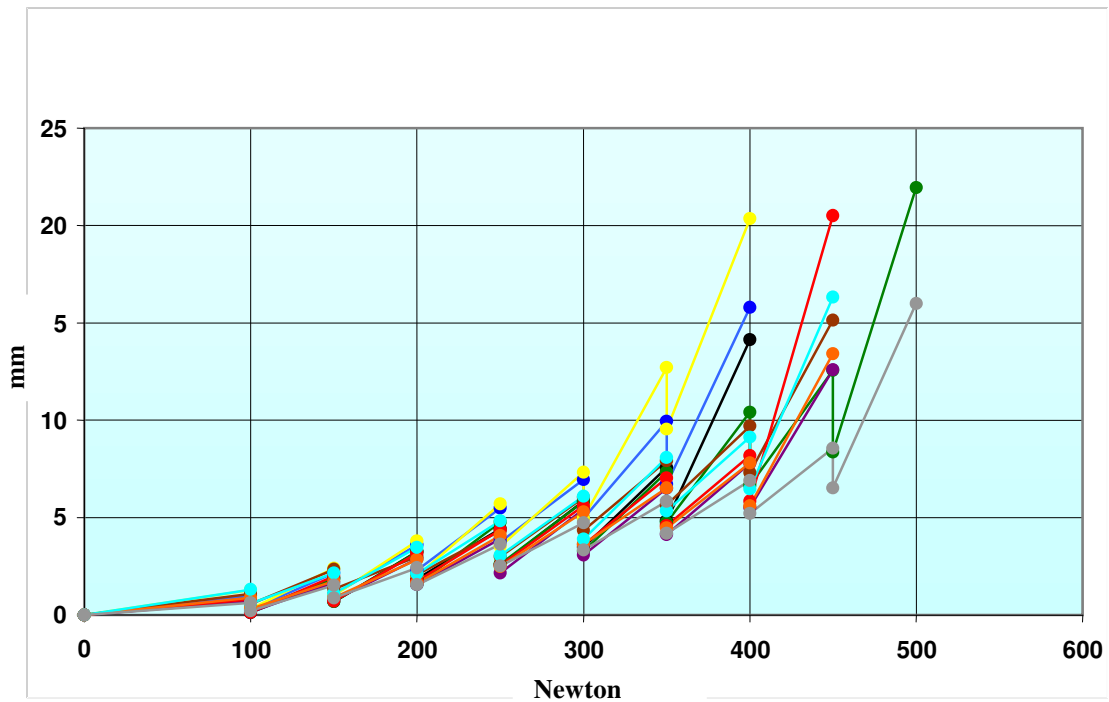
Schon nach einer Belastung von 100N zeigte sich eine plastische Verformung von  $0,28 \pm 0,16\text{mm}$ . Bei 200N wurde eine irreversible Transplantatbewegung von durchschnittlich  $1,85 \pm 0,27\text{mm}$ , bei 400N eine Bewegung von  $6,09 \pm 0,74\text{mm}$  gemessen.



**Abb. 31:** Weg-Kraft-Kurven bei der Suture Disk Fixation. Die Grafik zeigt die plastischen Verformungen des Sehnenendes in Zugrichtung bis zum Versagen der Verankerung.

Die Transplantatbewegung zwischen Be- und Entlastung entspricht der Elastizität der Fixation. Bei allen Belastungsstufen zeigte sich eine starke elastische Transplantatbewegung in dieser Versuchsreihe. Diese elastische Bewegung zwischen Be- und Entlastung bezeichnet man auch als sogenannten „Bungee-Effekt“.

Die Bewegungen der Transplantatenden im Bohrkanal bei Be- und Entlastung sind in der nachfolgenden Grafik dargestellt:



**Abb. 32:** Weg-Kraft-Kurven bei der Suture Disk Fixation bei Be- und Entlastung in Zugrichtung. Jede Belastungsstufe ist durch ein Punktepaar gekennzeichnet. Der obere Punkt zeigt die elastische (reversible) Verformung. Der untere Punkt entspricht der plastischen (irreversible) Deformierung.

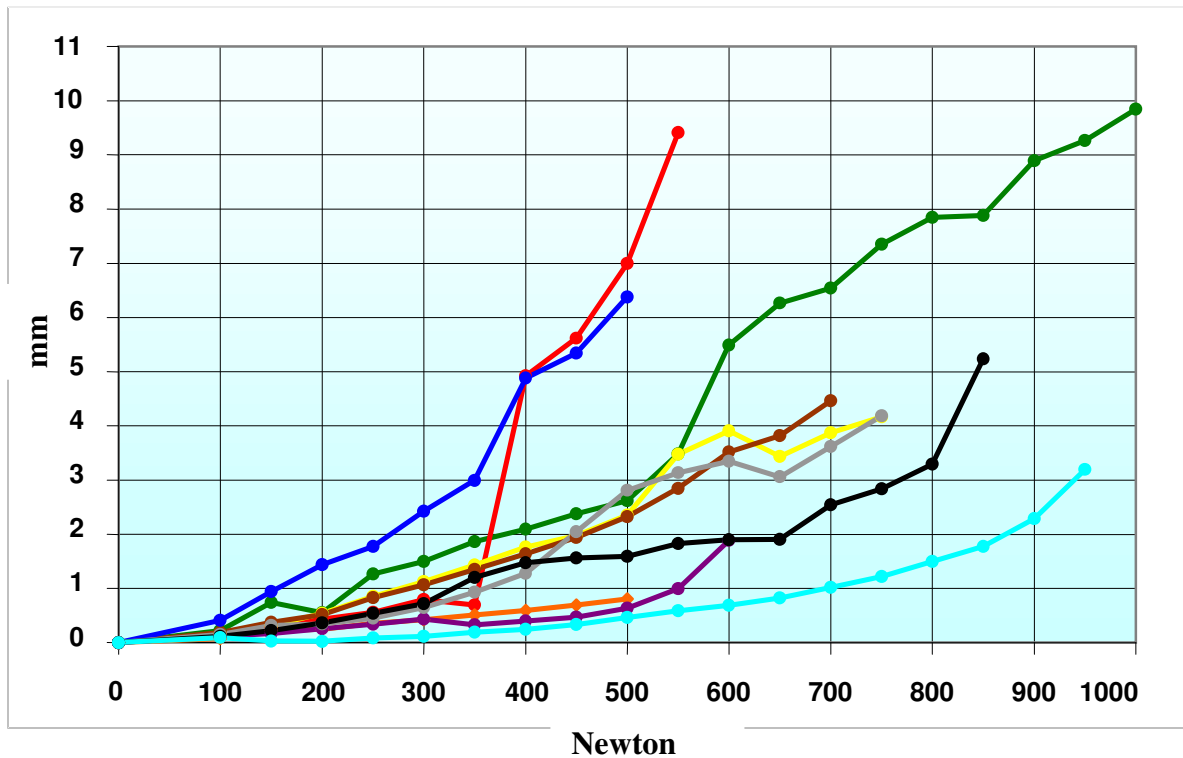
### 4.3.2 Washerloc

Die Weg-Kraft-Kurven der Washerloc-Versuchsreihe zeigten unter Belastung keinen gleichmäßigen Verlauf. So ließen sich beispielsweise in den Kurven von Versuchsreihen mit geringer maximaler Haltekraft, relativ starke elastische Deformationen nachweisen (Beispiel dunkelblaue Kurve in der Abb. 33). Im Gegensatz dazu zeigten sich Versuchsreihen mit geringer elastischer Deformierung und hoher Haltekraft (Beispiel türkisfarbene Kurve in der Abb.33). Schließlich ließen sich Versuchsreihen mit moderatem Anstieg bei geringer Belastung und einer Plateaubildung im mittleren Lastbereich nachweisen (Beispiel gelbe Kurve in der Abb. 33).

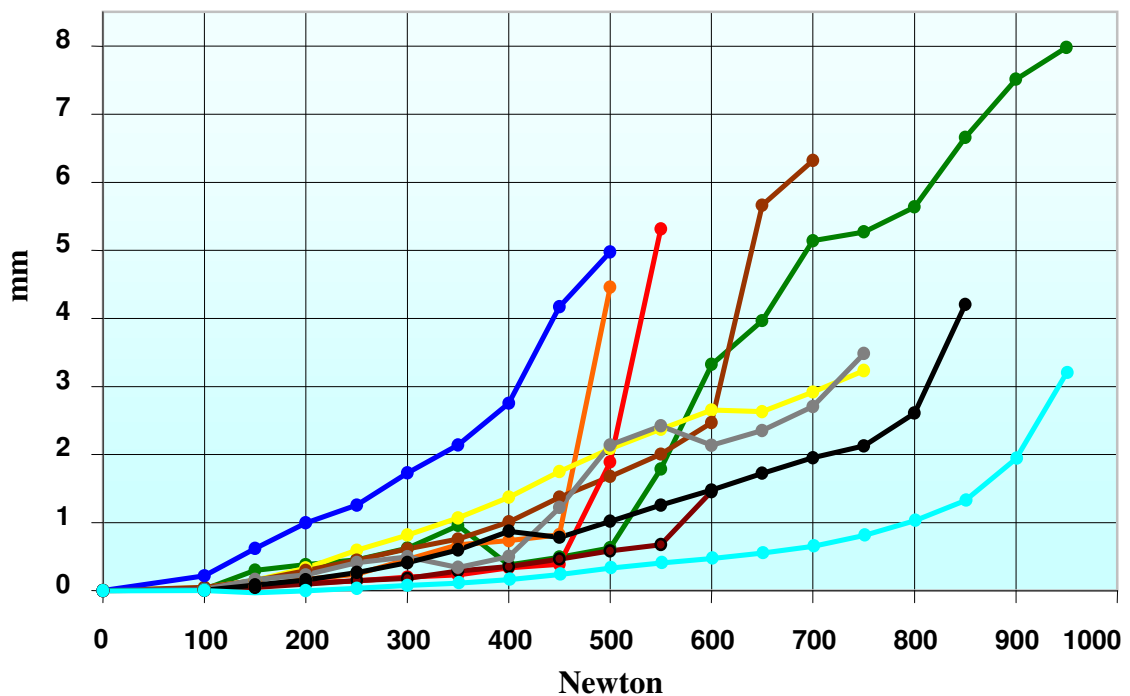
Die Transplantatfixation im tibialen Bohrkanal zeigte beim Erreichen der maximalen Haltekraft starke elastische Deformationen, was am ehesten auf die viskoelastischen Eigenschaften der Sehne zurückzuführen war. Die proximal in die Sehne eingebrachten Tantalmarker zeigten in den RSA-Messungen eine stärkere Bewegung in Zugrichtung als die distal in der Nähe des Washerloc gelegene Marker. Bei zu hoher Diskrepanz wurden diese Marker automatisch vom RSA-System über die Fehlerkorrektur von der Messung der Segmentmigration des Sehnenendes ausgeschlossen.

Bei einer Last von 100N wurden durchschnittliche Bewegungen von  $0,10 \pm 0,11$ mm in Zugrichtung gemessen. Bei einer Last von 200N zeigten sich Werte von  $0,32 \pm 0,34$ mm, bei 400N Last Werte von  $0,70 \pm 0,72$ mm. Bei 500N Belastung erhöhte sich die Bewegung auf  $1,76 \pm 1,52$ mm.

Im Grenzbereich der Haltekraft der Washerloc Fixation zeigte sich in allen Versuchen eine starke Zunahme der Transplantatbewegung im Bohrkanal. Die elastische Deformierung der Fixation betrug minimal 0,43mm und maximal 12,99mm.



**Abb. 33:** Weg-Kraft-Kurven bei der Washerloc Fixation. Die Grafik zeigt die elastischen Bewegungen des Sehnenendes in Zugrichtung bis zum Versagen der Verankerung.

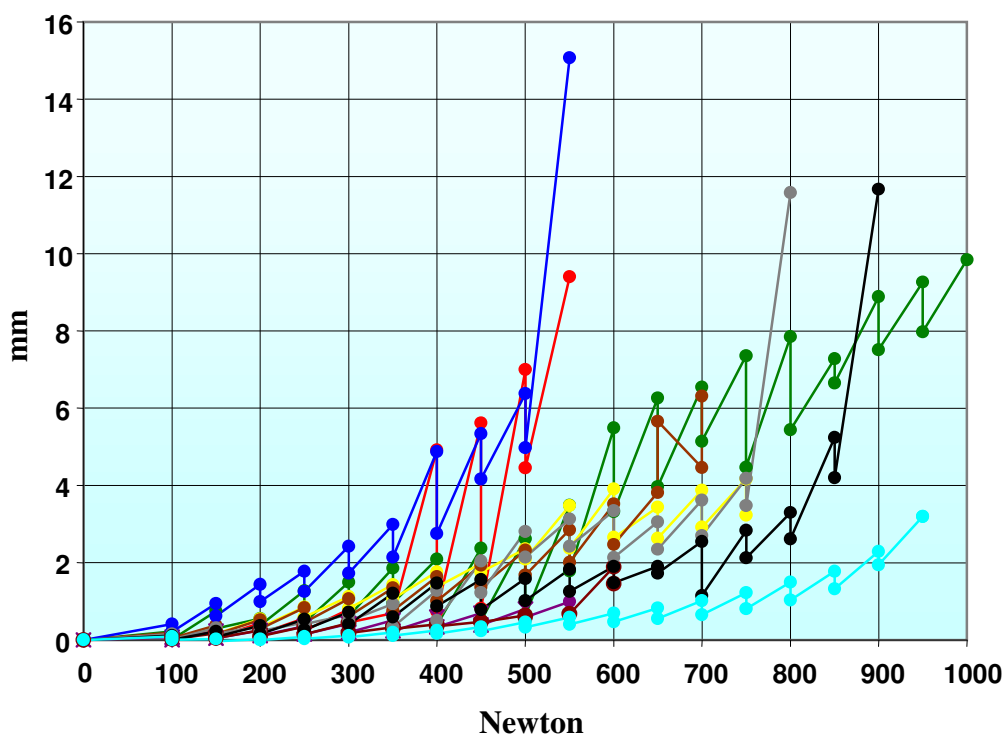


**Abb. 34:** Weg-Kraft-Kurven bei der Washerloc Fixation. Die Grafik zeigt die plastischen Verformungen des Sehnenendes in Zugrichtung bis zum Versagen der Verankerung.

