

Chirurgische Klinik und Poliklinik, Klinikum rechts der Isar,  
Technische Universität München  
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. J.R. Siewert)

## Druckverhältnisse im Carpus nach Capitatumverkürzung bei M. Kienböck

Renate Schmelz

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Medizin  
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. H.-M.A. Scherer
2. Univ.-Prof. Dr. St. Freiherr v. Gumpenberg-  
Pöttmeß-Oberbrennberg

Die Dissertation wurde am 17.04.2002 bei der Technischen Universität  
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 15.01.2003  
angenommen.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b><u>EINLEITUNG.....</u></b>	<b><u>1</u></b>
<b>2</b>	<b><u>MATERIAL UND METHODEN.....</u></b>	<b><u>5</u></b>
2.1	VERSUCHSAUFBAU.....	5
2.1.1	<i>Einbettung des proximalen Unterarmes.....</i>	<i>5</i>
2.1.2	<i>Fixierung der Hand.....</i>	<i>7</i>
2.1.3	<i>Messelemente.....</i>	<i>8</i>
2.1.4	<i>Aufbringung der 10-20N-Last.....</i>	<i>10</i>
2.1.5	<i>Zusammenfassung des Versuchsaufbaus.....</i>	<i>14</i>
2.2	VORVERSUCHE.....	15
2.2.1	<i>Standardermittlung für Kraftauftrag.....</i>	<i>15</i>
2.2.2	<i>Optimierung der Sensorfixierung.....</i>	<i>17</i>
2.2.3	<i>Vorversuche an der Leichenhand.....</i>	<i>19</i>
2.3	DER OPERATIVE VERSUCHSABLAUF.....	23
2.4	HAUPTVERSUCHE.....	31
2.4.1	<i>Leichenarm 1.....</i>	<i>31</i>
2.4.2	<i>Leichenarm 2.....</i>	<i>34</i>
2.4.3	<i>Leichenarm 3 - 6.....</i>	<i>36</i>
2.4.4	<i>Leichenarm 7.....</i>	<i>37</i>
2.4.5	<i>Leichenarm 8.....</i>	<i>39</i>
<b>3</b>	<b><u>ERGEBNISSE.....</u></b>	<b><u>41</u></b>
3.1	MESSERGEBNISSE.....	41
3.2	KORRELATION ZWISCHEN VERMESSUNG DES HANDGELENKES UND MESSERGEBNISSE.....	49
<b>4</b>	<b><u>DISKUSSION.....</u></b>	<b><u>56</u></b>
<b>5</b>	<b><u>ZUSAMMENFASSUNG.....</u></b>	<b><u>59</u></b>
<b>6</b>	<b><u>LITERATURVERZEICHNIS.....</u></b>	<b><u>62</u></b>
<b>7</b>	<b><u>DANKSAGUNG.....</u></b>	<b><u>68</u></b>
<b>8</b>	<b><u>ANHANG.....</u></b>	<b><u>69</u></b>
<b>9</b>	<b><u>ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....</u></b>	<b><u>76</u></b>
<b>10</b>	<b><u>TABELLENVERZEICHNISS.....</u></b>	<b><u>78</u></b>

# 1 Einleitung

Die 1910 erstmals beschriebene aseptische Lunatumnekrose, auch M. Kienböck genannt, äußert sich in einem schmerzhaften, eingesteiften und geschwollenen Handgelenk.

Als ursächliche Risikofaktoren werden Durchblutungsstörungen infolge ständig wiederkehrender Traumata<sup>17 (S.278), 3 (S.68), 4 (S.141)</sup> diskutiert. So ist die Lunatumnekrose als Berufskrankheit bei Pressluftarbeitern<sup>38 (S.594)</sup> anerkannt und betrifft vorwiegend aktive Menschen in der 3.-4. Lebensdekade<sup>4 (S.141)</sup>. Als prädisponierende Faktoren werden aber auch Anomalien der arteriellen Gefäßversorgung oder anatomische Skelettvarianten<sup>4 (S.141), 16 (S.675)</sup> (z.B. Ulna minus: 4x häufiger im Vergleich zu Normkollektiv<sup>5 (S.506)</sup>) diskutiert. Es gibt außerdem Untersuchungen, die erhöhte Druckwerte im Lunatum aufgrund venöser Stase<sup>24 (S.358), 39 (S.219)</sup> zeigen und diese für die Mondbeinnekrose ursächlich verantwortlich machen. Letztendlich ist die Entstehung der Lunatumnekrose aber bis heute nicht vollständig geklärt und stellt vermutlich ein Zusammenspiel aus anatomischer Prädisposition und mechanischem Stress dar.

Derzeitiger Standard der vor allem röntgenologisch zu stellenden Diagnose ist die 1977 eingeführte Stadieneinteilung nach Lichtman<sup>21 (S.415), 30 (S.409)</sup>. Ursprünglich wurden vier Stadien unterschieden, später erfolgte die weitere Unterteilung in Untergruppe IIIa und IIIb<sup>21 (S.415)</sup>. Im ersten Stadium ist bei einer ansonsten normalen Struktur des Handgelenks im Röntgenbild allenfalls eine Frakturlinie im Lunatum zu sehen, es kann aber auch ein völlig normales Handgelenk zur Darstellung kommen. In der nächsten Stufe erscheinen Unterschiede in der Knochendichte des Mondbeines mit beispielsweise einer Aufhellung des Frakturspaltes. Anschließend daran kommt es in Stadium IIIa zu einem Zusammenbruch des gesamten Lunatums, in Stadium IIIb zusätzlich zu einer fixierten Rotation des Scaphoids. Stufe IV ist schließlich durch eine generalisierte, diffuse Arthrose des übrigen Karpus gekennzeichnet. Neuere Bestrebungen zielen auf eine möglichst frühe Erkennung der Lunatumnekrose mit Hilfe moderner bildgebender Verfahren, z.B. Magnetresonanztomographie<sup>33 (S.154)</sup>, bisher konnte sich aber eine den neuen Erkenntnissen entsprechende Einteilung in der weltweiten Fachgemeinschaft noch nicht durchsetzen. Jedenfalls führt diese Erkrankung ohne Behandlung zum Untergang des Mondbeines und als Folge zu einem funktionsunfähigen Handgelenk.

Die Behandlung des M. Kienböck ist stadienabhängig festzulegen. Während in Stadium I die Ruhigstellung des Handgelenkes<sup>2 (S.132), 30 (S.409)</sup> bevorzugt werden sollte, ist in allen anderen Stadien eine operative Druckentlastung und falls noch möglich eine Vaskularisierung des Mondbeines anzustreben. In diesem Zusammenhang ist zwischen das Lunatum erhaltenden oder resezierenden Therapieverfahren zu unterscheiden.

Zu den lunatum-erhaltenden Operationen für Stadium II-IIIa nach Lichtman zählen: Radius-Verkürzung oder Ulna-Verlängerung im Falle einer Ulna minus-Variante<sup>2 (S.133), 5 (S.506), 28 (S.409)</sup>, laterale Keilosteotomie des Radius bei Null- oder positiver Variante der Ulna<sup>15(S.283), 36 (S.1391), 54 (S.686)</sup>, Capitatum-Scaphoid-<sup>2 (S.133)</sup> oder Capitatum-Hamatum-Fusion<sup>49 (S.92), 20 (S.395)</sup> und Capitatum-Verkürzung mit/ohne Capitatum-Hamatum-Fusion und evt. Resektion des proximalen Hamatumpoles<sup>2 (S.133), 5 (S.509), 52 (S.400), 20 (S.395)</sup>. Von einigen Zentren werden zusätzlich vaskularisierte Knochenspäne in das Lunatum eingesetzt<sup>2 (S.133)</sup>. In Stadium IIIb sollte zusätzlich Wert auf den Erhalt der Handgelenksarchitektur gelegt werden, so dass neben den oben genannten Verfahren die Fusion von Trapezium-Trapezoid-Scaphoid<sup>2 (S.134), 30 (S.409)</sup> oder die knöcherne Verbindung der proximalen Handwurzelreihe eine Behandlungsmöglichkeit darstellen.

Mit einer Entfernung des Lunatums gehen diverse Operationsmöglichkeiten für Stadium III einher: Ersatz des Mondbeines mit anschließender Capitatum-Scaphoid-Fusion<sup>5 (S.511)</sup>, Exstirpation mit Capitatum-Distraktion<sup>55 (S.11)</sup>, Lunatumresektion mit modifizierter Operation nach Graner<sup>18 (S.767), 47 (S.177)</sup>, totale Entfernung der proximalen Carpusreihe und isolierter Ersatz des Mondbeines. Verschiedene Materialien werden zu diesem Zweck verwendet, z.B. Sehnen, das Os pisiforme, Knochenmaterial aus der Crista iliaca und Keramikprothesen<sup>37 (S.492), 42 (S.90)</sup>. Einige Materialien wie Silikon-Implantate wurden aufgrund der Nebenwirkungen (Synovitiden) bereits wieder verlassen<sup>1 (S.401), 35 (S.397)</sup>.

Die Therapie in Stadium IV nach Lichtman folgt schließlich wieder einer einheitlichen Richtlinie. Als Behandlungsziel gilt die Funktionserhaltung des Handgelenkes und dementsprechend stehen Teilarthrodese von Lunatum und Radius, Handgelenksarthrodese oder Entfernung der proximalen Handwurzelreihe zur Wahl<sup>2 (S.135)</sup>.

Insgesamt wird deutlich, dass die Therapiestrategie in Stadium II-III keinesfalls eine klare Entität darstellt, sondern dass diverse Meinungen und Operationsmöglichkeiten unabhängig voneinander existieren. Gemeinsam muss aber in allen Behandlungen die Entlastung des Lunatums unter weitgehender Erhaltung der Handgelenksbeweglichkeit sein. Das bedeutet, dass die Kräfte gemäß der Vektorenlehre über andere Handwurzelknochen abgeleitet werden müssen, wobei Überlastungen und Funktionsdefizite zu vermeiden sind.

In der Vergangenheit wurden zu diesem Thema bereits eine Vielzahl von Studien mit Druckaufnehmern<sup>48 (S.346), 49 (S.89)</sup> und drucksensitivem Filmen<sup>51 (S.109), 52 (S.398)</sup> an Leichenarmen durchgeführt oder von Computerprogrammen zweidimensional<sup>20 (S.393), 21 (S.416)</sup> simuliert. Einige Operationstechniken wurden daraufhin aufgrund einer zu starken Funktionseinschränkung oder insuffizienten Entlastung bereits in Frage gestellt (z.B. isolierte Fusion von Capitatum und Hamatum<sup>49(S.92)</sup>, Lunatumersatz durch Sehneninterponat mit/ohne Keramikkern<sup>37 (S.494)</sup>).

Auch bei einer Capitatumverkürzung ohne Capitatum-Hamatum-Fusion wurde der Verdacht auf eine fehlende Entlastung des Lunatums geäußert. Grundlage ist die Annahme, dass das verkürzte Capitatum unter Belastung nach proximal dislozieren und wieder Anschluss an das Lunatum finden könnte. Diese These wurde aber bisher nicht experimentell überprüft. Lediglich über eine Capitatumverkürzung mit Capitatum-Hamatum-Fusion gibt es wissenschaftliche Daten. Sie wurden mit Hilfe einer computersimulierten Studie von E. Horii<sup>20 (S.397)</sup> ermittelt und zeigen eine sehr gute Entlastung des Gelenkes zwischen Radius und Lunatum von durchschnittlich 66%. Zwischen den Gelenken Hamatum-Triquetrum und Trapezium-Scaphoid wurde aber eine Überlastung errechnet. Der Vorteil dieser Methode ist, dass bei fehlender Invasivität keine Beeinträchtigungen oder eventuelle Verletzungen der für die Handgelenksstabilität wichtigen Strukturen auftreten können. Nachteil ist aber, dass diese Studien derzeit nur auf zweidimensionaler Ebene durchgeführt werden können. Zudem berücksichtigt diese Methode weder Reibung und inelastische Verformungen zwischen den Gelenkknorpeln. Im übrigen sind einige Ligamente in ihren Dehnungseigenschaften nach wie vor unbekannt und es müssen daher Ausgangsparameter geschätzt werden<sup>20 (S.398)</sup>.

Eine zweite Studie wurde in diesem Zusammenhang von R. W. Viola<sup>52 (S.400)</sup> mit drucksensitivem Film an Leichenarmen durchgeführt, die eine Entlastung zwischen Radius und Lunatum um durchschnittlich 25% zeigt.

Die Capitatumverkürzung ohne anschließende Fusion von Capitatum und Hamatum und zusätzlichem Einsatz eines gefäßgestielten kortikospongiösen Spans aus dem distalen Radius in das Mondbein wurde am Klinikum Rechts der Isar von Herrn Dr. K.-D. Werber\* bereits an 25 Patienten mit Lichtman-Stadium II-IIIa erfolgreich durchgeführt.

In der hier vorgestellten Arbeit soll deshalb die Capitatumverkürzung ohne Capitatum-Hamatum-Fusion an einem Modell mit Leichenarmen evaluiert werden. Insbesondere sind in diesem Kontext die quantitative postoperative Entlastung des Lunatums, die Kräfteverteilung im übrigen Karpus und der Vergleich zur Capitatumverkürzung mit Capitatum-Hamatum-Fusion von Bedeutung. Das Leichenmodell wurde deshalb gewählt, weil die Untersuchungen an Leichenarmen im Gegensatz zu den computersimulierten Studien dreidimensional sind und dadurch mehr den anatomischen Gegebenheiten entsprechen. Sie verwenden keine hypothetischen Schätzwerte, bedeuten aber mehr Aufwand, da Einbau und Messung mit Druckmessgeräten zwischen den einzelnen Handwurzelknochen wegen der Größenverhältnisse technisch anspruchsvoll sind.

---

\* Handchirurgie, Klinikum Rechts der Isar, München

## **2 Material und Methoden**

Im Rahmen der Doktorarbeit wurden neun Leichenarme untersucht. Diese waren eingefroren und nicht fixiert. Es wurden an vier Stellen in der Handwurzel Sensoren eingebaut: zwischen Hamatum-Triquetrum, Lunatum-Radius, Capitatum-Scaphoid und Trapezium-Scaphoid. Dann wurde mit 10N bzw. 20N belastet und die Kräfte an diesen Stellen gemessen. Anschließend wurde eine Capitatumverkürzung durchgeführt und die Hand wieder in gleicher Weise mit 10N und 20N belastet. Von den verwendeten neun Armen diente einer zur Erprobung und Optimierung der Meßmethode. Es blieb also eine Gruppe von acht Leichenarmen, die für die Auswertung zur Verfügung standen. Im Vorfeld wurden außerdem Versuche an drei Schweinepfoten durchgeführt.

### **2.1 Versuchsaufbau**

Grundlage des Versuchsaufbaus war es, die Arme in Neutral-Null-Stellung in axial-vertikaler Richtung mit 1-2 kg, dies entspricht ca. 10-20 N, zu belasten.

Daraus ergaben sich zwei Problempunkte:

1. Der Arm musste in senkrechter Position ausreichend fixiert werden, ohne aber die Messergebnisse zu beeinträchtigen.
2. Die 10-20 N Belastung mussten axial-vertikal aufgebracht werden.

#### **2.1.1 Einbettung des proximalen Unterarmes**

Die im Ellenbogengelenk exartikulierten Arme wurden proximal eingebettet, um eine stabile, ebene Grundlage für die senkrechte Positionierung zu erreichen.

Für die Einbettung standen folgende Materialien zur Auswahl:

1. Palakos ( Fa. Merck): Knochenzement, der in der Endoprothetik verwendet wird, 2-Komponenten Polymetamethylacrylat, Vorteil: schnelle Aushärtung bei ausreichender Festigkeit, leicht zu handhaben, Nachteil: hohe Anschaffungskosten

2. Stone-Gips, verwendet bei Dentisten, Vorteil: extrem hohe Festigkeit, Nachteil: hohe Anschaffungskosten
3. Araldit: Kunstharz (Fa. Astorit Holding AG) Vorteil: hohe Festigkeit, kostengünstige Anschaffung, Nachteil: Aushärtungszeit 24h
4. Ureol 5200 (Fa. Ciba-Geigy ): Polyurethan Gieß-System, Vorteil: schnell härtend, günstiger Preis, hohe Festigkeit und Härte.

Aus diesen vier Möglichkeiten wurden Palakos und Ureol 5200 favorisiert, Araldit hatte eine zu lange Aushärtungszeit ( Problem der Autolyse bei unfixierten Leichenhänden), Stone-Gips wäre in der Anschaffung zu aufwendig und zu teuer gewesen, die extrem hohe Festigkeit ist bei dieser Fragestellung nicht notwendig.

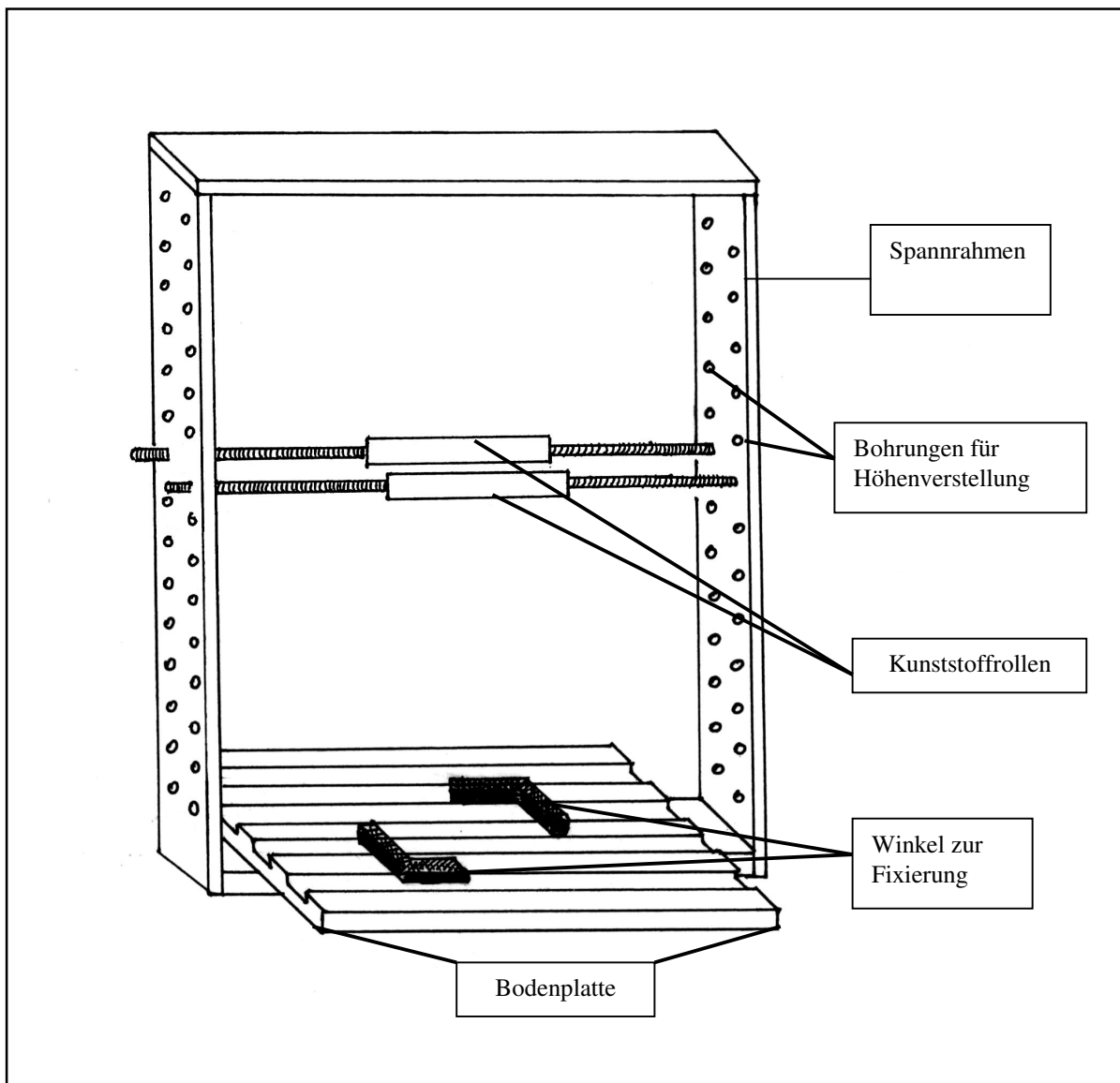
So wurde folgende Präparationsmethode entwickelt:

1. der proximale Unterarm wurde vom Olekranon bis ca. 10cm weiter distal von allem Weichteilgewebe befreit.
2. Ulna und Radius wurden in Höhe des Radiusköpfchens senkrecht zur Unterarmachse abgesägt.
3. Bereitstellung einer Kunststoffbox ( Maße[cm]: l:b:h= 7:6:6)
4. Anrühren der Einbettmasse: Für den Probearm und Arm 1-4 wurde Palakos verwendet, für Arm 5-9 Ureol 5200.
5. Einfüllen der Einbettmasse in die Kunststoffbox und senkrechte Positionierung des Armes in der gefüllten Box und Fixierung der Stellung im Spannrahmen (Beschreibung siehe unten) bis die Füllmasse ausgehärtet war (ca. 20-30 min). Bei Verwendung von Palakos wurden zusätzlich als Füllmaterial Stahlkugeln ( $\varnothing$  ca.1cm) in die Masse eingedrückt. Zum einen um die Kosten zu senken, zum anderen um das Gewicht und damit die Standfestigkeit der Box zu erhöhen.