Die RSA-Messungen zeigten, dass die unter Last entstandenen Deformierungen nach Entlastung, bei einer Zuglast bis 200N, größtenteils reversibel waren.

Nach einer Belastung von 100N zeigten sich irreversible Transplantatbewegungen von  $0,03 \pm 0,07\text{mm}$ . Nach einer Zuglast von 200N fand sich eine plastische Deformierung von durchschnittlich  $0,20 \pm 0,29\text{mm}$ . Die irreversible Deformierung betrug nach 400N Belastung  $1,26 \pm 1,05\text{mm}$ .

Die elastische Transplantatbewegung zwischen Be- und Entlastung im Bohrkanal sind in Abhängigkeit von der ansteigenden Last (Kraft-Weg-Kurven Abb. 35) grafisch dargestellt. Es zeigte sich eine relativ starke elastische Transplantatbewegung. Mit zunehmender Belastung nahmen die elastischen Bewegungen überproportional zu. Beispielsweise betragen die elastischen Transplantatbewegungen bei 200N  $0,12 \pm 0,08\text{mm}$  und bei 400N  $0,29 \pm 0,16\text{mm}$ .



**Abb. 35:** Weg-Kraft-Kurven bei der Washerloc Fixation bei Be- und Entlastung in Zugrichtung. Jede Belastungsstufe ist durch ein Punktepaar gekennzeichnet. Der obere Punkt zeigt die elastische (reversible) Verformung. Der untere Punkt entspricht der plastischen (irreversible) Deformierung.

Washerloc Gruppe	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)
<b>Elastische Verformung unter einer Last von:</b>		
<b>100N</b>	0,17	± 0,09
<b>200N</b>	0,52	± 0,34
<b>300N</b>	1,02	± 0,60
<b>400N</b>	1,93	± 1,57
<b>Plastische Deformierung nach einer Last von:</b>		
<b>100N</b>	0,04	± 0,06
<b>200N</b>	0,31	± 0,26
<b>300N</b>	0,61	± 0,44
<b>400N</b>	0,85	± 0,73
<b>Transplantatbewegung (Bungee-Effekt) zwischen Be- und Entlastung bei:</b>		
<b>100N</b>	0,13	± 0,07
<b>150N</b>	0,20	± 0,17
<b>200N</b>	0,22	± 0,15
<b>250N</b>	0,31	± 0,20
<b>300N</b>	0,41	± 0,24
<b>350N</b>	0,45	± 0,23
<b>400N</b>	1,08	± 0,42

**Tab. 3:** RSA-Bewegungsanalyse in der Washerloc Gruppe. Angabe der Transplantatbewegungen, der Mittelwerte und Standardabweichungen.



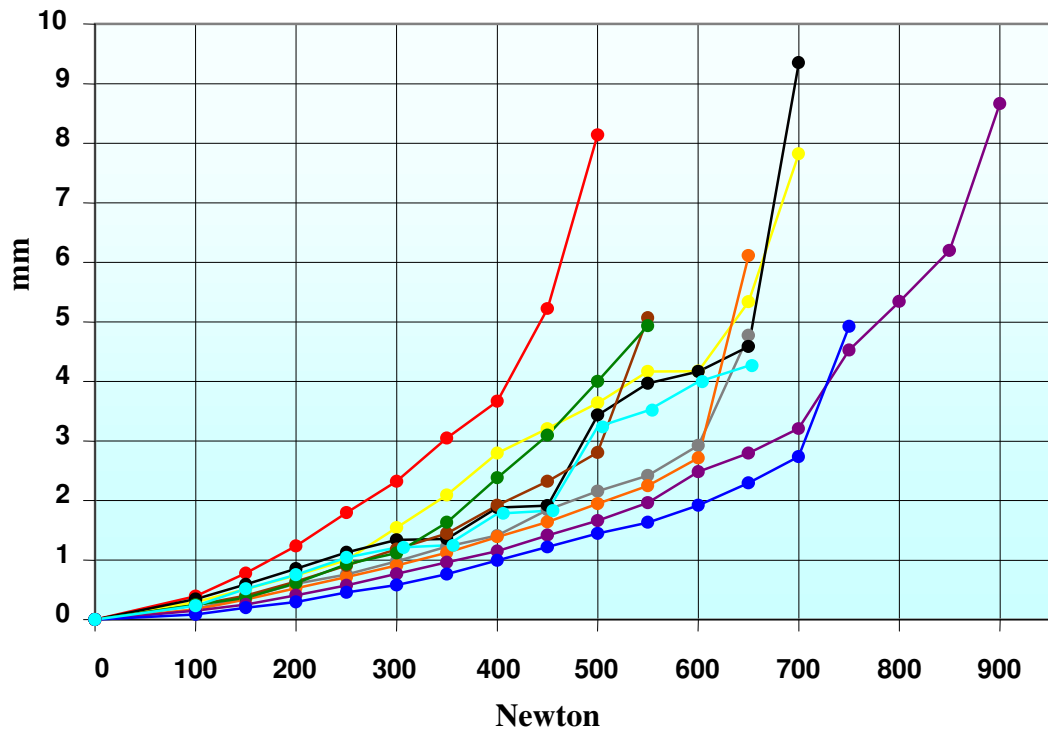
### 4.3.3 Cross-Pins

Die einzelnen Weg-Kraft-Kurven bei der Fixation des 4-fach Sehnen transplantats mit den Cross-Pins zeigten unter steigender Belastung überwiegend ähnliche Verläufe.

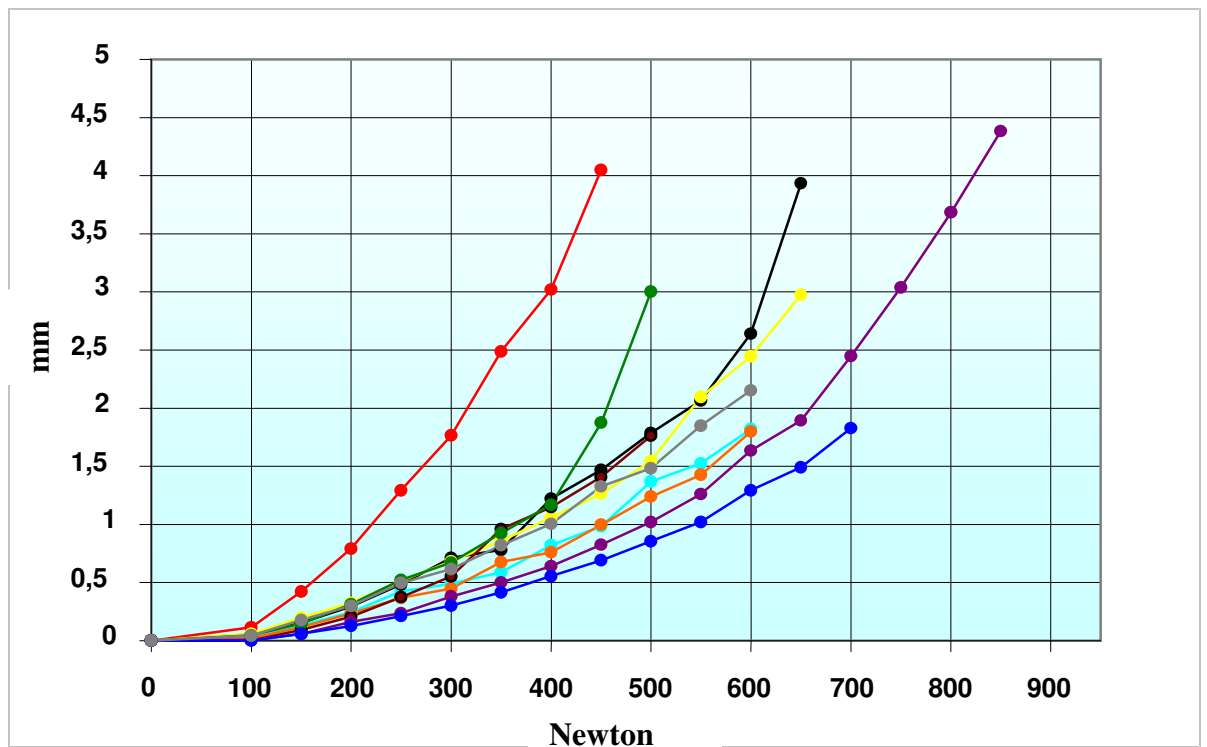
Bei einer Belastung von 100N bewegte sich das Transplantat im Bohrkanal durchschnittlich um  $0,22 \pm 0,10\text{mm}$ . Unter einer Zuglast von 200N kam es zu einer Bewegung von  $0,60 \pm 0,32\text{mm}$  und unter einer Zuglast von 400N zu einer Bewegung von  $1,94 \pm 0,85\text{mm}$  (siehe Abb. 36).

Unmittelbar vor Versagen des Sehnen transplantats betrug die elastische Deformierung der Fixation minimal 4,7mm und maximal 9,3mm (Mittelwert:  $6,40 \pm 1,8\text{mm}$ ). Es zeigte sich somit eine starke Zunahme der Transplantatbewegungen innerhalb des Bohrkanals unmittelbar vor Versagen der Cross-Pin Fixation.

Die Auswertungen zeigten, dass die plastischen Deformierungen der Cross-Pin Fixation bis 100N nahezu reversibel war, d.h. weitgehend eine elastische Transplantatbewegung vorlag. Allerdings betrug die plastische Deformierung schon nach 150N Belastung  $0,14 \pm 0,11\text{mm}$ . Nach einer Belastung von 200N betrug die irreversible Migration  $0,28 \pm 0,20\text{mm}$  nach 400N Zuglast  $1,18 \pm 0,73\text{mm}$  (siehe Abb. 37).



**Abb. 36:** Weg-Kraft-Kurven bei der Cross-Pin Fixation. Die Grafik zeigt die elastischen Bewegungen des Sehnenendes in Zugrichtung bis zum Versagen der Verankerung.

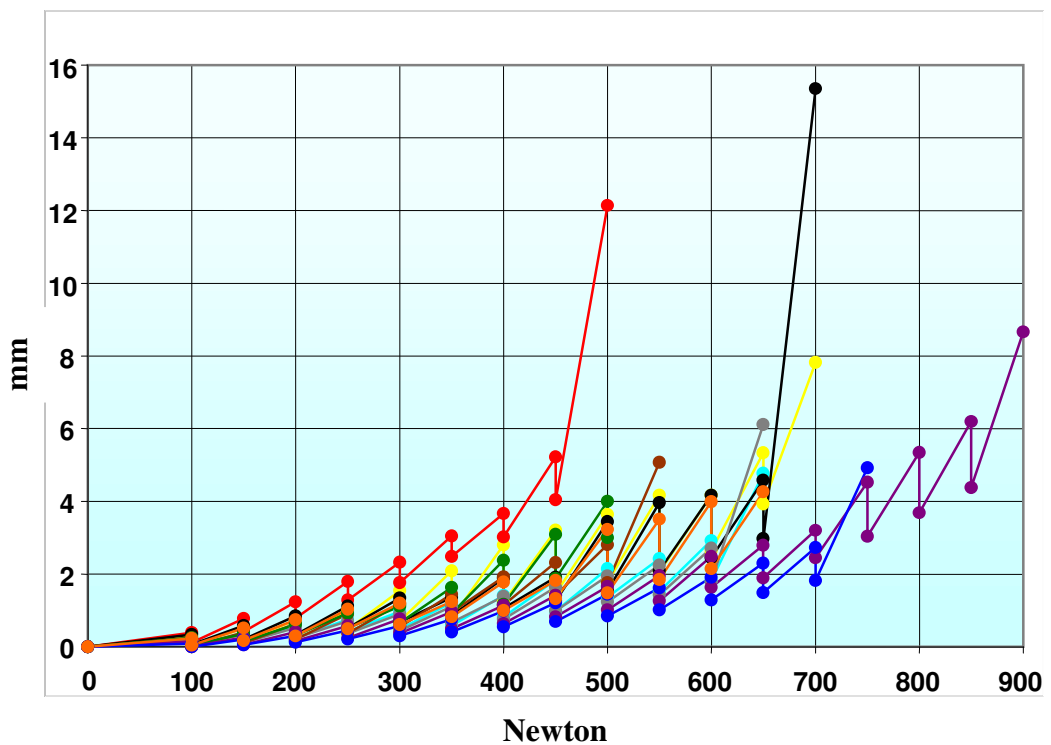


**Abb. 37:** Weg-Kraft-Kurven bei der Cross-Pin Fixation. Die Grafik zeigt die plastischen Verformungen des Sehnenendes in Zugrichtung bis zum Versagen der Verankerung.

<b>Cross-Pin Gruppe</b>	<b>Mittelwert (mm)</b>	<b>Standardabweichung (mm)</b>
<b>Elastische Verformung unter einer Last von:</b>		
<b>100N</b>	0,23	± 0,09
<b>200N</b>	0,67	± 0,26
<b>300N</b>	1,19	± 0,48
<b>400N</b>	1,94	± 0,82
<b>Plastische Deformierung nach einer Last von:</b>		
<b>100N</b>	0,04	± 0,03
<b>200N</b>	0,27	± 0,19
<b>300N</b>	0,66	± 0,41
<b>400N</b>	1,14	± 0,70
<b>Transplantatbewegung (Bungee- Effekt) zwischen Be-und Entlastung bei:</b>		
<b>100N</b>	0,19	± 0,06
<b>150N</b>	0,27	± 0,11
<b>200N</b>	0,40	± 0,16
<b>250N</b>	0,44	± 0,20
<b>300N</b>	0,54	± 0,24
<b>350N</b>	0,59	± 0,31
<b>400N</b>	0,83	± 0,42

**Tab. 4:** RSA-Bewegungsanalyse in der Cross-Pin Gruppe. Angabe der Transplantatbewegungen, der Mittelwerte und Standardabweichungen.

Die Cross-Pin Fixation zeigte, bedingt durch die Elastizität der Sehne und Aufhängung, eine relativ ausgeprägte Transplantatbewegung zwischen Be- und Entlastung. Bei 200N Last ergab sich eine elastische Bewegung des Transplantats von  $0,34 \pm 0,12\text{mm}$  und bei 400N eine Bewegung von  $0,74 \pm 0,32\text{mm}$ .