### 2.1.2 Fixierung der Hand

Nicht nur das proximale Ende des Unterarmes, sondern auch die Hand selber musste fixiert werden, um vor allem ein dorsales oder palmares Abknicken zu verhindern. Hierfür wurde ein Spannrahmen (Abb. 2.1) entworfen.



**Abb. 2.1: Spannrahmen für die Fixierung der Arme**

Der Boden besteht aus einer Platte, in die mehrere Führungsleisten eingelassen sind. Diese dienen zum Verschieben zweier Feststellschrauben, die zwei Winkel an den diagonalen Ecken der Kunststoffbox arretieren. Damit kann der Arm auch nach einem Herausnehmen aus dem

Spannrahmen immer wieder in die gleiche Position gebracht werden. Den eigentlichen Rahmen bilden Stahlleisten mit Schraubgewinden in regelmäßigen Abständen. In diese können, je nach Länge des senkrecht aufgestellten Armes, zwei horizontale Querstangen (eine vorne, eine hinten) in unterschiedlicher Höhe eingeschraubt werden. Zwischen den beiden horizontalen Stangen befindet sich während des Versuches die Hand in Höhe der proximalen Fingergelenke in frontaler Position. Da aber nicht jede Hand gleich dick ist, wurden auf die Querstangen dezentrische Kunststoffwalzen aufgebracht. Dadurch wurde das Einstellen verschiedener Abstände zwischen Hand und Stange möglich und ein palmares oder dorsales Abknicken auch bei schlanken Händen vermieden.

### 2.1.3 Messelemente

Auch hier standen verschiedene Möglichkeiten zur Auswahl. Als am wenigsten invasiv wurde die Messung mit Hilfe eines drucksensitiven Films bewertet. Vorteilhaft ist die einfache Handhabung, die Folien sind aber wegen ihrer geringen Verformbarkeit und Anpassungsfähigkeit an eine gewölbte Gelenkfläche nur sehr bedingt für die kleinen Gelenkflächen im Carpus geeignet. Gute Ergebnisse konnten hingegen im Radioulnocarpal-Gelenk zum Kraftübertragungsmuster<sup>51 (S. 109)</sup> erzielt werden. In der Messung der quantitativen Kraftübertragung sind herkömmliche Drucksensoren den Filmfolien in der Genauigkeit überlegen.

Aus diesen Gründen wurde das Augenmerk vermehrt auf den Einbau von Drucksensoren gerichtet. Dies ist zwar wesentlich invasiver, über die Quantität der Kräfte kann aber eine sehr viel genauere Aussage getroffen werden. Als Messelemente wurden Drucksensoren der Fa. Wazau ausgewählt. Ihre genaue Kennzeichnung lautet BMD-HL 02.03.01 (siehe Abb.2.2). Die Sensoren sind für einen Druckbereich von 0-20 N ausgelegt. Ihr Durchmesser beträgt 8mm, der messende Bereich liegt mit 1mm Durchmesser genau in der Mitte, die gesamte Höhe wird mit 5,2mm angegeben. Außerdem wurde eine Spezialanfertigung mit extra guter Abdichtung gegen Feuchtigkeit verwendet.

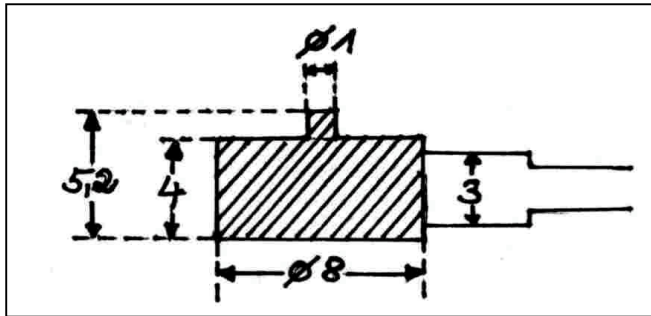


Abb. 2.2: Sensor (Maße in mm)

Der Temperaturbereich von  $-20$  bis  $60^{\circ}\text{C}$  war deshalb von Bedeutung, weil die Arme zusammen mit den eingebetteten Sensoren auch zeitweise im Kühlschrank aufbewahrt werden mussten. Um gegebenenfalls übermäßige Temperaturschwankungen messen zu können, wurde ein Temperaturmessgerät der Fa. BBC, Goerz Metrawatt Typ M4052 mit NiCr-Ni-Thermoelement eingesetzt. Als Verstärker für die Sensoren wurde ein Gerät der Fa. Hottinger Baldwin Messtechnik Hochfrequenz-Messverstärker vom Typ KWS 3073 verwendet (Abb. 2.3). Die Verstärkereinstellung wurde stets so gewählt, dass ein Gewicht von 500g auch eine Anzeige von 500 zur Folge hatte. Dies gilt auf Grund der Linearität ebenfalls für jedes andere Gewicht im Messbereich der Sensoren von 0-20N.



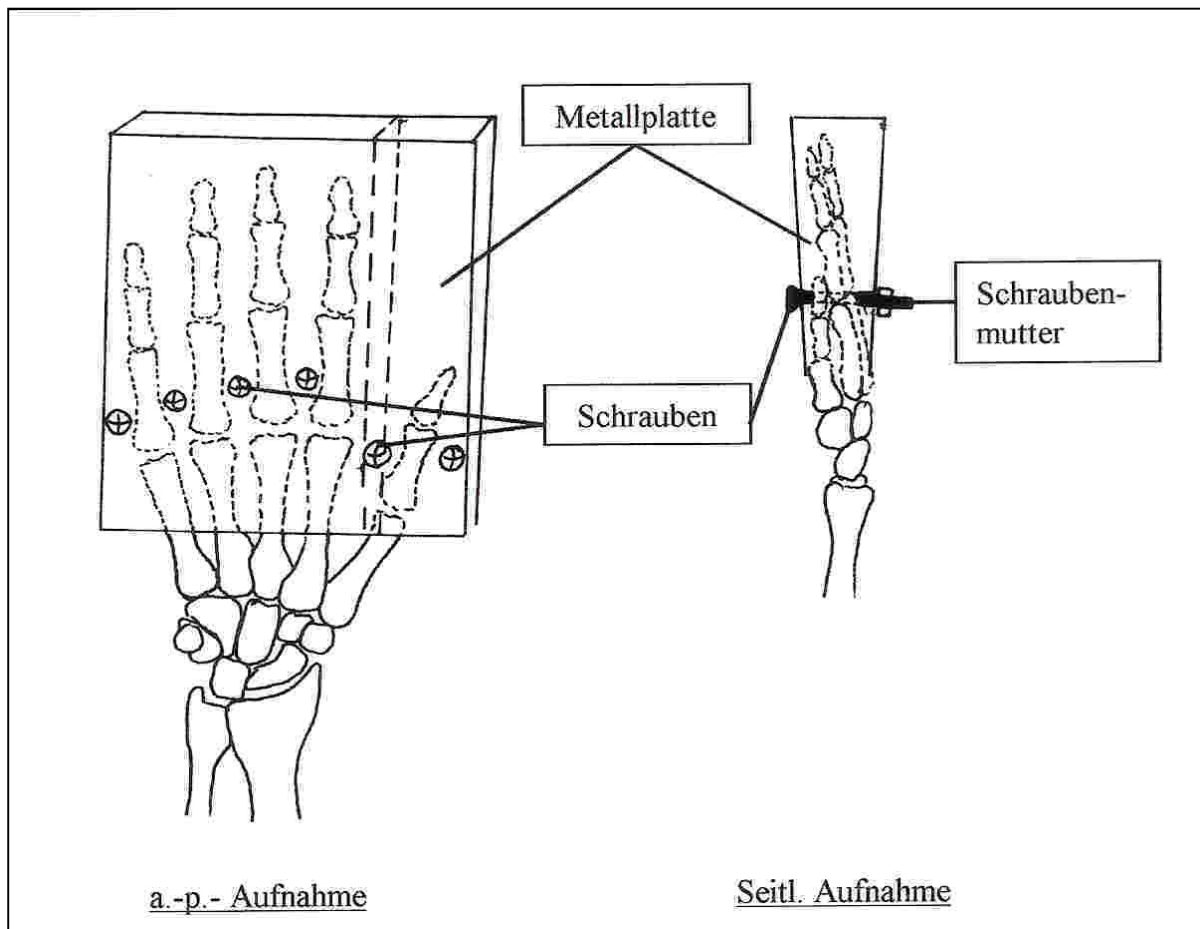
Abb. 2.3: Versuchsaufbau mit Spannrahmen, Gewichte und Verstärker

Zu Beginn der Untersuchungen wurde auch der Versuch unternommen, drucksensitiven Film zu verwenden, um die beste Lokalisation für die Sensoren zu finden. Es stellten sich aber Probleme mit der Rigidität der druckempfindlichen Folie heraus, da sich der steife Film nicht ideal an die gewölbten Gelenkflächen anpassen konnte. Dies kann zu einer Verfälschung des Übertragungsmusters führen. Daher wurde diese unterstützende Methode im Verlauf der Probeversuche wieder verlassen.

#### **2.1.4 Aufbringung der 10-20N-Last**

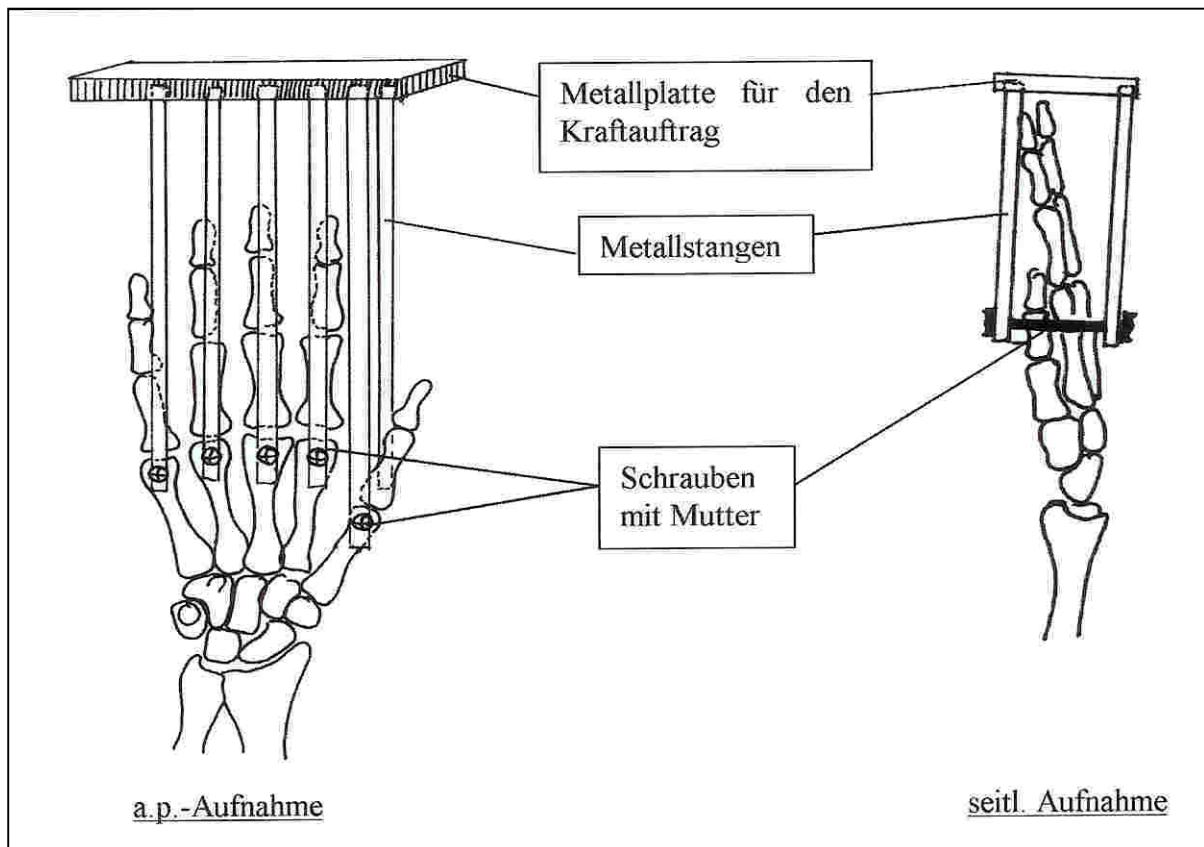
Es sollte keine Methode verwendet werden, die den Band- und Sehnenapparat der Hand zu sehr schädigen würde. So wurde z.B. die Lösung von T. Trumble<sup>49</sup> (S.88) als zu invasiv bewertet. Denn hierbei wurden die Finger amputiert und die distalen Enden der Metacarpalknochen in Kunstharz eingebettet, um eine Plattform für den Kraftauftrag zu erzeugen. Daraus resultiert aber die Durchtrennung sämtlicher Sehnen der Fingerbeuger und -strecker, der Mm. Lumbricales usw..

Als zweiter Vorschlag wurde eine Art Schraubzwinde ( Abb. 2.4) entworfen. Die Hand hätte sich zwischen einer zweimal 90° gebogenen Metallplatte befunden. Sechs Schrauben, zwei außen und vier zwischen den Fingerfalten hätten die Metallplatte an die Hand gequetscht und gleichzeitig fixiert. Über die Plattform, die durch die doppelte 90° Biegung entsteht, wäre die Kraft aufgebracht worden. Als größtes Problem zeigte sich aber das Handgewölbe, das für jede neue Hand eine individuelle Biegung der Metallplatte notwendig gemacht hätte. Außerdem hätte die Hand in der Schraubzwinde sehr stark gequetscht werden müssen, um die Kraftübertragung zu gewährleisten.



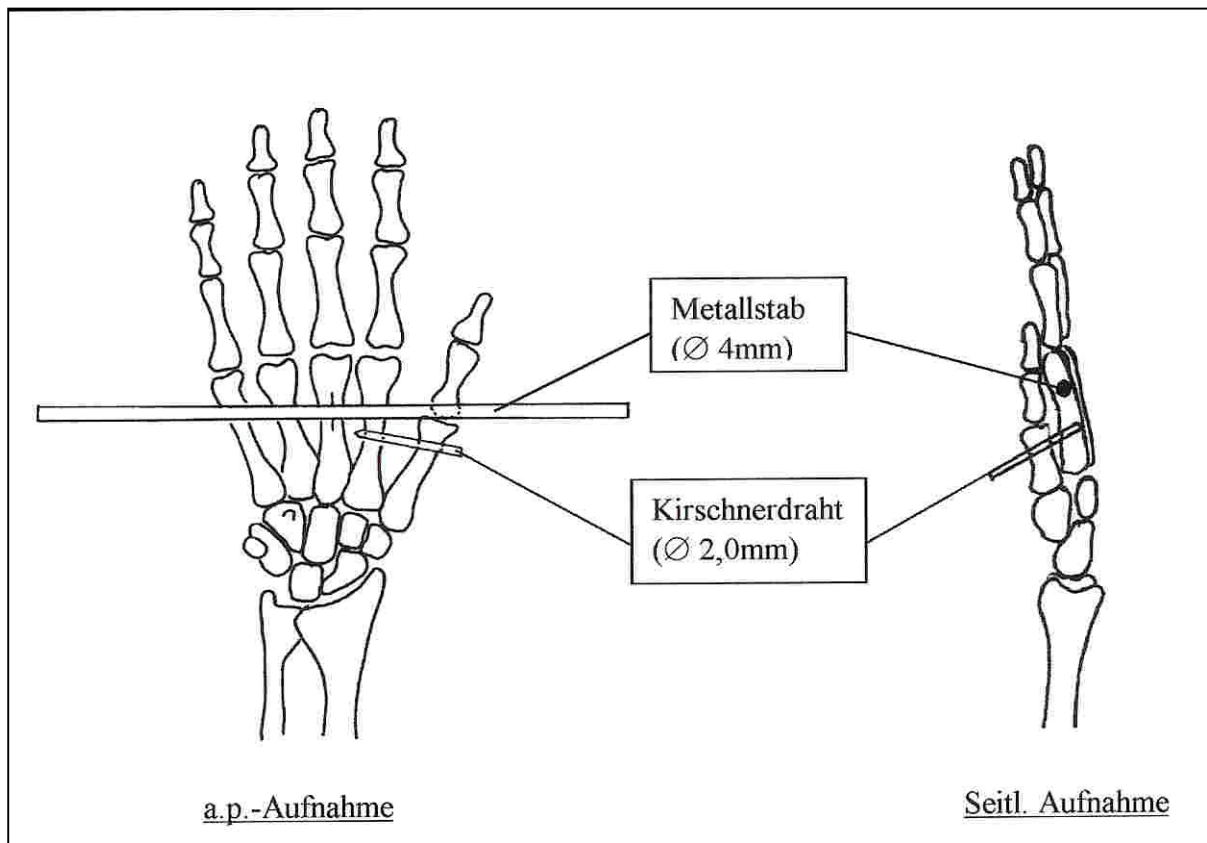
**Abb. 2.4: Lösungsvorschlag „Schraubzwinde“**

Die dritte Überlegung betraf einen Kraftauftrag über Schrauben in ap-Richtung durch jeden einzelnen Metacarpalknochen ( siehe Abb. 2.5 ). Im Detail hätte dies bedeutet, dass durch jeden Mittelhandknochen eine Schraube mit einem palmaren und einem dorsalen Gewinde gebohrt wäre. Auf diese wäre je ein Metallstab aufgesteckt und mit einer Flügelmutter fixiert worden. Das andere Ende der insgesamt 10 Stäbe hätte eine Verankerung in einer horizontalen Metallplatte distal der Fingerspitzen für den Kraftauftrag. Als entscheidender Nachteil stellte sich aber die Beeinträchtigung der Sehnen durch die ap-Bohrung heraus. Außerdem wäre die Präparation durch die einzelnen Verschraubungen relativ aufwendig gewesen.



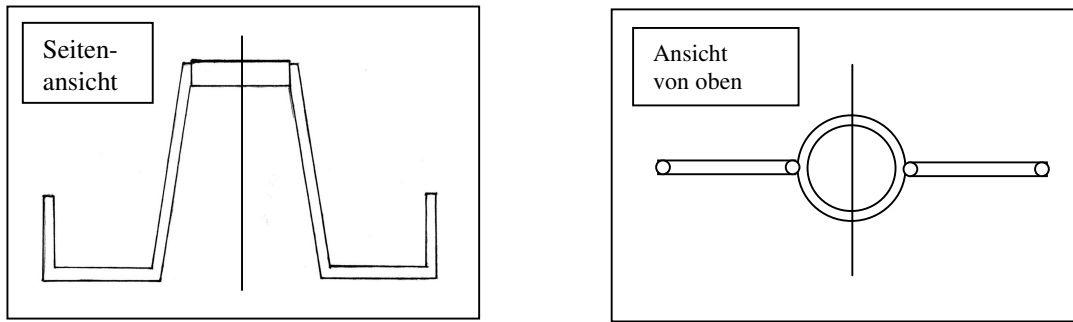
**Abb. 2.5: Lösungsvorschlag „a.p. - Verschraubung“**

Als vierte, funktionell und praktisch eleganteste, Lösung wurde die seitliche Bohrung der Metacarpalknochen mit einem 4.0 Rushpin angesehen ( Abb. 2.6 ). Möglichst distal an den Mittelhandknochen, um eine ausreichende Knochendicke zu gewährleisten, wurde jeder Knochen einzeln angebohrt. Die Gesamtachse des Metallstabes wurde im rechten Winkel zur Radiusachse angelegt. Auch hier ist das seitliche Handgewölbe zu berücksichtigen. Dies wurde dadurch gelöst, dass Metacarpale 1 mit einem 2.0 Kirschner-Draht extra an Metacarpale 2 fixiert wurde. Das heißt, der eigentliche Stab zur Kraftaufbringung wurde nur durch Metacarpale 2-5 gebohrt. Der Mittelhandknochen des Daumens wurde aber indirekt angebunden und somit ein gleichmäßiger Kraftübertrag nach den Gesetzen des Kräfteparallelogramms auch über Metacarpale 1 gewährleistet. Erwähnt sei eine Studie von S.F. Viegas<sup>50</sup> (S.460) die zeigt, dass es zumindest für den Kraftübertrag im Ulna-Radiocarpal-Gelenk keinen Unterschied macht, ob die Kräfte im Extremfall nur über Metacarpale 2 und 3, die gesamten Metacarpale oder über die Beuger- und Streckersehnen des Handgelenkes übertragen werden.