**Abb. 38:** Weg-Kraft-Kurven bei der Cross-Pin Fixation bei Be- und Entlastung in Zugrichtung. Jede Belastungsstufe ist durch ein Punktepaar gekennzeichnet. Der obere Punkt zeigt die elastische (reversible) Verformung. Der untere Punkt entspricht der plastischen (irreversiblen) Deformierung.

## **4.4 Biomechanische Eigenschaften der Transplantatverankerung**

### 4.4.1 Suture Disk

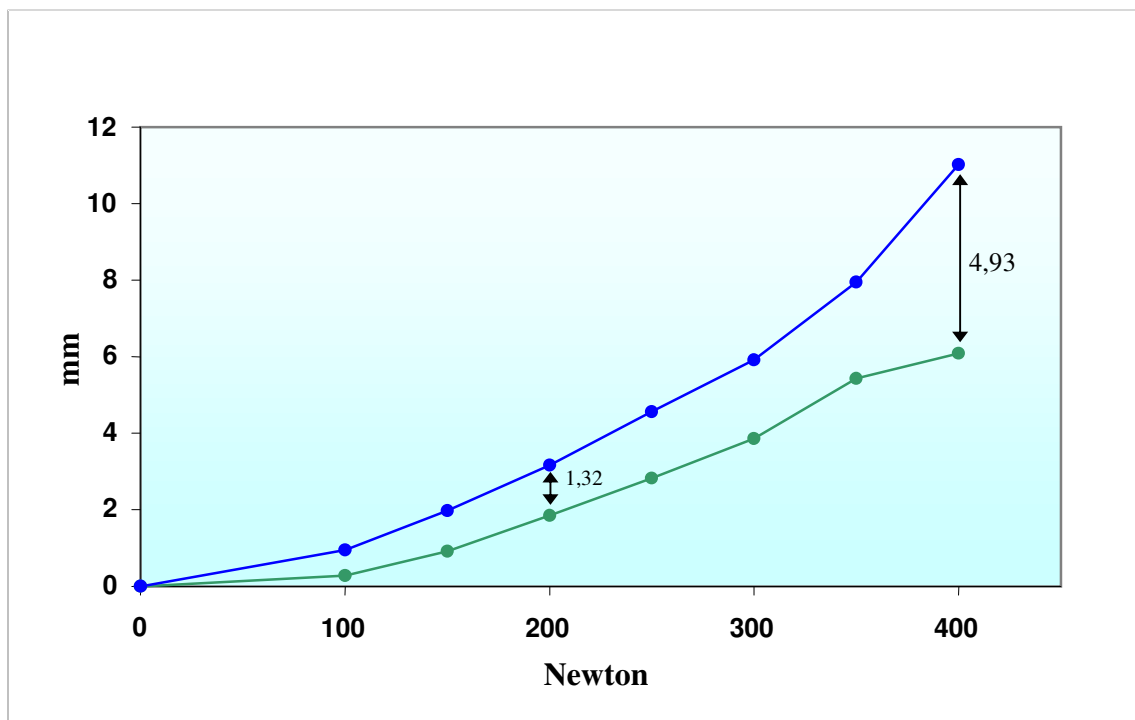
Wenn eine Last erstmals zu einer plastischen Deformierung der Fixation führt, ist die Elastizitätsgrenze erreicht. Diese Grenze wurde bei 0,25mm festgelegt. Bereits bei einer Belastung von  $86 \pm 26\text{N}$  wurde diese Grenze bei der Suture Disk Fixation erreicht.

Zur Erstellung der linearen Steifigkeit, d.h. bevor eine plastische Deformierung der Fixation einsetzte, wurden Steigungsdreiecke der Weg-Kraft-Kurven während der Belastung herangezogen. Aufgrund des progressiven Kurvenverlaufs, ließ sich kein ideal linearer Bereich im Kurvenverlauf ermitteln. Deshalb wurde für die Berechnung der Steifigkeit die Steigung der Weg-Kraft-Kurve zwischen 0N und 150N benutzt, da sich hier eine annähernd lineare Steifigkeit fand. Im Mittel ergab sich eine lineare Steifigkeit von  $111 \pm 26\text{N/mm}$  bei der Suture Disk Verankerung.

Zur Bestimmung der Elastizität (Bungee-Effekt) wurde der Wert aus der Differenz zwischen Belastungs- und Entlastungswert der jeweiligen Belastungsstufe ermittelt. Bei einer Zuglast von 100N zeigte sich eine Elastizität von  $0,67 \pm 0,18\text{mm}$  und bei 200N wurde eine Elastizität von  $1,32 \pm 0,29\text{mm}$  ermittelt. Bei Verdopplung der Belastung mit 400N erhöhte sich der Bungee-Effekt um fast das 4-fache, nämlich im Mittel bei  $4,93 \pm 2,64\text{mm}$ .

Versuch Nr.	Elastizitätsgrenze ( $\geq 0,25\text{mm}$ ) N	Lineare Steifigkeit N/mm
1	112	133
2	104	98
3	107	142
4	84	99
5	77	78
6	44	91
7	109	122
8	79	110
9	42	76
10	102	157
Min	44	76
Max	112	157
Stabw	$\pm 26$	$\pm 26$
MW	86	111

**Tab. 5:** Dargestellt sind die biomechanischen Eigenschaften der 10 Versuchsreihen der Suture Disk Fixation.



**Abb. 39:** Die Grafik zeigt die Elastizität der Suture Disk Verankerung. Die blaue Linie zeigt die elastische Bewegung des Sehnenendes unter Zug und die grüne Linie zeigt die irreversible Verformung des Sehnenendes (Mittelwerte). Der Raum zwischen den beiden Kurven stellt das Ausmaß des Bungee-Effektes dar, beispielhaft sind die Werte von 200N und 400N eingetragen.

#### 4.4.2 Washerloc

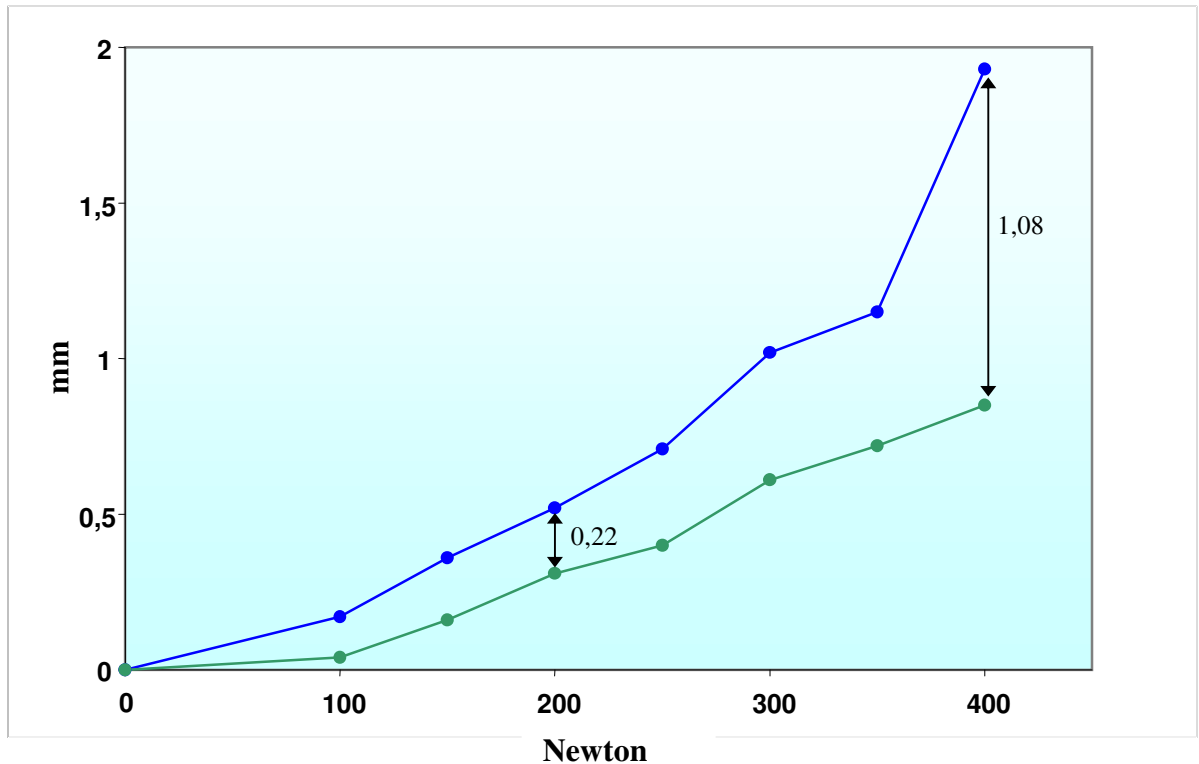
Die festgelegte Elastizitätsgrenze von 0,25mm wurde im Mittel erst nach einer Last von  $246 \pm 103\text{N}$  erreicht.

Aus den Steigungen der Weg-Kraft-Kurven während der Belastung wurde die lineare Steifigkeit ermittelt. Im Mittel ergab sich ein Wert von  $714 \pm 321\text{N/mm}$ . Die minimale Steifigkeit betrug dabei  $222\text{N/mm}$ , die maximale Steifigkeit  $1333\text{N/mm}$ .

Versuch Nr.	Elastizitätsgrenze ( $\geq 0,25\text{mm}$ ) N	Lineare Steifigkeit N/mm
1	144	450
2	253	585
3	177	595
4	186	532
5	362	1333
6	332	847
7	105	222
8	205	641
9	242	870
10	458	1063
<b>Min</b>	105	222
<b>Max</b>	458	1063
<b>Stabw</b>	$\pm 103$	$\pm 321$
<b>MW</b>	246	714

**Tab. 6:** Dargestellt sind die biomechanischen Eigenschaften der 10 Versuchsreihen der Washerloc Fixation.

Die Elastizität (Bungee-Effekt) war anfangs bei 100N bzw. 200N noch relativ gering, nahm aber mit zunehmender Belastung überproportional zu und betrug bei 400N  $1,08 \pm 0,42\text{mm}$ . Bei 100N zeigte sich eine Elastizität von  $0,13 \pm 0,07\text{mm}$  und bei 200N wurde im Mittel einen Wert von  $0,22 \pm 0,15\text{mm}$  berechnet.



**Abb. 40:** Die Grafik zeigt die Elastizität der Washerloc Verankerung. Die blaue Linie zeigt die elastische Bewegung des Sehnenendes unter Zug und die grüne Linie zeigt die irreversible Verformung des Sehnenendes (Mittelwerte). Der Raum zwischen den beiden Kurven stellt das Ausmaß des Bungee-Effektes dar, beispielhaft sind die Werte von 200N und 400N eingetragen.



#### 4.4.3 Cross-Pins

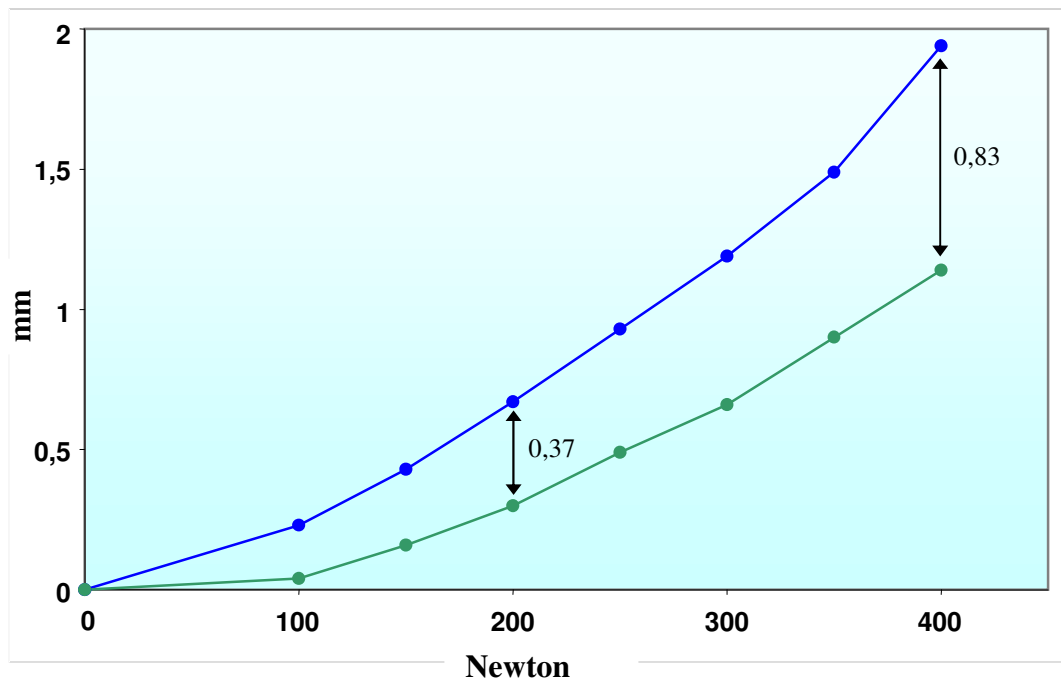
Nach einer Belastung von  $196 \pm 36\text{N}$  wurde die festgelegte Elastizitätsgrenze von 0,25mm erreicht.

Die lineare Steifigkeit der Cross-Pin Fixation betrug im Mittel  $511 \pm 254\text{N/mm}$ .

Versuch Nr.	Elastizitätsgrenze ( $\geq 0,25\text{mm}$ ) N	Lineare Steifigkeit N/mm
1	204	543
2	185	339
3	122	256
4	170	292
5	206	578
6	214	411
7	181	407
8	255	676
9	242	1176
10	180	433
<b>Min</b>	122	292
<b>Max</b>	255	1176
<b>Stabw</b>	$\pm 36$	$\pm 254$
<b>MW</b>	196	511

**Tab. 7:** Dargestellt sind die biomechanischen Eigenschaften der 10 Versuchsreihen der Cross-Pin Fixation.

Die Cross-Pin Fixation zeigte bei 200N Belastung eine relativ ausgeprägte Elastizität von durchschnittlich  $0,4 \pm 0,1\text{mm}$ . Diese ausgeprägte Transplantatbewegung wurde durch die Elastizität von Sehne und Aufhängung aufgrund der gelenknahen Fixation bedingt. Die elastische Transplantatbewegung betrug bei 400N Zuglast  $0,83 \pm 0,36\text{mm}$ .