**Abb. 2.6: Lösungsvorschlag „Gewichtstab“**

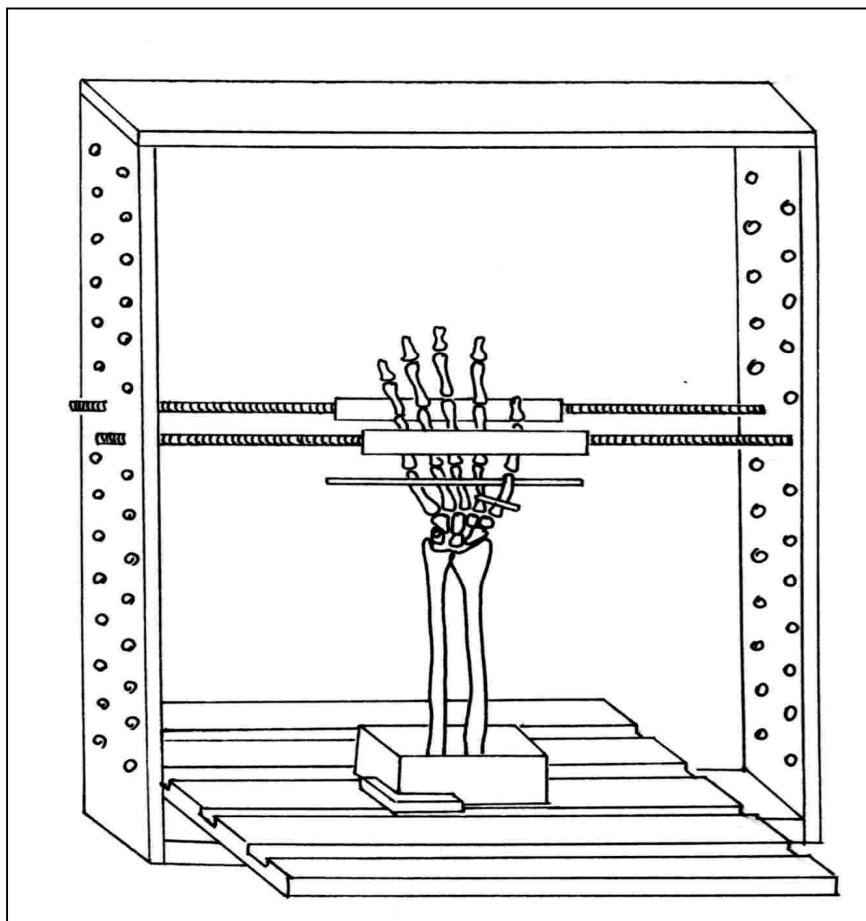
Das Gewicht von 10N wurde als je 500 Gramm schwerer Messingzylinder ulnar- und radialseitig aufgesteckt. Als letzte Hürde blieb nun noch die Option, auch eine 20N Last aufbringen zu können. Bereits mit dem normalen Auge war zu erkennen, dass sich der Stab bei Belastung von je 10N, ulnar und radial durchbog und es war zu befürchten, dass diese Verspannung zu einer Verzerrung der Messergebnisse führen könnte. Aus diesem Grund wurde eine Zusatzvorrichtung für den Mittelfinger konstruiert (siehe Abb. 2.7). Das dargestellte Ringgestell besteht aus einem Stahlring und zwei angeschweißten Haken. Diese waren am Ende zweimal 90° gebogen, um jeweils die zusätzlichen 500g Gewichte aufstecken zu können. Da die Konstruktion die zusätzlichen Kräfte distal des metacarpalen Gewichtstabes aufbringt, verteilt dieser die gesamten 20N gleichmäßig über den Carpus. Durch das Aufbringen der zusätzlichen 10N über die Mitte wurde eine Krümmung des Stabes verhindert.



**Abb. 2.7:** Ringgestell für Mittelfinger

### 2.1.5 Zusammenfassung des Versuchsaufbaus

Abschließend ist in Abb. 2.8 die gesamte Versuchsanordnung schematisch dargestellt.



**Abb. 2.8:** gesamter Versuchsaufbau



Zu sehen ist der Leichenarm, der an zwei Stellen fixiert ist. Zum einen ist die Hand im Spannungsrahmen zwischen den beiden in der Höhe verstellbaren, exzentrischen Kunststoffrollen gestützt. Zum anderen ist das proximale Ende des Unterarmes eingebettet und mit zwei Winkeln auf der Bodenplatte fixiert. Zur Aufbringung der 10N Last ist ein 4.0mm Rush-Pin durch die distalen Metacarpale 2-5 gebohrt, der Daumen ist mit einem 2.0mm Kirschner-Draht extra am Metacarpale 2 fixiert.

Der Mittelfinger trägt im Versuch ein Ringgestell (siehe Abb. 2.7) über das bei Bedarf weitere 10N aufgesteckt werden können. Als Gewichte werden Zylinder aus Messing mit je 500g verwendet. Dies entspricht etwa einer Gewichtskraft von je 5N.

Messungen werden an vier Sensoren zwischen Hamatum-Triquetrum, Lunatum-Radius, Capitulum-Scaphoid und Trapezoid-Scaphoid aufgezeichnet.

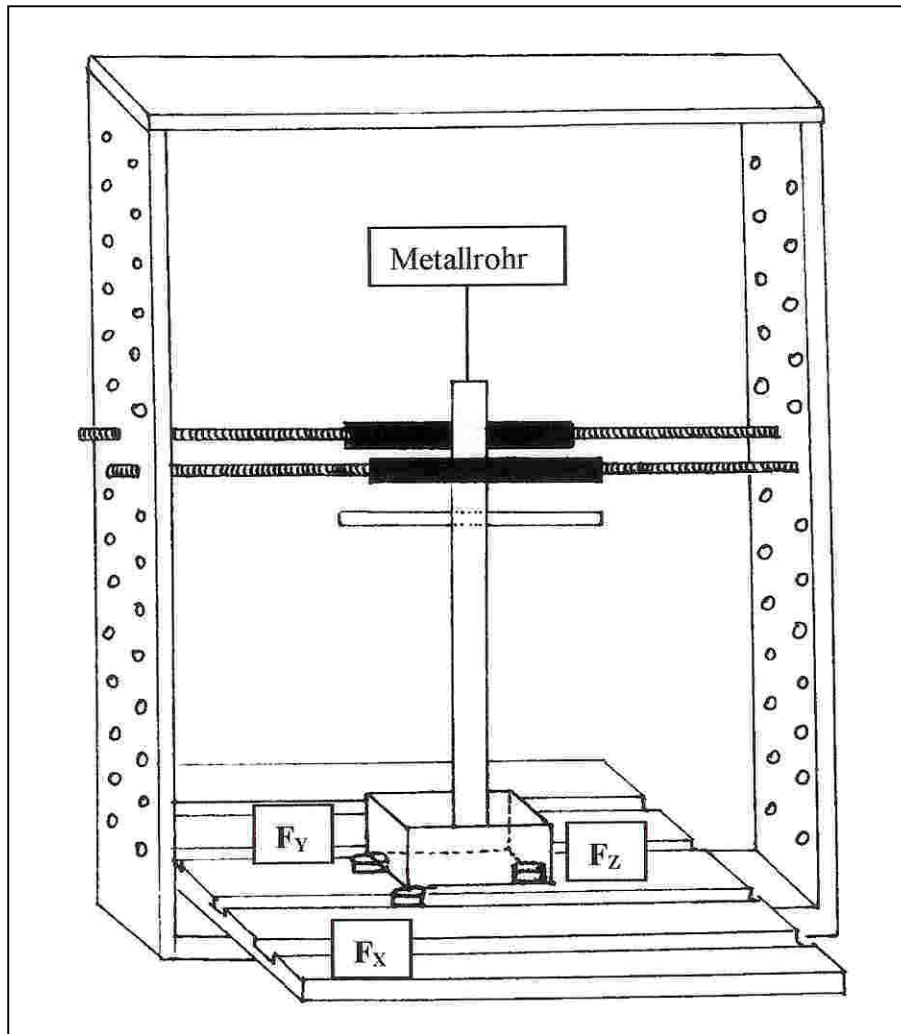
## 2.2 Vorversuche

### 2.2.1 Standardermittlung für Kraftauftrag

In den folgenden Probeversuchen stand der definierte Kraftauftrag auf die Handwurzel im Vordergrund. Im Rahmen der Standardisierung, war die Frage zu klären, welche anatomische Struktur als Anhaltspunkt dienen kann, um die Kraft auf jeden Arm in gleicher Weise aufzubringen.

Die erste Überlegung zielte auf eine Bestimmung des Schwerpunktes bei aufgesteckten Gewichten im senkrechten Arm ab. Für diese Fragestellung wurde folgender Versuchsaufbau gewählt (siehe Abb. 2.9). Im Spannungsrahmen wurde ein senkrecht Metallrohr als Ersatz für den Arm positioniert. In dieses Rohr wurde am oberen Ende ein Metallstab mit den beiden 500g Gewichten eingesteckt. Das untere Ende des Metallrohres wurde in eine Box gestellt, die auf drei zusätzlichen Druckabnehmern am Boden des Spannungsrahmens stand. Zwei der Sensoren waren auf der linken Seite an der vorderen ( $F_x$ ) und an der hinteren Ecke ( $F_y$ ) angeordnet, der dritte Sensor ( $F_z$ ) auf der rechten Seite in der Mitte der Box. Diese Anordnung ergab ein gleichseitiges Dreieck und somit musste im Schwerpunkt gelten:  $F_x = F_y = F_z$ .

Die Einstellung des Schwerpunktes war an diesem Modell relativ einfach möglich. Entscheidend war aber, dass der Arm in 90° Position genau in der Mitte der Box stehen musste, um bei  $F_x = F_y = F_z$  auch den Schwerpunkt der Hand zu erhalten. Diese Voraussetzung konnte in der kurzen Einbettungsphase nicht mit ausreichender Genauigkeit erreicht werden.



**Abb. 2.9: Vorversuch Nr.1**

Für die zweite und endgültige Lösung zum standardisierten Kraftauftrag wurde die Mittelstellung des Metacarpale III ausgenützt. Da in Neutral-Null-Stellung der dritte Mittelhandknochen in der Schwerpunktlinie des Armes liegt, wurden die beiden 500g Gewichte in gleichem Abstand von der Mitte aufgesteckt. Als Modell diente zuerst ein naturgetreues Plastikskelett

eines Unterarmes . Das proximale Ende von Radius und Ulna wurde im rechten Winkel zur Unterarmachse abgesägt und eingebettet. Vorschriftsmäßig wurde durch die Mittelhandknochen ein Metallstab gebohrt und die Hand im Spannrahmen in Neutral-Null-Stellung eingerichtet. Die Gewichte wurden in oben beschriebener Weise aufgesteckt und auch nach mehrfacher Prüfung konnte kein Abknicken nach ulnar oder radial festgestellt werden. Es spielte aber sowohl am Modell, als auch bei der Prüfung am realen Präparat eine große Rolle, wenn der Abstand der Gewichte von der festgelegten Mitte nicht gleich war. Es zeigte sich dann sofort eine Neigung der Hand zur Seite, die durch den unterschiedlichen Bodenabstand radial und ulnar objektiviert wurde.

Die vergleichenden Messungen vor und nach Capitatumverkürzung wurden stets in gleicher Gewichtsposition, ausgerichtet am Metacarpale III und mit gleichem Bodenabstand durchgeführt. Bei jedem einzelnen Versuch wurde vor und während der Datenerhebung stets der korrekte Gewichtsauftrag objektiviert.

### **2.2.2 Optimierung der Sensorfixierung**

Die Sensorimplantation stand im Mittelpunkt dieses Experimentes. Aus Kostengründen wurde die Vorderpfote eines Schweines verwendet. Das Einsetzen der Sensoren wurde am Fingergrundgelenk der Finger 3 und 4 durchgeführt. Diese bilden in der Anatomie des Schweines die Hauptachse des Fußes.

Nach einem medianen Längsschnitt und Präparation mit Durchtrennen der Bänder erfolgte die Eröffnung der Gelenkkapsel. Nach Aufklappen der Gelenkflächen wurde in den distalen Knochen mit einem 6.0mm Bohrer ein senkrechtes Bohrloch angefertigt. Außerdem wurde ein paralleler Ausgang für das Messkabel gebohrt, so dass der Sensor exakt versenkt werden konnte. Anschließend wurde das proximale Ende der Schweinepfote in senkrechter Position in Palakos eingebettet und der Stab für den Kraftauftrag gebohrt. Der Sensor wurde in das Bohrloch eingesetzt , die Gelenkkapsel verschlossen und die Bänder wieder aneinander genäht. Dann wurde die Schweinepfote im Spannrahmen fixiert und der Sensor am Verstärker angeschlossen.

Der Sensor war objektiv zu wenig fixiert, denn Manipulationen am Messelement in verschiedene Richtungen lösten große Schwankungen aus. Eine Einstellung des Nullpunktes war nicht konstant möglich.

Auch durch eine zusätzliche Fixierung mit Sekundenkleber konnte keine dauerhafte und ausreichende Stabilisierung erreicht werden. Es konnte zwar ein Nullpunkt eingestellt werden, aber unter 10N Belastung sanken die Versuchsdaten langsam auf Null ab. Leichte Manipulationen zogen große Schwankungen der Ergebnisse nach sich.

Es wurden folgende Erkenntnisse gewonnen:

1. Der Sensor ist mit Sekundenkleber nicht ausreichend im Knochen fixiert .
2. Für den Sensor ist scheinbar ein metallisches Widerlager an der gegenüberliegenden Gelenkfläche notwendig. Denn das Absinken der Messwerte auf Null unter Belastung ist darauf zurückzuführen, dass sich der Knorpel an der gegenüberliegenden Gelenkfläche dem Relief der Sensoroberfläche anpasst.

An der dritten Schweinepfote wurde ein 9.0mm Bohrloch senkrecht zur Gelenkfläche angelegt. Es wurde deshalb größer und tiefer gebohrt, um Platz für eine Fixierung mit Palakos zu erhalten. Die Einbettung eines Sensormodells zeigte sehr gute Stabilität bei manueller Prüfung und auch der Ausbau war mit einem 3.0mm Bohrer, Meißel und Desinfektionsmittel problemlos möglich. Nach proximaler Fixierung der Schweinepfote und Bohrung des Gewichtstabes wurde der Originalsensor mit Palakos eingebettet. Danach wurde an der gegenüberliegenden Gelenkfläche ein Spax versenkt und der Kreuzschlitz dessen mit einer Metallfolie abgeklebt. So befand sich die Sensorfläche wieder im gleichen Niveau wie der umliegende Knorpel. Diesmal konnte ein dauerhaft konstanter Nullpunkt eingestellt werden. Es wurden dann die beiden 500g Gewichte in gleichem Abstand von der Mitte und von der Bodenplatte des Spannrahmens aufgesteckt und die Werte in Abhängigkeit von der Zeit aufgetragen (Tab. 2.1). Die Werte näherten sich asymptotisch einer konstanten Zahl.

<b>Zeit [min]</b>	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<b>Wert [g]</b>	23	25	27	27	28	29	30	30	30	31

**Tab. 2.1: Konstante 10N Belastung über 10min**

Nach dem Absetzen der Gewichte, Entfernung der Schweinepfote aus dem Spannrahmen und erneuter Fixierung in gleicher Ausgangsposition wurden nach neunmaliger Wiederholung des Vorganges eine konstante Zunahme der Versuchsergebnisse registriert (Tab. 2 2.).

<b>Versuchsanzahl</b>	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Wert [g]</b>	31	33	32	35	39	39	39	39	38

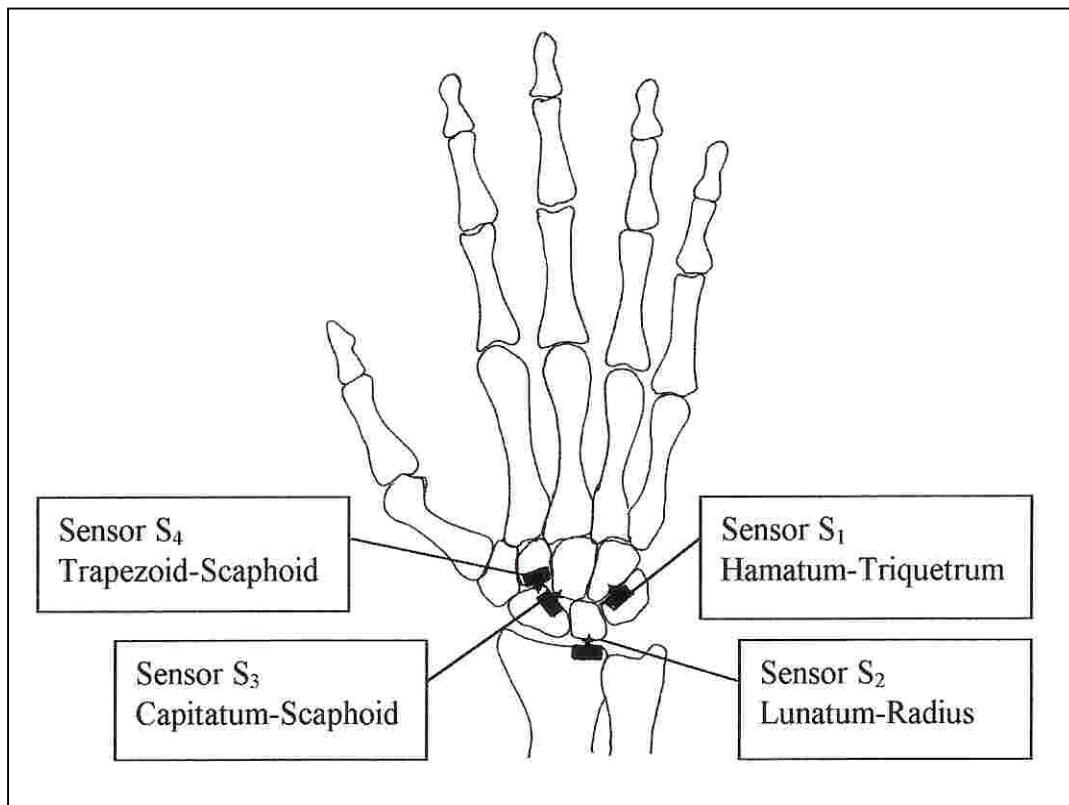
**Tab. 2.2: Wiederholte Belastung mit 10N in Ausgangsposition nach Manipulation**

Parallel hierzu konnte eine konstante Zunahme der Vorlast ohne Belastung festgestellt werden. Dies fordert die Notwendigkeit der Differenzbildung zwischen Vorlast und Endwert unter Belastung. Eventuell kann zusätzlich durch eine manuelle Druckentlastung, mit Zug am Gewichtsstab senkrecht nach oben, der ursprüngliche Nullpunkt erreicht werden.

Es konnte also gezeigt werden, dass die Fixierung des Sensors mit Palakos eine ausreichende Stabilität bietet und der metallische Gegenpol eine konstante Messung ermöglicht. Vor jeder neuen Messung ist es zusätzlich ratsam, den Sensor kurzzeitig völlig zu entlasten und stets eine Differenz zwischen Null- und Belastungswert zu bilden.