**Abb. 41:** Die Grafik zeigt die Elastizität der Cross-Pin Verankerung. Die blaue Linie zeigt die elastische Bewegung des Sehnenendes unter Zug und die grüne Linie zeigt die irreversible Verformung des Sehnenendes (Mittelwerte). Der Raum zwischen den beiden Kurven stellt das Ausmaß des Bungee-Effektes dar, beispielhaft sind die Werte von 200N und 400N eingetragen.

## 4.5 Vergleich der Versuchsgruppen

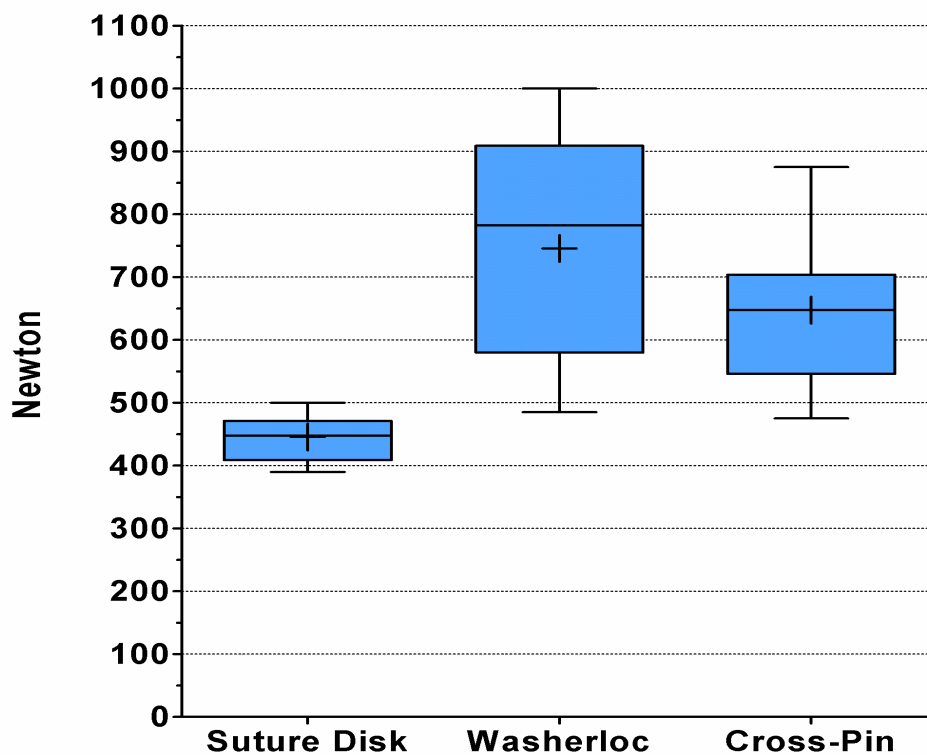
### 4.5.1 Vergleich der Haltekräfte

Die höchsten maximalen Haltekräfte fanden sich bei der Washerloc Verankerung mit einem Mittelwert von  $745 \pm 178\text{N}$ . Die geringsten Haltekräfte zeigten sich bei der Verankerung des Sehnentransplantats mit dem Suture Disk. Durchschnittlich wiesen diese eine Haltekraft von  $445 \pm 36\text{N}$  auf. Die maximalen Haltekräfte der Washerloc Verankerung lagen somit hoch signifikant über den maximalen Haltekräften der Suture Disk Verankerung.

	<b>Suture Disk</b>	<b>Washerloc</b>	<b>Cross-Pin</b>
<b>Mittelwert (N)</b>	445	745	647
<b>Standardabweichung (N)</b>	$\pm 36$	$\pm 178$	$\pm 113$
<b>Minimalwert (N)</b>	390	485	475
<b>Maximalwert (N)</b>	500	1000	875
<b>Unteres (5%) Konfidenzintervall (N)</b>	419	618	566
<b>Oberes (95%) Konfidenzintervall (N)</b>	471	873	729
<b>Gruppenvergleich mittels Turkey-Kramer-Multiple-Comparison-Test</b>			
<b>Suture Disk vs</b>	-	extrem signifikant $p < 0,001$	hoch signifikant $p < 0,01$
<b>Washerloc vs</b>	-	-	nicht signifikant $p > 0,05$

**Tab. 8:** Gruppenvergleich der maximalen Haltekräfte. Angabe des oberen (95%) und unteren (5%) Konfidenzintervalls. Im unteren Teil der Tabelle ist der statistische Gruppenvergleich für die maximale Haltekräfte mittels Turkey`s-Multiple-Comparison-Test dargestellt. Angabe des Signifikanzniveaus.

Der Minimalwert der Suture Disk Verankerung lag mit 390N unterhalb der zu erwartenden Belastung in der Rehabilitationsphase (NOYES et al., 1984). Allerdings fanden sich innerhalb dieser Versuchsgruppe die geringste Streubreite der Haltekräfte mit einem 95% Konfidenzintervall von 419 – 471N. Eine relativ hohe Abweichung vom Mittelwert zeigten sich in der Washerloc Versuchsreihe mit einem Maximalwert von 1000N und einem Minimalwert von 485N bei einem 95% Konfidenzintervall von 618 – 872N. Die maximalen Haltekräfte der Cross-Pin Versuchsreihe betragen im Mittel  $647 \pm 113$ N mit einem Maximalwert von 875N und einem Minimalwert von 475N bei einem 95% Konfidenzintervall von 566 – 729N. Die Ausreißkräfte der Cross-Pins waren signifikant höher als beim Suture Disk ( $p < 0,01$ ). Die Unterschiede zwischen Cross-Pins und Washerloc waren nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).



**Abb. 42:** Vergleich der maximalen Haltekräfte in den Untersuchungsgruppen. Darstellung mittels Box-Plots. Angabe des Mittelwertes (Kreuz), Median (Linie in der Box), 25% - und 75% - Quantil (Begrenzung der Box), Maximal- und Minimalwert (oberer und unterer Whisker).

#### 4.5.2 Vergleich der Elastizitätsgrenzen

Die Elastizitätsgrenze wurde definiert als Zuglast in Newton, bei der eine elastische Deformierung in eine plastische Deformierung übergeht. Sie wurde bei einer irreversiblen Transplantatbewegung von 0,25mm in Zugrichtung festgelegt. Dabei wurden die Messwerte nach Belastung herangezogen, d.h. Werte die der irreversiblen, plastischen Deformierung entsprechen.

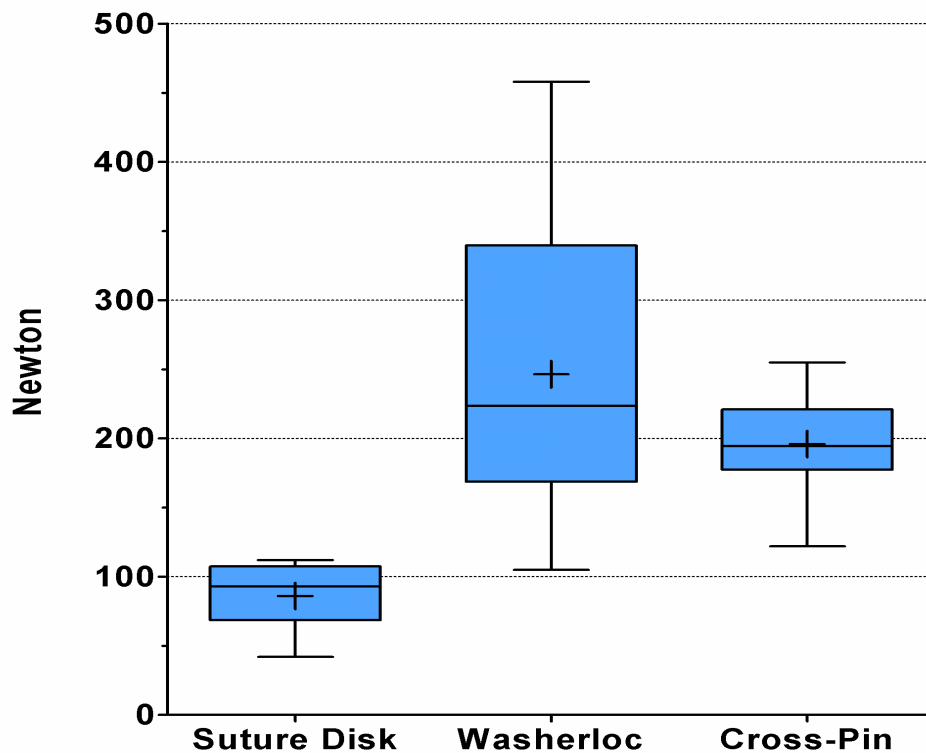
Die Washerloc Fixation zeigte die höchste durchschnittliche Elastizitätsgrenze von  $246 \pm 103\text{N}$ . Beim Suture Disk war die Elastizitätsgrenze von 0,25mm schon bei  $86 \pm 26\text{N}$ , und damit mit der Anfangszuglast erreicht.

	<b>Suture Disk</b>	<b>Washerloc</b>	<b>Cross-Pin</b>
<b>Mittelwert (N)</b>	86	246	196
<b>Standardabweichung (N)</b>	$\pm 26$	$\pm 103$	$\pm 36$
<b>Minimalwert (N)</b>	42	105	122
<b>Maximalwert (N)</b>	112	458	255
<b>Unteres (5%) Konfidenzintervall (N)</b>	67	169	169
<b>Oberes (95%) Konfidenzintervall (N)</b>	105	324	223
<b>Gruppenvergleich mittels Turkey-Kramer-Multiple-Comparison-Test</b>			
<b>Suture Disk vs</b>	-	extrem signifikant $p < 0,001$	hoch signifikant $p < 0,01$
<b>Washerloc vs</b>	-	-	nicht signifikant $p > 0,05$

**Tab. 9:** Gruppenvergleich der Elastizitätsgrenzen. Angabe des oberen (95%) und unteren (5%) Konfidenzintervalls. Im unteren Teil der Tabelle ist der statistische Gruppenvergleich für die Elastizitätsgrenzen mittels Turkey's Multiple-Comparison-Test dargestellt. Angabe des Signifikanzniveaus.

Im Vergleich dazu wurde die Elastizitätsgrenze bei der Cross-Pin Fixation bei durchschnittlich  $196 \pm 36\text{N}$  erreicht. Die größte Streubreite lag bei der Washerloc Gruppe mit einem Minimalwert von  $105\text{N}$  und einen Maximalwert von  $458\text{N}$  und einem 95% Konfidenzintervall von  $169 - 324\text{N}$ . Der Suture Disk wies die geringste Streubreite bezüglich der Elastizitätsgrenze auf (95% Konfidenzintervall  $67 - 105\text{N}$ ).

Im statistischen Vergleich zwischen der Suture Disk Gruppe und der Washerloc Gruppe fand sich ein hoch signifikanter Unterschied bezüglich der Elastizitätsgrenze ( $p < 0,001$ ). Zwischen der Washerloc Gruppe und der Cross-Pin Gruppe zeigte sich kein signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ).



**Abb. 43:** Vergleich der Elastizitätsgrenzen in den Untersuchungsgruppen. Darstellung mittels Box-Plots. Angabe des Mittelwertes (Kreuz), Median (Linie in der Box), 25% - und 75% - Quantil (Begrenzung der Box), Maximal- und Minimalwert (oberer und unterer Whisker).

### 4.5.3 Vergleich der linearen Steifigkeiten

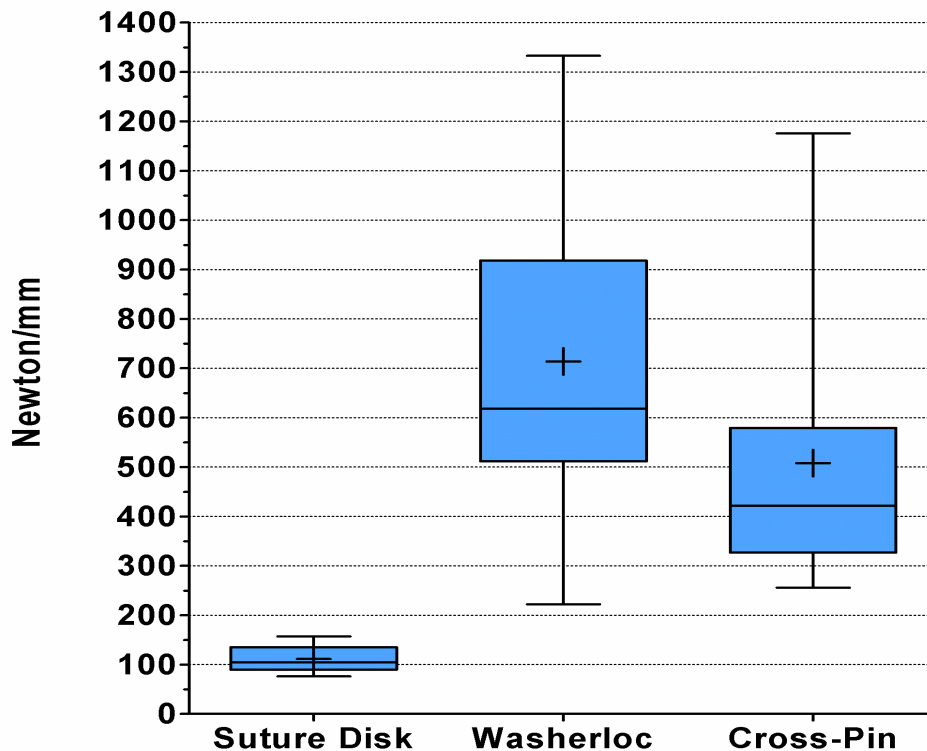
Die Berechnung der linearen Steifigkeit in N/mm erfolgte mit den RSA-Messwerten bei 100N Belastung, da im Bereich von 0N bis 150N der Kurvenverlauf der Weg-Kraft-Kurve eine annähernd lineare Steigung aufwies.

Der höchste Steifigkeitswert zeigte sich im Mittel in der Washerloc Gruppe mit  $714 \pm 321$ N/mm, gefolgt von der Cross-Pin Gruppe mit  $511 \pm 254$ N/mm. Die gelenkferne Fadenverankerung mit dem Suture Disk zeigte die geringste lineare Steifigkeit mit  $111 \pm 26$ N/mm.