### 2.2.3 Vorversuche an der Leichenhand

Für diesen Versuch wurde ein Leichenarm verwendet, um die wirklichen Größenverhältnisse und Platzbedarf der Sensoren abschätzen zu können. Außerdem wurde eine neue Methode für den Sensoreinbau ausprobiert. Um das Gelenk nicht aufklappen zu müssen, wurde ein Gang parallel zur Gelenkfläche in den jeweiligen Knochen mit Meißel und Fräse gemacht. Dieser Gang sollte auch gleichzeitig als Ausführungsweg für die Messkabel benutzt werden. Es wurde ein dorsaler Zugang zum Handgelenk gewählt. Nach einem Hautschnitt in der Handmittelpartie wurden die Hautlappen bis zum Retinaculum extensorum abgehoben. Es folgte die Markierung der Gelenke zur Sensorimplantation zwischen Hamatum-Triquetrum, Lunatum-Radius, Capitatum-Scaphoid, Trapezium- Scaphoid ( siehe Abb. 2.10 ) mit einer Spritzenkanüle. Das Retinaculum extensorum wurde durchtrennt.



**Abb. 2.10: Lokalisation der Messglieder**

Das Gelenk Lunatum-Radius wurde zwischen den Sehnen des vierten Sehnenfachs eröffnet und das Lig. radiocarpum dorsale durchtrennt. Nach Inzision der Gelenkkapsel wurde der Blick auf die Gelenkflächen von Radius, Lunatum und Scaphoid frei. Es folgte die Anzeichnung eines dem Sensor entsprechenden Rechteckes in den Radius gegenüber dem Lunatum. Zuerst mit einem Meißel und dann in der Tiefe mit einem Fräskopf wurde eine Aushöhlung, etwas größer als das Messelement, angefertigt. Auf der gegenüberliegenden Seite wurde ein auf 3mm Schaftlänge verkürzter Nagel eingebracht. Um nicht unnötig viel manipulieren zu müssen, war es aber notwendig, das Gelenk ein wenig aufzuklappen und das Loch vorzubohren. Dann konnte der stumpfe Nagel auf Höhe des Knorpels versenkt werden.

Als nächstes wurde das Gelenk zwischen Hamatum- Triquetrum, dann zwischen Capitatum-Scaphoid und danach zwischen Trapezium-Scaphoid eröffnet. Vorher mussten die jeweiligen Ligg. intercarpea dorsales durchtrennt und die Gelenkkapsel eröffnet werden. Die weitere Präparation wurde wie bei Lunatum- Triquetrum durchgeführt.

Im Laufe der Eingriffe wurde es mehrmals notwendig, eine Korrektur der Nägel durchzuführen, da durch das Aufklappen der Gelenke und durch die temporär durchtrennten Bänder das Handgelenk im Vorfeld instabiler wurde.

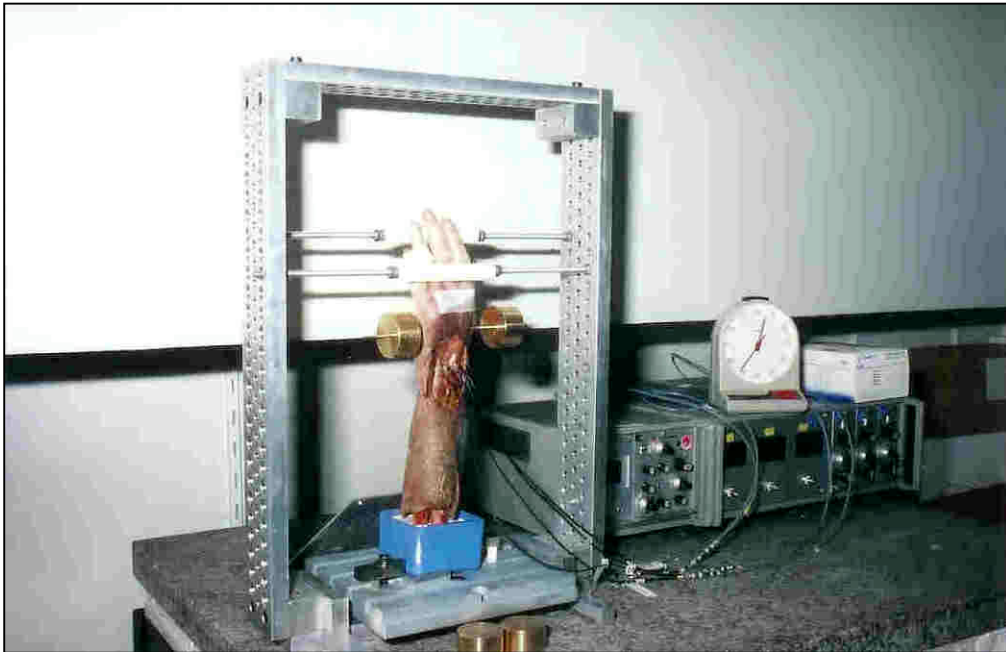
Am Ende erfolgte die Kalibrierung und Einbettung der Sensoren mit Palakos, womit eine sehr gute Stabilität erreicht werden konnte. Die Bänder wurden, soweit die Messkabel es zuließen, weitgehend verschlossen und stabilisierten dadurch wieder den Carpus.

Anschließend wurde der im Ellenbogengelenk exartikulierte Unterarm bis 10cm weiter distal von allem Weichteilgewebe befreit und möglichst proximal im rechten Winkel zur Radiusachse abgesägt. Nun erfolgte die senkrechte Fixierung des Unterarms mit Palakos und Metallkugeln in der Plastikbox. Abschließend wurde der Gewichtstab gebohrt, wobei das Metacarpale 1, wie oben beschrieben, mit einem 2.0 Kirschner-Draht extra am Mittelhandknochen 2 befestigt wurde. Als Mitte der Hand wurde das Metacarpale 3 angezeichnet und in 7cm Abstand davon auf jeder Seite eine Markierung für die Gewichte gemacht. Der Arm wurde im Spannrahmen eingerichtet und eine Messung mit 10N Belastung über 10 min durchgeführt (siehe Abb. 2.11).

Nur der Sensor zwischen Capitatum und Scaphoid lieferte konstante Werte mit geringer Schwankungsbreite von 7,8-7,9N. Alle anderen Messelemente zeigten überhaupt keine oder eine viel zu niedrige Belastung an. Bei näherem Untersuchen konnte festgestellt werden, dass die Sensoren zu tief eingebettet worden waren und somit unter dem Niveau der übrigen Knorpelfläche lagen. So kam es unter Belastung zu keiner Berührung zwischen Messelement und metallischen Gegenpol.

Anschließend wurde das Verhalten der Leichenhand unter einseitiger Belastung mit 5N untersucht. Ulnar zeigte sich mit 1cm Differenz der Bodenabstände, eine doppelt so große Neigung wie bei einseitiger radialer Belastung. Die Abweichung ist jedoch für die Größe der Bela-

stung, sowohl ulnar als auch radial, erstaunlich gering. Nichts desto trotz ist aber während der Versuche keinesfalls ein unsymmetrisches Aufstecken der Gewichte mit eventuell nachfolgender Abweichung der Hand zu tolerieren.



**Abb. 2.11: Messung mit 10N Belastung**

Der Arm wurde daraufhin ca. 20h bei 7°C gelagert. Danach war auffallend, dass die Hand gegenüber dem Vortag um ca. 3mm eingesunken war. Dies wurde dem Verlust an Flüssigkeit zugeschrieben und führt unter anderem die zeitliche Begrenzung der Versuchsdauer durch das unfixierte Versuchsmaterial vor Augen.

Der metallische Gegenpol des Sensors wurde durch einen speziell angefertigten Nagel (siehe Abb. 2.12) ausgetauscht. Zum einen wurde durch den Nagelkopf-Durchmesser von 4mm eine größere mögliche Kontaktfläche geschaffen. Zum anderen wurde durch den sehr kurzen, max. 2mm langen und mit einer Spitze versehenen Schaft des Nagels, die Einbringung wesentlich weniger invasiv gestaltet.





**Abb. 2.12: Sensor und Spezialnagel**

Es wurden außerdem dünne Metallbleche zwischen den Nägeln und Sensoren eingelegt, um gerade den Kontakt mit der Gegenseite zu gewährleisten und eine orientierende Messung zu ermöglichen. Anschließend wurde der Arm wieder an gleicher Stelle in den Spannrahmen gestellt und unter 20N Belastung gemessen.

Zunächst wurden je 10N ulnar und 10N radial auf den Gewichtsstab aufgesetzt. Wie bereits vermutet fiel dabei auf, dass der Stab leicht durchgebogen war. Eine Abschätzung in wie weit sich evt. Verspannungen auf die Messwerte auswirken, war aber nicht möglich. Die Belastung mit 10N über das Ringgestell am Mittelfinger und 10N über den Gewichtsstab führte hingegen zu keiner Krümmung des Metallstabes und lieferte konstante, reproduzierbare Ergebnisse.

### **2.3 Der operative Versuchsaufbau**

Es folgt eine Zusammenfassung der gesamten Maßnahmen, die vor den jeweiligen Messungen durchgeführt wurden. Sie gelten als Standard und wurden bei jeder Hand in gleicher Weise durchgeführt.

Die unfixierte und tiefgekühlte Leichenhand wurde in einem Plastikbehälter im Wasserbad langsam auf Zimmertemperatur aufgetaut. Stets wurde zuerst eine Röntgen-Leeraufnahme angefertigt, um gravierende pathologische Veränderungen auszuschließen.

Danach erfolgte die Fixierung des Armes. Das Präparat, ein am Ellenbogengelenk exartikulierter und unfixierter Arm, wurde zuerst am proximalen Ende bis ca. 10-12 cm weiter distal von allem Weichteilgewebe befreit. Anschließend wurden Radius und Ulna möglichst weit proximal im rechten Winkel zur Unterarmachse abgesägt, um eine gerade Fläche für die Einbettung zu erhalten.

Als nächstes wurden die Plastikbox und die Einbettmasse vorbereitet. Wie in Kapitel 2.1.1 beschrieben wurden Arm 1-4 mit Palakos und Arm 5-9 mit Ureol 5200 fixiert. Das Material wurde nach Vorschrift angerührt und in die Box gegossen. Dann wurde der Arm mit seinem proximalen Ende senkrecht in die Mitte hineingestellt und im Spannungsrahmen in der gewünschten Position fixiert. Hier wurde er ca. 30 min. belassen, bis die Einbettmasse vollständig ausgehärtet war.