	<b>Suture Disk</b>	<b>Washerloc</b>	<b>Cross-Pin</b>
<b>Mittelwert (N)</b>	111	714	511
<b>Standardabweichung (N)</b>	$\pm 26$	$\pm 321$	$\pm 254$
<b>Minimalwert (N)</b>	76	222	256
<b>Maximalwert (N)</b>	157	1333	1176
<b>Unteres (5%) Konfidenzintervall (N)</b>	91	484	320
<b>Oberes (95%) Konfidenzintervall (N)</b>	130	943	703
<b>Gruppenvergleich mittels Turkey-Kramer-Multiple-Comparison-Test</b>			
<b>Suture Disk vs</b>	-	extrem signifikant $p < 0,001$	hoch signifikant $p < 0,01$
<b>Washerloc vs</b>	-	-	nicht signifikant $p > 0,05$

**Tab. 10:** Gruppenvergleich der linearen Steifigkeiten. Angabe des oberen (95%) und unteren (5%) Konfidenzintervalls. Im unteren Teil der Tabelle ist der statistische Gruppenvergleich für die linearen Steifigkeiten mittels Turkey's-Multiple-Comparison-Test dargestellt. Angabe des Signifikanzniveaus.

Zwischen der Cross-Pin Gruppe und der Washerloc Gruppe fand sich kein signifikanter Unterschied bezüglich der linearen Steifigkeit ( $p > 0,05$ ). Die lineare Steifigkeit der Cross-Pins war dagegen signifikant höher als bei der Suture Disk Gruppe ( $p < 0,01$ ). Ein extrem signifikanter Unterschied stellte sich zwischen der Washerloc Gruppe und der Suture Disk Gruppe dar ( $p < 0,001$ ).



**Abb. 44:** Vergleich der linearen Steifigkeiten in den Untersuchungsgruppen. Darstellung mittels Box-Plots. Angabe des Mittelwertes(Kreuz), Median (Linie in der Box), 25% - und 75% - Quantil (Begrenzung der Box), Maximal- und Minimalwert (oberer und unterer Whisker).



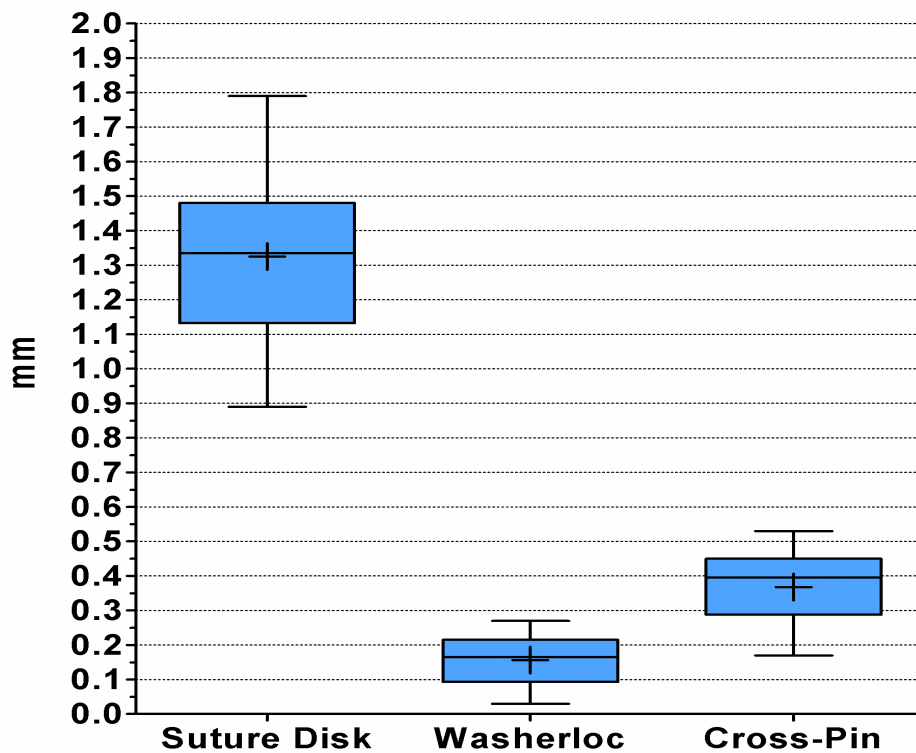
#### 4.5.4 Vergleich Transplantatbewegungen

Sowohl die elastischen, d.h. reversiblen Bewegungen, als auch plastischen, d.h. irreversiblen Deformierungen, waren bei der Suture Disk Gruppe am größten. Die Unterschiede zwischen der Washerloc Gruppe und Cross-Pin Gruppe waren beim Vergleich der Transplantatbewegung nicht signifikant.

	<b>Suture Disk</b>	<b>Washerloc</b>	<b>Cross-Pin</b>
<b>Elastische Verformung unter einer Last von 200N</b>			
<b>Mittelwert (mm)</b>	3,17	0,52	0,67
<b>Standardabweichung (mm)</b>	± 0,04	± 0,34	± 0,26
<b>Plastische Deformierung nach einer Last von 200N</b>			
<b>Mittelwert (mm)</b>	1,85	0,31	0,27
<b>Standardabweichung (mm)</b>	± 0,27	± 0,26	± 0,19
<b>Transplantatbewegung zwischen Be- und Entlastung bei 200N</b>			
<b>Mittelwert (mm)</b>	± 1,32	± 0,22	± 0,4
<b>Standardabweichung (mm)</b>	0,29	0,15	0,16

**Tab. 11:** Gruppenvergleich der Transplantatbewegungen im Bohrkanal bei 200N Last.

Besonders in der Suture Disk Gruppe war eine ausgeprägte Elastizität (Bungee-Effekt) zu beobachten. Zwischen der Suture Disk Gruppe und der Washerloc Gruppe und der Suture Disk Gruppe und der Cross-Pin Gruppe zeigten die Ergebnisse extrem signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ). Die Washerloc Gruppe und die Cross-Pin Gruppe wiesen eine ähnliche Elastizität auf.



**Abb. 45:** Vergleich der Elastizität (Bungee-Effekt) in den Untersuchungsgruppen bei 200N. Darstellung mittels Box-Plots. Angabe des Mittelwertes (Kreuz) Median (Linie in der Box), 25% - und 75% - Quantil (Begrenzung der Box), Maximal- und Minimalwert (oberer und unterer Whisker).

## **5. Diskussion**

### **5.1 Diskussion der Methode**

#### Tiermodell:

Die Gewebequalität von Sehnengewebe wird durch das Alter, Geschlecht und die körperliche Belastung der Spender beeinflusst (NOYES et al., 1976; OLAH, 1986; RAUCH et al., 1988; WOO und ADAMS, 1990; WOO et al., 1991; JOHNSON et al., 1994). Besonders die mittlere Reißfestigkeit des unverletzten VKB beim jungen Menschen ist mit 1954N im Vergleich zum alten Menschen mit 642N deutlich höher (WOO und ADAMS, 1990). Zusätzlich wird durch eine Immobilisation die Reißfestigkeit von Sehnengewebe durch Veränderung der Konsistenz und des Kollagentypes verringert (NOYES et al., 1976; MUNETA et al., 1993).

Um vergleichbare humane Präparate zu gewinnen, müssten humane Tibiae und Sehnen transplantate in hoher Zahl von jungen Spendern stammen. In der Realität liegt bei den humanen Spendern aber eher ein hohes Sterbealter vor. Zudem besteht bei den Verstorbenen oft ein geringerer krankheitsbedingter Aktivitätsgrad. Aus diesem Grund wurde ein standardisiertes Tiermodell verwendet. Das Knie des Hausschweins zeigt, im Vergleich zu anderen Tieren, Ähnlichkeiten bezüglich der Kreuz- und Kollateralbänder gegenüber dem menschlichen Knie (XEROGEANES et al., 1998).

In der vorliegenden Arbeit wurden die biomechanischen Untersuchungen deshalb an einem porcinen Tiermodell durchgeführt, da dies am ehesten dem Kniegelenk eines jungen Menschen entspricht. Die Sehne des M. semitendinosus ist beim Schwein aufgrund des kurzen Oberschenkels nur 2cm lang, setzt breitgefächert am Knochen an und ist deshalb für die experimentellen Untersuchungen ungeeignet (POPESKO, 1979). Deshalb wurde die Sehne des M. extensor digitalis lateralis des Schweinehinterlaufes verwendet. Diese Sehne wurde bereits in verschiedenen Arbeiten als Ersatz für die humane Hamstringsehne verwendet (CLARK et al., 1998; YAMANAKA et al., 1999; Becker et al., 2000b; ADAM et al., 2001a und b und 2004).

Die morphologischen und biomechanischen Eigenschaften der Sehne des M. extensor digitalis lateralis wurden in der Habilitationsschrift von ADAM (2004) untersucht. Die

ermittelte durchschnittliche Querschnittsfläche lag beim porcinen 4-fach-Sehnentransplantat bei 49,8mm<sup>2</sup>. Vergleichsweise beträgt die Querschnittsfläche des humanen 4-fach-Sehnentransplantats zwischen 43 – 57, 1mm<sup>2</sup> (TO et al., 1999; WILSON et al., 1999). Die maximale Haltekraft des verwendeten porcinen 4-fach-Sehnentransplantats lag bei 1554N. Im Vergleich wurde bei den DLSTG-Transplantaten eine maximale Haltekraft zwischen 2396N und 4213N ermittelt (WILSON et al., 1999; TO et al., 1999). Somit lag die maximale Haltekraft der porcinen Sehnen-Transplantate deutlich unter der Reißkraft der humanen Sehnen-Transplantate. Entscheidend für die vorliegende Arbeit war, dass die Maximalkraft der porcinen Sehnen-Transplantaten deutlich über den zu erwartenden Haltekräften der zu prüfenden tibialen Verankerungsverfahren liegt, und somit ein geeignetes Tiermodell für diese Arbeit darstellte.

#### RSA-Messung:

Die Stabilität der implantierten Marker hängt von einer verlässlichen Verankerung ab. Die Implantation der tibialen Referenzmarker konnte problemlos durchgeführt werden. In allen Versuchen zeigten sich anhand des Rigid-Body-Test stabile Tibia-Polygone mit nur geringen Abweichungen. Schwieriger gestaltete sich die Verankerung der kleinen Tantalmarker im Sehngewebe. Die Implantation wurde mit feinen Kanülen direkt in das Zentrum der Sehnen-Transplantate durchgeführt. Bei der Cross-Pin Versuchsreihe konnten die Tantalmarker in das solide vernähte Sehnenbündel problemlos eingebracht werden. Bei den anderen Versuchsreihen wurden die Tantalmarker in die einzelnen Sehnen-schenkel eingebracht. Im Sehnenzentrum werden die Tantalmarker von kollagenem Gewebe umhüllt und bei Belastung zwischen dem straffen Kollagen-gewebe eingeklemmt. Bis 400N zeigten sich anhand des Rigid-Body Test stabile Polygone. Somit konnten die Berechnungen anhand der „Segmentalen Bewegungsanalyse (Segmentmotion)“ durchgeführt werden. Bei stärkeren Belastungen wurden, aufgrund der Instabilität des Polygons, einzelne Marker ausgeschlossen. Bei der Relativbewegung eines Markers von mehr als 0,25mm im Polygon wurden die Marker aus der segmentalen Bewegungsanalyse ausgeschlossen und anhand der Punkt-bewegungsanalyse („Pointmotion“) berechnet. In allen Versuchsreihen waren genügend stabile Marker vorhanden, um eine vollständige RSA-Auswertung durchzuführen. Sowohl die gleichmäßigen Verläufe der Weg-Kraft-Kurven, als auch die durchgeführten

Doppelmessungen, sind ein indirekter Beweis für die stabile Verankerung der Marker in den Sehnen und einer korrekten Messung der Transplantatbewegung im Bohrkanaal.

Die Messgenauigkeit der RSA wird in klinischen Studien mit 0,1 – 0,2mm angegeben (KÄRRHOLM et al., 1994; RYD et al., 2000). Selbst kleinste Bewegungen werden bei dieser Methode mit hoher Präzision erfasst. Im Vergleich zu klinischen Studien, wurde die Position der Röntgenröhren in Relation zum Kalibrierungskäfig während der Versuchsreihen nicht verändert. Außerdem konnten die Röntgenparameter so gewählt werden, dass eine optimale Filmbelichtung vorhanden war, unabhängig von der Strahlenbelastung des Objektes. Für den verwendeten Versuchsaufbau wurde anhand von Doppelmessungen, mit Hilfe der Dahlberg-Formel (DAHLBERG, 1940), eine Messgenauigkeit von 0,05mm evaluiert. Sie liegt im Grenzbereich der theoretischen Präzision der Methode von 0,01mm. Von anderen Autoren (FRIDEN et al., 1992; RYD et al., 2000; VALSTAR et al., 2000) wurden ähnlich geringe Messfehler bei standardisierten RSA-Untersuchungen bestimmt.

#### Messparameter:

Da die Stabilität der Kreuzbandersatzplastik primär durch die Fixation des Transplantats im Knochen bestimmt wird, konzentrieren sich die Untersuchungen auf mechanische Eigenschaften der Verankerung. Während der Rehabilitation nach einer VKB-Plastik kommt es vor allem zu submaximalen Belastungen. Bestimmt wurden deshalb:

- die elastische Verformung (Bungee-Effekt) und plastische Verformung
- die Elastizitätsgrenze
- die lineare Steifigkeit
- die maximale Haltekraft

Die maximale Haltekraft wird von einigen Autoren als Spitzenlast angegeben, bei der die Transplantatfixation versagt (ROWDEN, 1997; SEITZ, 1999). Im Bereich der Rehabilitation ist in der Regel nicht die maximale Haltekraft entscheidend, sondern die Transplantatbewegungen bei submaximalen Haltekraften, da im Rahmen der Rehabilitation die Spitzenkräfte in der Regel nicht erreicht werden. Von NOYES et al. (1984) wurden die Spitzenbelastungen, die auf eine VKB-Plastik einwirken, auf etwa 450N geschätzt. Von RUPP et al. (1999) wurden bei passiver Streckung eine Last von  $128 \pm 25\text{N}$  und bei aktiver Streckung eine Kraft von  $219 \pm 25\text{N}$  auf die VKB-Rekonstruktion bestimmt. Wichtig ist deshalb die Beurteilung der Fixation bei

submaximaler Belastung. Nach HÖHER (2005) sollte die freie Streckung eine Woche nach dem operativen Ersatz des VKB, sowie eine zunehmende Beugung ab der 3. postoperativen Woche, Ziel der Rehabilitation sein. Ab der 7. Woche sollte in der Rehabilitationsphase das Wiedererlangen der Kraft im Vordergrund stehen.

Normalerweise wird die maximale Haltekraft in einem einzelnen Ausreißversuch ermittelt. Die maximale Haltekraft wird in den ersten postoperativen Wochen in der Regel nicht erreicht. Vielmehr wird die VKB-Ersatzplastik mit hoher Frequenz submaximal beansprucht. Bei den Versuchen wurde deshalb insbesondere auf die biomechanischen Eigenschaften im submaximalen Lastbereich geachtet. Aufgrund der stufenweise gesteigerten Belastung, sind aber die in der vorliegenden Arbeit gewonnenen Ergebnisse nicht uneingeschränkt mit anderen Arbeiten vergleichbar.

Die Elastizitätsgrenze ist erreicht, wenn eine Last erstmals zu einer plastischen oder irreversiblen Deformierung der Fixation führt. Es kommt zum Rutschen bzw. Nachgeben des Transplantats an der Fixation und damit zu einer Verringerung der Stabilität der Kreuzbandplastik. Zwangsläufig führt dies zu einer Abnahme der intraartikulären Bandspannung und somit zu einer vermehrten Laxität des Kniegelenks. Die postoperative Belastbarkeit einer VKB-Rekonstruktion ergibt sich deshalb unmittelbar aus der Elastizitätsgrenze. Um die Elastizitätsgrenze zu bestimmen, muss die Verankerung geringfügig plastisch deformiert werden. Die plastische Deformierung und somit die Festlegung der Elastizitätsgrenze ist abhängig von der Messgenauigkeit. Für alle Versuchsreihen wurde die Elastizitätsgrenze bei einer plastischen Deformierung der Transplantatverankerung von 0,25mm in Zugrichtung festgelegt.

Die lineare Steifigkeit gibt an, um welche Strecke sich die Fixation unter einer bestimmten Last elastisch verformt, d.h. bevor eine plastische Verformung der Fixation einsetzt. Sie wird definitionsgemäß aus der linearen Steigung einer Weg-Kraft-Kurve bei kontinuierlicher Belastungssteigerung berechnet und wird in Newton pro Millimeter (N/mm) angegeben. Je geringer die lineare Steifigkeit, desto höher sind die Relativbewegungen des Transplantats im Bohrkanal und desto höher ist die Gefahr einer gestörten Transplantateinheilung in den Knochen (RORK, 2000). Besonders bei den gelenkfernen Verankerungen wird eine geringe Steifigkeit beschrieben (SCHEFFLER et al., 2007).

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **5.2.1 Haltekraft**

Die höchste maximale Ausreißkraft zeigte in dieser Arbeit mit  $745 \pm 169\text{N}$  die Washerloc Fixation.

Der Vergleich mit der Literatur zeigt, dass etwas höhere Haltekraften zuvor von MAGEN et al. (1999) mit  $905\text{N}$ , von KOUSA et al. (2003) mit  $975\text{N}$  und von COLERIDGE et al. (2004) mit  $945\text{N}$  ermittelt wurden.

Eine etwas niedrigere, nicht signifikante, maximale Haltekraft wies die Cross-Pin Verankerung mit  $647 \pm 113\text{N}$  auf.

Nach zyklischer Vorbelastung ermittelten KOUSA et al. (2003), unter Verwendung der gleichen resorbierbaren Cross-Pins für die femorale Verankerung eines humanen Hamstring-Transplantats in einer Schweinetibia, höhere maximale Haltekraften von  $768 \pm 253\text{N}$ . Die niedrigeren Haltekraften in der vorliegenden Arbeit sind wahrscheinlich auf die zyklischen submaximalen Vorbelastungen zurückzuführen.

Die Suture Disk Verankerung wies die biomechanisch schlechtesten Eigenschaften auf. Mit einer maximalen Haltekraft von  $445 \pm 36\text{N}$  lag diese Fixation deutlich unter den anderen untersuchten Fixationsverfahren.

MAGEN et al. (1999) bestimmten die biomechanischen Eigenschaften eines ähnlich geformten Titanknopfes an einem bovinen Tiermodell. Es wurde dabei nach zyklischer Belastung eine ähnliche Haltekraft von  $442 \pm 67\text{N}$  ermittelt.

Die Stabilität der Fadenfixation beim Hamstring-Transplantat wird zusätzlich durch die Elastizität des Fadenmaterials beeinflusst (KERBOULL et al. 1993; BECKER et al., 2000a). Gerade bei der Suture Disk Verankerung stellt dies ein Problem dar. SPENCER et al. (1998) und BECKER et al. (2000a) empfahlen die Präkonditionierung des Fadenmaterials vor Implantation. So untersuchten BECKER et al. (2000a) die Reißkraft unterschiedlicher Fadenmaterialien zur Transplantatarmierung. Es bestanden keine deutlichen Unterschiede in der Haltekraft, allerdings zeigten sich Abweichungen bei der Elongation der Fadenschlaufen unter Belastung. So wurde eine zuvor unbelastete Fadenschleife von  $30\text{mm}$  Länge unter Last bis zu  $4,1\text{mm}$  irreversibel deformiert. Aus

dieser Studie folgerte man, dass eine Präkonditionierung des Nahtmaterials bei den Fadenfixationen von Hamstringtransplantaten vor Implantation durchgeführt werden sollte. In der eigenen Studie wurde bei der Suture Disk Verankerung eine dreimalige Konditionierung des Materials vor Beginn des Versuches durchgeführt.

### 5.2.2 Versagensmodus

Bei der gelenknahen Cross-Pin Verankerung war in 7 von 10 Fällen der Bruch der bioresorbierbaren Pins verantwortlich. Aufgrund der wechselnden Biegebelastungen kam es bei hohen Lasten zum Brechen im Verankerungsbereich. Auch KOUSA et al. (2003) ermittelten in ihrer Arbeit in 80% der Fälle als Versagensmechanismus einen Bruch der Cross-Pins. In 3 Fällen kam es zum Versagen des Sehnenschenkels.

Vom Hersteller selbst ist nur ein sparsames Vernähen der Sehnenschenkel empfohlen. Auch die Ausrichtung der vernähten Sehnenstränge muss laut Angaben des Herstellers nicht beachtet werden, da durch die Platzierung der Cross-Pins eine zusätzliche Kompression der Sehne im Tunnel erzeugt wird. Allerdings ist zu bedenken, dass unter Zugbelastung eine Volumenabnahme der Sehne, aufgrund der Straffung der kollagenen Fasern, stattfindet. Außerdem werden im Regelfall nicht alle Sehnenschenkel von den Pins durchbohrt. So ist zu erklären, dass trotz verhältnismäßig fester Armierung der Sehnenschenkel, es in 3 Fällen zu einem Versagen der Sehnenschenkel kam und die Maximalkraft weniger als 550N betrug. Eine festere Armierung der Sehnenschenkel ist deshalb empfehlenswert, damit auch die Sehnenschenkel, die nicht von den Cross-Pins direkt durchbohrt werden, suffizient verankert sind.

Hinsichtlich der Klärung des Versagensmechanismus bei der gelenkfernen Washerloc Verankerung, kam es in 8 von 10 Fällen zum Sehnenschenkelriss an der Fixation mit dem Washer. Das Problem war die gleichmäßige Fixierung der Sehnenschenkel durch die Pins des Washers. Trotz sorgfältiger Präparation, kam es zu Überlagerungen der einzelnen Sehnenschenkel unter dem Washer. Teilweise wurden auch die einzelnen Sehnenschenkel durch die Pins des Washers nicht vollständig erfasst. Schließlich kam es zum Nachgeben eines Sehnenschenkels an der Fixation, und schließlich zum Nachgeben des korrespondierenden Schenkels. Nur in 2 Fällen, und zwar bei Zuglasten



über 900N, kam es zum Nachgeben des Washerloc selbst. Dabei lockerten sich die proximalen Pins und lösten sich aus dem Knochen, während die distal gelegenen Pins des Washers sich in den Knochen bohrten. Bei einer Zuglast von 1000N löste sich zusätzlich das Gewinde der Schraube aus der gegenüberliegenden Kortikalis.

Der Nachteil einer bikortikalen Verschraubung der Tibia ist das Risiko neurovaskuläre Strukturen in der Kniekehle zu verletzen (POST und KING, 2001). Aufgrund der vorliegenden Daten ist es deshalb wichtig, bei der Präparation möglichst alle Sehnenansätze mit den Pins des Washers zu erfassen, um so eine suffiziente Verankerung zu erlangen. Hierzu wird ein relativ langes Sehnentransplantat benötigt.

Bei der Suture Disk Fixation kam es in allen Versuchen zu einer Ruptur des Fadenmaterials, und somit zum Ausriss der Sehnenansätze. Wie schon erwähnt, ist die Suture Disk Verankerung eine reine Fadenfixation. Aufgrund der Studien von BECKER et al. (2000a) und SPENCER et al. (1998) sollte eine Präkonditionierung des Nahtmaterials von Fadenfixationen bei 4-fach-Sehnentransplantaten durchgeführt werden. Diese wurde vor Beginn der Messungen konsequent durchgeführt. Zudem wurde ein stabiler Polyesterfaden verwendet und mehrfach verknotet. Im Vergleich zu den beiden Vergleichsgruppen zeigte sich nur eine relativ geringe Haltekraft der Fadenverankerung.

### 5.2.3 Lineare Steifigkeit

Für die Cross-Pin Fixation wurde eine lineare Steifigkeit von  $511 \pm 254\text{N/mm}$  ermittelt. ZANTOP et al. (2004) ermittelten eine deutlich geringere Steifigkeit von nur  $252 \pm 78\text{N/mm}$  und eine Transplantatbewegung von durchschnittlich  $5,07 \pm 1,9\text{mm}$  bei 250N Belastung. In bovinen Kniegelenken wurden humane Hamstring-Transplantate mit zwei gleichen resorbierbaren Cross-Pins verankert und zyklisch vorbelastet.

Auch KOUSA et al. (2003) zeigten in ihrer Studie, unter Verwendung der gleichen resorbierbaren Cross-Pins für die femorale Verankerung eines Hamstring-Transplantats in einer Schweinetibia, eine deutlich geringere lineare Steifigkeit von  $136 \pm 13\text{N/mm}$ . In dieser Arbeit fand sich lediglich ein Nachgeben von  $0,92 \pm 0,37\text{mm}$  bei einer Belastung von 250N und bei einer Belastung von 200N ein Nachgeben von

0,67 ± 0,26mm. Bei 400N Belastung zeigte sich eine Transplantatbewegung von 1,94 ± 0,82mm. Die Transplantatbewegung zwischen Be- und Entlastung (Bungee-Effekt) betrug bei 400N 0,83 ± 0,42mm.

Die gelenkferne Washerloc Verankerung zeigte mit 714 ± 321N/mm eine deutlich höhere lineare Steifigkeit.

MAGEN et al. (1999) ermittelten beim Washer eine deutlich geringere lineare Steifigkeit von 248 ± 76N/mm. KOUSA et al. (2003) ermittelten eine lineare Steifigkeit von 127 ± 22N/mm. In der vorgelegten Arbeit betrug die Transplantatbewegung bei 200N 0,52 ± 0,34mm, bei 400N Last ein Nachgeben von 1,93 ± 1,57mm. MAGEN et al. (1999) bestimmten dagegen bei 500N Belastung ein Nachgeben von 0,81mm. KOUSA et al. (2003) ermittelten nach 1500 Belastungszyklen mit maximal 200N eine deutlich höhere Migration von 3,2 ± 1,5mm. Der Bungee-Effekt war bei 400N in der vorliegenden Arbeit mit 1,08 ± 0,42mm relativ ausgeprägt.

Bei der gelenkfernen Suture Disk Fixation wurde in der vorliegenden Arbeit eine lineare Steifigkeit von nur 111 ± 26N/mm ermittelt. Bei 200N Belastung zeigte sich eine Transplantatbewegung von 3,17 ± 0,40mm und bei 400N Belastung eine Migration von 11,02 ± 4,35mm. Die Suture Disk Verankerung zeigte die größten Bewegungen zwischen Be- und Entlastung. Mit 4,93 ± 2,64mm lag der Bungee-Effekt deutlich höher als bei den anderen Fixationsverfahren.

MAGEN et al. (1999) ermittelten eine lineare Steifigkeit von 70 ± 19N/mm.

Auffällig ist, dass die linearen Steifigkeitswerte in den zitierten Arbeiten deutlich niedriger sind, als die von mir ermittelten Werte. In den zitierten Arbeiten wurden die Messungen mit Hilfe von Materialprüfmaschinen durchgeführt. Auch BECKER et al. (2000b) untersuchten die biomechanischen Eigenschaften tibialer Fixationsverfahren von Hamstring-Transplantaten anhand einer Materialprüfmaschine. Es ist allerdings kaum vorstellbar, dass ein Konstrukt sich bei 200N Last 4,38mm im Bohrkanaal bewegt und nach Entlastung wieder vollständig in seine Ausgangsposition zurückgleitet. Die lineare Steifigkeit ist definitionsgemäß eine Weg-Kraft-Kurve bei kontinuierlicher Belastungssteigerung. Anhand der Materialprüfmaschine wird die

Kraft/Dehnungsrelation über Abstandsänderungen der Probeaufnahmen ermittelt. Dadurch wird nicht nur die Dehnung der Verankerung bestimmt, sondern es wird auch die Dehnung der Sehne selbst erfasst. Somit ist eine isolierte Messung der linearen Steifigkeit der Fixation nicht möglich, da die relativ geringe Steifigkeit der Sehne, die höhere Steifigkeit der Verankerung überlagert. Aus diesen Gründen wurde in den Vergleichsarbeiten eine geringere lineare Steifigkeit bestimmt.

Mit Hilfe der RSA-Methode können isolierte Bewegungen der Sehne im Bohrkanal gemessen werden, und Dehnungen der Sehne von den Messungen zur linearen Steifigkeit der Fixation ausgeschlossen werden (ADAM et al., 2000, 2001a und b, 2002 und 2004). Auch SMITH et al. (2006) untersuchten anhand der RSA-Methode, die Längenänderung einer einfach geloopten Sehne an einem bovinen Tiermodell nach zyklischer Belastung mit einer femoralen Cross-Pin Verankerung und einer tibialen Washerloc Fixation. Aufgrund der RSA-Messungen konnten die exakten Längenänderungen im Bereich der Fixationen und zwischen den Fixationen ermittelt werden. Mit Hilfe der RSA-Methode ist es möglich, isoliert die lineare Steifigkeit der Fixation zu erfassen.

In der vorgelegten Arbeit zeigte die gelenknahe Cross-Pin Verankerung den geringsten Bungee-Effekt. Teilweise deutlich höhere Werte wurden bei den gelenkfernen Verankerungen beobachtet. Zudem werden bei gelenkfernen Verankerungen, bei Bewegungen des Kniegelenks, scheibenwischerartige Bewegungen des Transplantats im Knochenkanal beschrieben (NEBELUNG et al., 1998; HÖHER et al., 1999; MÜLLER et al., 2007; SCHEFFLER et al., 2007). Diese Bewegungen werden für die gelenknahe Aufweitung der Bohrkanäle und somit für die Störung der knöchernen Einheilung verantwortlich gemacht (JANSSON et al., 1999; SIMONIAN et al., 2000; RORK, 2000; BÜLOW et al., 2002).

#### 5.2.4 Elastizitätsgrenze

Wenn die Elastizitätsgrenze überschritten wird, treten plastische Deformationen der Transplantatverankerung ein. Im Rahmen der postoperativen Phase führt dies zu einem Rutschen des Transplantats an der Fixation, und somit zu einer Abnahme der intraartikulären Bandspannung. Es resultiert eine vermehrte Laxität des Kniegelenks. Somit wird der stabilisierende Effekt der Kreuzbandplastik auf das Kniegelenk nach der Operation verringert (JAUREGUITO, 1996; BEYNNON, 1997).

Die Cross-Pin Fixation zeigten eine Elastizitätsgrenze von  $196 \pm 36\text{N}$ . Etwas höher fiel die Elastizitätsgrenze bei der Washerloc Verankerung aus ( $246 \pm 103\text{N}$ ). Die Washerloc Verankerung hatte die höchste Elastizitätsgrenze im Vergleich zu den anderen Fixationen. Wenn man bedenkt, dass in der postoperativen Phase Kräfte bei passiver und aktiver Streckung zwischen  $128\text{N}$  und  $219\text{N}$  (RUPP et al., 1999) und beim normalen Gehen Kräfte von etwa  $150\text{N}$  im Rahmen einer Wechselbelastung auf ein Kniegelenk einwirken (MAGEN et al., 1999), ist bei diesen Werten gerade noch eine aktive Rehabilitation möglich. Allerdings wurden von NOYES und Mitarbeiter (1984) im Rahmen der Rehabilitation deutlich höhere Werte geschätzt. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse sollte deshalb nach einer VKB-Plastik mit Cross-Pins oder mit Washerloc eine vorsichtige Rehabilitation erfolgen.

Für die Suture Disk Verankerung wurde eine Elastizitätsgrenze von nur  $86 \pm 26\text{N}$  ermittelt. Diese Last kann bereits bei passiver Kniebewegung überschritten werden. Das Fixationsverfahren mit dem Suture Disk kann deshalb nach den vorliegenden Ergebnissen nicht empfohlen werden.

Klinische Nachuntersuchungen zeigten eine geringere vordere Kniestabilität beim Ersatz des VKB mit Hamstringsehnen durch eine vermehrte femorotibiale Translation (OTERA, 1993; O'NEILL, 1996). Durch die niedrige Elastizitätsgrenze könnte es zu einem Rutschen der Transplantatfixation in der Einheilungsphase kommen, und dies könnte die vermehrte Translation begünstigen.

### **5.3 Schlussfolgerung**

Zur Beurteilung eines Fixationsverfahrens beim Ersatz des VKB ist nicht nur die maximale Haltekraft entscheidend, sondern auch die Elastizitätsgrenze und die lineare Steifigkeit der Verankerung. Die maximale Haltekraft des Fixationsverfahrens übersteigt in der Regel die Belastungen in der postoperativen Phase. Gerade eine niedrige Elastizitätsgrenze kann in der Rehabilitationsphase zu einem Nachgeben oder Rutschen der Sehne an der Verankerung führen, was wiederum zu einer Abnahme der intraartikulären Bandspannung und dadurch zur Instabilität führt. Eine niedrige lineare Steifigkeit führt zu großen Relativbewegungen des Transplantates im Bohrkanal, was zu einer Störung der knöchernen Einheilung und Aufweitung des Knochenkanals führen kann.

Wichtig zur Bestimmung der linearen Steifigkeit der Fixation ist die RSA-Methode, da bei dieser Methode die Dehnung des freien Sehnenendes und Bewegungen an der Verankerung getrennt bestimmt werden können. Wird die lineare Steifigkeit mit Hilfe einer Materialprüfmaschine bestimmt, so fließen sowohl die Dehnung des freien Sehnenendes, als auch die Verankerung des Präparates in die Berechnung mit ein. Zur genauen Bestimmung der linearen Steifigkeit müssen deshalb isoliert die Relativbewegungen des Transplantats im Bohrkanal unter Belastung gemessen werden, wofür die RSA-Methode ideal geeignet ist.

Die biomechanischen Untersuchungen der gelenkfernen Washerloc-Fixation zeigten eine sehr hohe Haltekraft und eine vergleichsweise hohe lineare Steifigkeit. Bedingt durch die gelenkferne Fixation, wurde allerdings eine relativ geringe Elastizitätsgrenze ermittelt. Des Weiteren zeigten sich ausgeprägte elastische und plastische Transplantatbewegungen im Bohrkanal unter Be- und Entlastung (Bungee-Effekt). Zudem begünstigt die gelenkferne Verankerung das sogenannte Scheibenwischer Phänomen bei Gelenkbewegungen, was eine Aufweitung des Bohrkanals begünstigt. Um ein Rutschen des Transplantats an der Fixation, und somit eine Abnahme der gelenkstabilisierenden Wirkung und eine Störung der knöchernen Einheilung zu vermeiden, ist deshalb eine vorsichtige Rehabilitation zu empfehlen.

Die gelenkferne Fadenfixation des Hamstring-Transplantats mit dem Suture Disk ist für den klinischen Gebrauch nicht zu empfehlen. Mit Abstand zeigte diese Verankerung die schlechtesten biomechanischen Eigenschaften. Schon die maximale Haltekraft liegt nur im Bereich der geschätzten Spitzenbelastungen in der postoperativen Phase. Die Elastizitätsgrenze ist so niedrig, dass es bereits beim normalen Gehen, zum Rutschen des Transplantats an der Fixation und so zur Lockerung der Bandplastik kommen kann. Außerdem zeigten sich ausgeprägte Transplantatbewegungen unter Last (Bungee-Effekt), so dass die knöcherne Einheilung des Transplantats gefährdet ist.

Die Cross-Pin Verankerung ist eine gelenknahe Fixation. Es zeigte sich in den Untersuchungen eine ausreichend hohe maximale Haltekraft. Allerdings sind die Elastizitätsgrenze und die lineare Steifigkeit relativ niedrig, so dass diese Verankerung nicht für eine aggressive postoperative Rehabilitation geeignet scheint.

Aus den biomechanischen Untersuchungsergebnissen ergeben sich die klinischen Konsequenzen, dass bei der gelenknahen Cross-Pin Verankerung und der Washerloc Verankerung aufgrund der geringen Elastizitätsgrenzen und geringen linearen Steifigkeiten nur eine restriktive Rehabilitation empfehlenswert ist, um die Einheilung der VKB-Plastik nicht zu gefährden. Die extrakortikale Fadenfixation mit dem Suture Disk ist für den klinischen Alltag nicht zu empfehlen. Aufgrund des ausgeprägten Bungee-Effektes, der geringen Elastizitätsgrenze und der unzureichenden Haltekraft sind eine Störung der knöchernen Einheilung und eine Auslockerung der Bandplastik in der Rehabilitationsphase zu befürchten.

## **6. Literaturverzeichnis**

1. Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D (2000) In-vivo-Stabilität der Interferenzverschraubung bei VKB Plastiken mit dem mittleren Patellarsehndrittel. Eine Röntgen-Stereometrie-Analyse (RSA) Studie. Z.Orthop.Ihre Grenzgeb. 138 (Suppl):118
2. Adam F, Schiel K, Pape D (2001a) Stabilitätsvergleich von Interferenzverschraubung mit Suture Disk bei VKB Plastiken mit Semitendinosussehe. Eine experimentelle RSA Studie. Z.Orthop.Ihre Grenzgeb. 139 (Suppl):84
3. Adam F, Pape D, Steimer O, Kohn D, Rupp, S (2001b) Biomechanische Eigenschaften der Interferenzverschraubung beim Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit Patellar-und Hamstring-Transplantaten. Eine experimentelle Studie mittels Röntgenstereometrieanalyse (RSA). Orthopäde 30:649-657
4. Adam F, Pape D, Kohn D, Seil R (2002) Length of the patellar tendon after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft: a prospective clinical study using Roentgen Stereometric Analysis. Arthroscopy 18(8):859-864
5. Adam F, Pape D, Schiel K, Steimer O, Kohn D, Rupp S (2004) Biomechanical properties of patellar and hamstring graft tibial fixation techniques in anterior cruciate ligament reconstruction: Experimental study with roentgen stereometric analysis. Am.J.Sports Med.32(1):71-78
6. Bauer J, Strehl R, Gotzen L (2007) Biomechanische Studie zur Fixation des Patellarsehnen- (BPTB) Transplantats mit biointegrierbaren CB- und Titan-Interferenzschrauben. Arthroscopie 20:150-153
7. Becker R, Stärke C, Schröder M, Nebelung W (2000b) Biomechanische Eigenschaften tibialer Fixationsverfahren von Hamstring-Transplantaten zur Kreuzbandrekonstruktion. Arthroscopie 13(6):314-317
8. Becker R, Schroder M, Starke C, Ropke M, Nebelung W (2000a) Mechanische Eigenschaften von Fadenmaterialien zur Verankerung von Kreuzbandtransplantaten. Unfallchirurg 103(5):375-379
9. Becker R, Voigt D, Starke C, Heymann M, Wilson GA, Nebelung W (2001) Biomechanical properties of quadruple tendon and patellar tendon femoral fixation techniques. Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc. 9(6):337-342
10. Benedetto KP (2000) Frische Kapsel-Band-Verletzung des Kniegelenkes. In Kohn D: Das Knie. Thieme Verlag, Stuttgart-New York:151-162
11. Berg TL, Paulos LE (2004) Endoscopic ACL reconstruction using stryker biosteon cross-pin femoral fixation and interlock cross-pin tibial fixation. Surg Technol Int. 12:239-244

12. Beynon BD, Risberg MA, Tjomsland O, Johnson RJ (1997) Evaluation of knee joint laxity and the structural properties of the anterior cruciate ligament graft in the human. A case report. *Am.j.Sports Med.* 25:203-206
13. Bollag HR, Marty M, Frölicher U, Ruedi G (2004) Wie viel Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandersatzplastik ist notwendig? *Arthroskopie* 13:179-185
14. Borlin N, Thien T, Kärrholm J (2002) The precision of radiostereometric measurements. Manual vs. digital measurements. *Biomech.* 35(1):69-79
15. Bülow JU, Siebold R, Ellermann A (2002) A prospective evaluation of tunnel enlargement in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring: extracortical versus anatomical fixation. *Knee.Surg.Sports Traumatol. Arthrosc.*10(2):80-85
16. Clark R, Olsen RE, Larson BJ, Goble EM, Farrer RP (1998) Cross-pin femoral fixation: A new technique for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction of the knee. *Arthroskopie* 14(3):258-267
17. Coleridge SD, Amis AA (2004) A comparison of five tibial-fixation systems in hamstring-graft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surg. Traumatol. Arthrosc.*12(5):391-397
18. Dahlberg G (1940) *Statistical methods for medical and biological students.* Interscience Publication, New York
19. Dargel J, Schmidt-Wiethoff R, Schneider T, Brüggemann G-P, Koebke J (2005) Biomechanical testing of quadriceps tendon-patellar bone grafts: an alternative graft source for press-fit anterior cruciate ligament reconstruction? *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 126:265-270
20. Duffee AR, Brunelli JA, Nyland J, Burden R, Nawab A, Caborn D (2006) Bioabsorbable screw divergence angle, not tunnel preparation method influences soft tissue tendon graft-bone tunnel fixation in healthy bone. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 15:17-25
21. Fetto JF, Marshall JL (1980) The natural history and diagnosis of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin. Orthop.* 147:29-38
22. Friden T, Ryd L, Lindstrand A (1992) Laxity and graft fixation after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A roentgen stereophotogrammetric analysis of 11 patients. *Acta orthop. Scand.* 63(1):80-84
23. Gillquist J, Messner K (1999) Anterior cruciate ligament reconstruction and the longterm incidence of gonarthrosis. *Sports med.* 27(3):143-156
24. Gorschewsky O, Klakow A, Pütz A, Mahn H, Neumann W (2007) Clinical comparison of autologous tendon (BQT) and the autologous patella tendon (BPTB) for the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* 15:1284-1292



25. Harilainen A, Sandelin J, Jansson KA (2005) Cross-pin femoral fixation versus interference screw fixation in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons: results of a controlled prospective randomized study with 2-year follow-up. *Arthroscopy* 21(1):25-33
26. Henricson A, Dalen T, Nilsson KG (2006) Mobile bearings do not improve fixation in cemented total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 448:114-121
27. Höher J, Livesay G, Ma CB, Withrow, JD, Fu F, Woo S (1999) Hamstring graft motion in the femoral tunnel when using titanium button/polyester tape fixation. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 7(4):215-219
28. Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski RE, Fu FH, Woo SL (2000) Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J.Orthop.Res.* 18(3):456-461
29. Höher J (2005) Rehabilitation nach operativem Ersatz des vorderen Kreuzbandes. *Arthroskopie* 18:41-47
30. Jansson KA, Harilainen A, Sandelin J, Karjalainen PT, Aronen HJ, Tallroth, K (1999) Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with the hamstring autograft and endobutton fixation technique. A clinical, radiographic and magnetic resonance imaging study with 2 years follow-up. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.*7(5):290-295
31. Jaureguito JW, Paulos LE (2001) Why grafts fail. *Clin. Orthop.* 25-41
32. Johnson GA, Tramaglini DM., Levine, RE, Ohono K, Choi NY, Woo SL (1994) Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J.Orthop.Res.*12:796-803
33. Kärrholm J, Jonsson H, Nilsson KG, Söderquist I (1994a) Kinematics of successful knee prostheses during weight-bearing: three-dimensional movements and positions of screw axes in the Tricon-M and Miller-Galante designs. *Knee.Surg.Sports.Traumatol.Arthrosc.* 2:50-59
34. Kärrholm J, Frech W, Nilsson KG, Snorrason F (1994b) Increased metal release from cemented femoral components made of titanium alloy. 19 hip prostheses followed with radiostereometry (RSA). *Acta Orthop.Scand.* 65(6):599-604
35. Kärrholm J, Gill RH, Valstar EH (2006) The history and future of radiostereometric analysis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 448:10-21
36. Kartus J, Ejerhed L, Sernert N, Brandsson S, Karlsson J (2000) Comparison of traditional and subcutaneous patellar tendon harvest. A prospective study of donor site-related problems after anterior cruciate ligament reconstruction using different graft harvesting techniques. *Am.j.Sports.Med* 28(3):328-335
37. Kerboull L, Christel P, Meunier A (1993) Influence of the suture technique and material on the mechanical behavior of a reinforced Mac Intosh graft *Rev.Chir Orthop.Reparatrice Appar.Mot.*79(3):185-193

38. Kohn D (2000) Chronische Instabilität. In Kohn D: Das Knie. Thieme Verlag, Stuttgart-New York:163-173
39. Kousa P, Jarvinen TL, Kannus P, Ahvenjari M, Kaikkonen A, Jarvinen M (2001) A bioabsorbable plug in bone-tendon-bone reconstruction of the anterior cruciate ligament: introduction of a novel fixation technique. *Arthroscopy* 17(2):144-150
40. Kousa P, Jarvinen TL, Vihavainen M, Kannus P, Jarvinen M (2003) The fixation strength of six hamstring fixation devices in anterior cruciate ligament rekonstruktion. Part II tibial site. *Am.J.Sports Med.* 31(2):182-188
41. Krogsgaard MR (2002) The anterior cruciate ligament. *Ugeskr Laeger* 164(9):1208-1214
42. Lauge-Pedersen H, Hägglund G, Johnsson R (2006) Radiosterometric analysis for monitoring percutaneous physiodesis. A preliminary study. *J. Bone Joint Surg. Br.* 88(11):1502-1507
43. Magen HE, Howell SM, Hull ML (1999) Structural properties of six tibial fixation methods for anterior cruciate ligament soft tissue grafts. *Am.J.Sports Med.* 27(1):35-43
44. Madant R, Moritz N, Aro HT (2007) Three-dimensional computer simulation of radiostereometric analysis (RSA) in distal radius fractures. *Biomech.* 40(8):1855-1861
45. Müller B, Rupp S, Kohn D, Seil R (2000) Sportfähigkeit nach arthroskopisch assistierter vorderer Kreuzbandplastik mit dem mittleren Drittel der Patellarsehne. *Arthroskopie* 13(6):298-302
46. Müller A, Seide K, Fuchs S, Wurm M, Jürgens, C (2007) Vordere Kreuzbandersatzplastik. *Trauma und Berufskrankheit* 9:122-127
47. Muneta T, Yamamoto H, Sakai H, Ishibashi T, Furuya K (1993) Relationship between changes in length and force in in-vitro reconstructed anterior cruciate ligament. *Am.J.Sports Med.* 21(2):299-304
48. Nebelung W, Becker R, Merkel M, Ropke M (1998) Bone tunnel enlargement after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus tendon using Endobutton fixation on the femoral side. *Arthroscopy* 14(8):810-815
49. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1976) The strength of the anterior cruciate ligament in humans and monkeys. Age and species related changes. *J.Bone Joint Surg.Am.* 58:1074-1082
50. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1984) Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J.Bone Joint Surg.Am.* 66(3):344-352

51. Nurmi JT, Jarvinen TL, Kannus P, Sievänen H, Toukosalo J, Jarvinen M (2002) Compaction versus extraction drilling for fixation of the Hamstring tendon graft in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am.J.Sports Med.* 30(2):167-173
52. Nyström L (1990) Algorithms and program system for Roentgen Stereophotogrametric Analysis. UMINF – 187.90. ISSN-0384-0542. 1990 Institute of Information and Progressing. Department of Computer Science. University of Umea.
53. Olah A (1986) Knochengewebe; metabolische Läsionen. In Riede NR, Schaefer HE, Wehner H: *Allgemeine Pathologie*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York:1034-1035
54. O'Neill D (1996) Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J.Bone Joint Surg.Am.*78:803-813
55. Otera A, Hutcheson L (1993) A comparison of the doubled semitendinosus/gracilis and central third of the patellar tendon autografts in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 9:143-148
56. Pape D, Adam F, Fritsch E, Müller K, Kohn D (2000) Primary lumbosacral stability after open posterior and endoscopic anterior fusion with interbody implants: a roentgen stereogrammatic analysis. *Spine* 25(19):2514-2518
57. Pape D, Fritsch E, Kelm J, Müller K, Georg T, Kohn D, Adam F (2002) Lumbosacral stability of consolidated anteroposterior fusion after instrumentation removal determined by roentgen stereophotogrammetric analysis and direct surgical exploration. *Spine* 27(3):269-274
58. Popesko P (1979) *Atlas der topographischen Anatomie der Haustiere. Band III: Becken und Gliedmaßen* Springer-Verlag, 1979:109-113
59. Post WR, King SS (2001) Neurovaskular risk of bicortical drilling for screw and spiked washer fixation of soft-tissue anterior cruciate ligament graft. *Arthroscopy* 17(3):244-247
60. Rauch G, Allzeit B, Gotzen L (1988) Biomechanische Untersuchungen zur Zugfestigkeit des vorderen Kreuzbandes unter besonderer Berücksichtigung der Altersabhängigkeit. *Unfallchirurg* 91:437-443
61. Rork PE (2000) Bungee cord effect in hamstring tendon ACL reconstruction. *Orthopedics* 23:184
62. Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Schindhelm K (1997) Anterior cruciate ligament graft fixation. Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am.J.Sports Med.* 25(4):472-478
63. Rupp S, Seil R, Schneider A, Kohn D (1999) Ligament graft initial fixation strength using biodegradable interference screws. *J.Biomed.Mater.Res.* 48(1):7074-7080

64. Rupp S, Kohn D (2002) Vorderes Kreuzband im Mittelpunkt des Interesses. *Orthopäde* 31(8):701
65. Rupp S, Seil R, Jäger A, Kohn D (2002) Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit dem Patellarsehnentransplantat. *Orthopäde* 31(8):751-757
66. Ryd L, Yuan X, Lofgren H (2000) Methods for determining the accuracy of radiostereometric analysis (RSA). *Acta Orthop.Scand.* 71(4):403-408
67. Scheffler SU, Petersen W, Weiler A (2007) Fixation von Kreuzbandtransplantaten. *Arthroskopie* 20:105-114
68. Seitz H, Vecsei V, Menth-Chiari WA, Markovits S (1999) Comparison of femoral and tibial pullout forces in bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstructions with a new interference fixation device. *Arthroscopy* 15:173-178
69. Selvik G (1981) Roentgen stereophotogrammetry and skeletal kinematics. Technical report, Department of Anatomy, University of Lund, Sweden
70. Selvik G (1989) Roentgen Stereophotogrammetry. A method for the study of kinematics of the skeletal system. Thesis, University of Lund, Lund, Sweden 1974. Reprint. *Acta Orthop.Scand.Suppl* 232
71. Selvik G (1990) Roentgen Stereophotogrammetric Analysis. *Acta Radiol.* 31(2):113-126
72. Simonian PT, Erickson MS, Larson RV, O'kane JW (2000) Tunnel expansion after hamstring anterior cruciate ligament reconstruction with 1-incision EndoButton femoral fixation. *Arthroscopy* 16(7):707-714
73. Shirakura K, Kobuna Y, Kizuki S, Terauchi M, Fukasawa N (1995a) Untreated acute anterior cruciate tears in recreational athletes. *Traumatol.Arthrosc.* 3(2):62-67
74. Shirakura K, Terauchi M, Kizuki S, Moro S, Kimura M (1995b) The natural history of untreated anterior cruciate tears in recreational athletes. *ClinOrthop.* 317:227-236
75. Smith CK, Hull ML, Howell SM (2006) Lengthening of a single-loop tibialis tendon graft construct after cyclic loading: a study using Roentgen stereogrammetric analysis. *Biomech. Eng.* 128(3):437-442
76. Stadelmaier DM, Lowe WR, Wickiewicz TL, Horowitz TL, Henderson L (1999) Observations on the injury mechanism of the anterior cruciate ligament tears in skiers. *Am.J.Sports Med.* 27(6):778-783
77. Steiner ME, Hecker AT, Brown CH, Jr, Hayes WC (1994) Anterior cruciate ligament graft fixation. Comparison of hamstring and patellar tendon grafts. *Am.J.SportsMed.* 22(2):240-246

78. Thanner J, Kärrholm J, Herberts P, Malchau H (2000) Hydroxyapatite and tricalcium phosphate-coated cups with and without screw fixation: a randomized study of 64 hips. *J Arthroplasty* 15(4):405-412
79. Trees AH, Howe TE, Dixon J, White L (2005) Exercise for treating isolated anterior cruciate ligament injuries in adults. *Cochrane Database Syst. Rev.* (4):CD005316
80. Valstar ER, Vroomann HA, Toksvig-Larsen S, Ryd L, Nelissen RG (2000) Digital automated RSA compared to manually operated RSA. *Biomech.* 33(12):1593-1599
81. Voigt C, Schönaich M, Lill H (2006) Anterior Cruciate Ligament: State of the Art. *European Journal of Trauma* 32:332-339
82. Webster KE, Feller JA, Hameister KA (2001) Bone tunnel enlargement following anterior cruciate ligament reconstruction. Randomised comparison of hamstring and patellar tendon grafts with 2 years follow up. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 9(2):86-91
83. Wilcox JF, Gross JA, Sibel R, Backs RA, Kaeding CC (2005) Anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons and cross-pin femoral fixation compared with patellar tendon autografts. 21(10):1186-1192
84. Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz, M (1999) A biomechanical analysis of matched bone-patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am.J.Sports Med.* 27(2):202-207
85. Woo S, Adams DJ (1990) The tensile properties of human anterior cruciate ligament (ACL) graft tissue. *Knee ligaments. Structure function, injury and repair.* Raven Press New York, 1990:279-289
86. Woo SL, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S (1991) Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *Am.J.Sports Med* 19(3):217-225
87. Xerogeanes JW, Fox RJ, Fox RJ, Takeda Y, Kim HS, Ishibashi Y, Carlin G, Woo SL (1998) A functional comparison of animal anterior cruciate ligament models to the human anterior cruciate ligament. *Ann Biomed. Eng.* 26(3):345-352
88. Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T (1999) The effect of cycle displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. 27(6):772-777
89. Zantop T, Weimann A, Rummler M, Hassenpflug J, Petersen W (2004) Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation: single cycle and cycle loading. *Am J. Sports Med.*32(3):641-649

## **7. Danksagung**

Besonders möchte ich mich bei Herrn Privatdozent Dr. med. Frank Adam für die große Unterstützung und Geduld während der Anfertigung meiner Arbeit bedanken. Sowohl während des experimentellen Arbeitens, als auch bei der Einführung in das Röntgen-Stereometrie-Analyse Verfahren, wurde ich hervorragend und stetig von Ihm betreut.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Dr. med. Oliver Steimer für die Unterstützung, während der Anfertigung dieser Arbeit, bedanken.

Außerdem gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. med. Dieter Kohn, für die Möglichkeit der Dissertation an der Orthopädischen Universitätsklinik Homburg/Saar.

Mein Dank gilt auch meinem Mann Norman Roth, ohne dessen Unterstützung ich diese Arbeit nie hätte fertig stellen können.

Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern, Ingeborg und Helmut Schiel bedanken, die mich während der gesamten Studien- und Ausbildungszeit vorbildlich unterstützt haben, und die mir erst die Möglichkeit gaben, das Studium der Humanmedizin durchzuführen.

## **8. Lebenslauf**

### PERSÖNLICHE DATEN

---

- Name: Karin Schiel
- Familienstand: verheiratet
- Staatsangehörigkeit: deutsch
- Geburtsdatum: 27.03.1978
- Geburtsort: Gernsbach
- Konfession: katholisch
- Ehemann: Norman Roth, Diplom-Mathematiker
- Eltern: Helmut Schiel, Montageschlosser im Ruhestand  
Ingeborg Schiel geb. Kalmbacher, Hausfrau
- Geschwister: Andreas Schiel, Diplom-Ingenieur

### SCHULE

---

1984 – 1988 Grundschule Scheuern  
1988 – 1994 Realschule Gernsbach  
1994 – 1997 Anne-Frank-Schule Rastatt  
1997 Abitur

### STUDIUM

---

1997 – 2003 Studium der Humanmedizin an der Universität des Saarlandes  
15.09.1999 Ärztliche Vorprüfung  
23.03.2001 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
04.04.2003 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
2003 – 2004 Studium der Humanmedizin an der Albert-Ludwigs-Universität  
Freiburg  
12.05.2004 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

### BERUFLICHER WERDEGANG

---

05/2004 – 09/2004 Ärztin im Praktikum in der Frauenklinik des Klinikums  
Pforzheim GmbH  
Seit 10/04 Assistenzärztin in der Frauenklinik des Klinikums  
Pforzheim GmbH

Gernsbach, den 01.05.2008