Zum Einbau der Sensoren am Handgelenk wurde ein dorsaler Zugang ausgewählt. Nach dem Aufsuchen des Tuberculum Listeri wurde dort in der Handmittelpartie ein ca. 7-10 cm langer Hautschnitt durchgeführt. Die Hautlappen wurden bis zum Retinaculum extensorum abgehoben und diese Struktur wurde anschließend durchtrennt. An den vier Stellen für den Sensoreinbau zwischen Hamatum-Triquetrum, Lunatum-Radius, Capitatum-Scaphoid und Trapezoid-Scaphoid wurde unter Bildwandlerkontrolle jeweils eine Kanüle eingebracht (Abb. 2.13). So stand eine einfache Markierung dieser Stellen zur Verfügung.



**Abb. 2.13: Markierung mit Kanüle zwischen Lunatum und Radius**

Meist wurde mit dem Gelenk zwischen Lunatum und Radius begonnen. Der Zugang erfolgte zwischen den Sehnen des vierten Sehnenfachs und das Lig. radiocarpeum dorsale wurde durchtrennt. Die Gelenkkapsel wurde eröffnet und der Blick auf die Gelenkflächen von Radius, Lunatum und Scaphoid frei. Gegenüber dem Lunatum wurde in den Radius ein Viereck in der Breite des Sensors angezeichnet. Zuerst mit einem Meißel und dann in der Tiefe mit einem Fräskopf wurde eine Aushöhlung angefertigt. Diese war in ihren Ausmaßen größer als der Sensor, um noch Platz für eine Einbettung mit Palakos<sup>®</sup> zu haben. Bei diesem Sensor war es besonders wichtig auch eine seitliche Kontrolle der Vertiefung zu machen, um sicherzustellen, dass der Sensor ausreichend weit palmar lag. Ansonsten hätte sich der Sensor in Neutral-Null-Stellung nicht in optimaler Position zum Lunatum befunden.

Als nächstes wurde ein Modell des Originalsensors als Platzhalter in den Hohlraum gesteckt und der Spezialnagel auf der Gegenseite am Lunatum angepasst. Dazu war es nötig, den Nagel

genau gegenüber, parallel zum Sensor zu positionieren und evt. ein kleines, flaches Bohrloch für den Nagelschaft anzulegen. Danach wurden Sensormodell und Nagel wieder entfernt und an anderer Stelle mit der Sensorpräparation begonnen.

Die Gelenkkapsel zwischen Hamatum und Triquetrum wurde an der Markierung durch die Kanüle eröffnet. Bei fast allen Händen wurde auf dem Triquetrum ein Rechteck angezeichnet und der Platz für den Sensor geschaffen. Einzige Ausnahme war Hand 8, dort wurde der Sensor in das Hamatum eingebaut. Ausschlaggebend war für diese Entscheidung die Wölbung der Gelenkfläche. Das Messelement wurde immer in den Knochen mit dem konkaven Gelenkanteil eingebaut. Denn bei der konvexen Fläche hätten sich die Ecken des Sensorgehäuses wegen des kleinen Radius der Krümmung im Gelenkspalt befunden. War schließlich der Platz für den Sensor geschaffen, wurde die Lage noch einmal mit dem Bildwandler in zwei Ebenen kontrolliert. Danach wurde der Spezialnagel wie schon oben beschrieben vorgebohrt und Sensormodell und Nagel wieder entfernt.

Als nächstes wurde zwischen Scaphoid und Capitatum operiert. Der Sensor wurde wie bei den anderen Gelenken eingepasst und zwar immer in das Scaphoid. Der Spezialnagel wurde ins Capitatum eingesetzt. Allerdings war es zweimal nötig, den Nagel nach der Capitatumverkürzung ein wenig nach proximal zu versetzen. Durch die Verkürzung des Knochens war nämlich auch der Gegenpol nach distal disloziert.

Als letztes verblieb nun noch der Sensor für das Gelenk zwischen Trapezium und Scaphoid. Der Platz dafür wurde nach dem Eröffnen des Gelenkes im Trapezium geschaffen. Die Präparation erfolgte in Analogie zu den anderen Messelementen. Nach der Lagekontrolle durch Röntgen in zwei Ebenen, wurde dann das Sensormodell eingesetzt und der Nagel genau gegenüber im Scaphoid vorgebohrt.

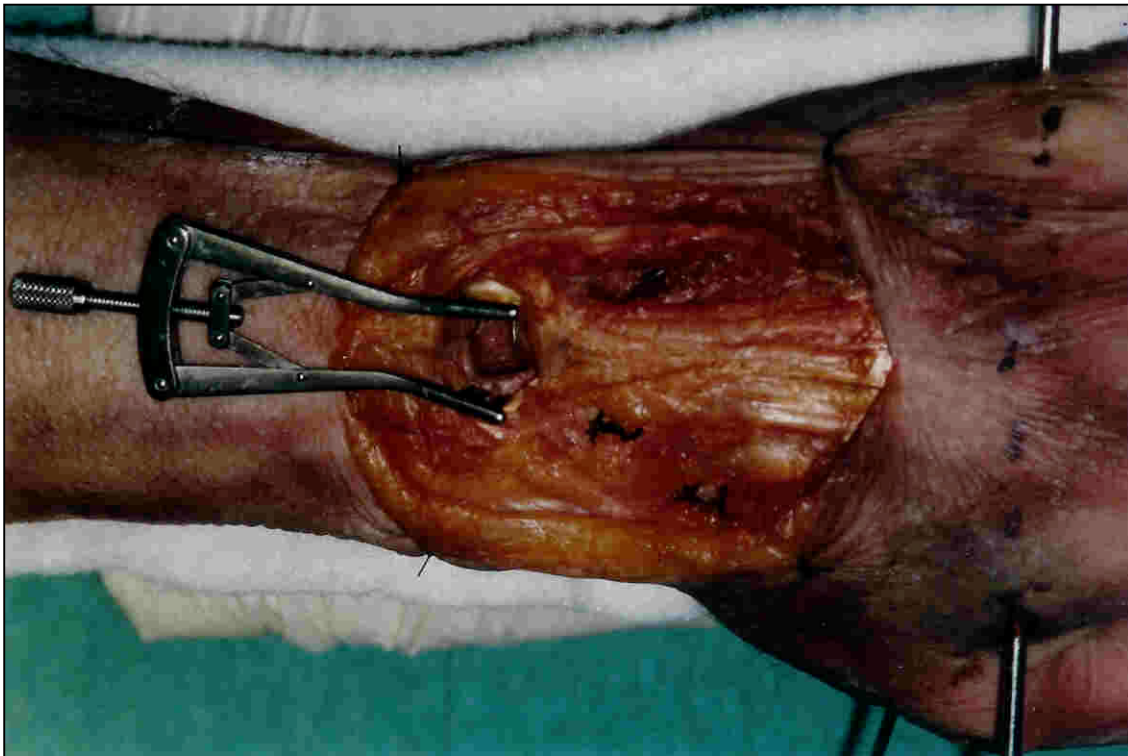
Sobald alle vier Gelenke voroperiert waren, wurde der Metallstab für den Kraftauftrag positioniert. Es wurde zunächst die Hand senkrecht gestellt und eine Linie senkrecht zur Unterarmachse über die Mittelhandknochen eingezeichnet. Dann wurde entlang dieser Linie mit einem 2.7 mm Bohrer durch die Metacarpalknochen gebohrt. Anschließend wurde das gebogene Ende eines 4.0 mm Rushpins entfernt, der Metallstab in die Bohrmaschine eingespannt

und damit das bestehende Loch erweitert. Es wurden aber nur das Metacarpale 2-5 mit dem Metallstab verbunden. Auf Grund des Handgewölbes wurde der Daumen mit einem 2.0 mm Kirschner-Draht extra an den zweiten Mittelhandknochen fixiert (Abb. 2.14). Die Bohrung des Metallstabes und des Drahtes erfolgten ebenfalls unter Bildwandlerkontrolle. Am Schluss dieses Arbeitsschrittes wurde die Mitte des Gewichtstabes über dem Metacarpale 3 angezeichnet.



**Abb. 2.14: Gewichtsstab und Kirschnerdraht-Fixierung Metacarpale I**

Im weiteren Verlauf wurden nun alle Spezialnägeln mit Sekundenkleber in die vorgebohrten Löcher eingeklebt. Abb. 2.15 zeigt den eingesetzten Nagel zwischen Lunatum und Radius.



**Abb. 2.15: Einkleben der Spezialnägel**

Erst jetzt erfolgte die endgültige Einbettung der Sensoren, um die empfindlichen Messelemente optimal vor Überlastungen und anderweitigen Schäden zu schützen. Jeder Sensor war mit einer Nummer versehen und wurde in jeder Leichenhand immer an gleicher Stelle implantiert:

Nr. 1: Hamatum-Triquetrum

Nr. 2: Lunatum-Radius

Nr. 3: Capitatum-Scaphoid

Nr. 4: Trapezium-Scaphoid.

Jedes Messelement wurde zuerst mit einem Standardgewicht von 500 und 1000g kalibriert. Danach wurde Palakos-Knochenzement angerührt und die Sensoren eingesetzt. Dabei war zu beachten, dass kein Knochenzement die Gelenkfläche des Knochens überragen durfte, um die Messungen nicht zu verfälschen. Sofort wurde nochmals eine Röntgenkontrolle in ap-Richtung durchgeführt und die Lage der Sensoren und der Nägel überprüft. Anschließend ließ man die Einbettmasse aushärten.

Nach ca. 15min wurden die Kapseln und Bänder des Handgelenks, soweit es die Ausführungskabel der Sensoren zuließen, wieder verschlossen. Es wurde eine Dynacast<sup>®</sup>-Schiene angelegt und anschließend eine Röntgenaufnahme in ap-Richtung und seitlich angefertigt, um die Lage der Messelemente zu dokumentieren und nochmals zu überprüfen.

Jeder Arm wurde über Nacht bei 7°C im Kühlfach aufbewahrt. Am nächsten Tag erfolgten die eigentlichen Messungen vor Operation, nachdem das Präparat vollständig Raumtemperatur erreicht hatte.

Die Capitatumverkürzung im Anschluss erfolgte entsprechend der Beschreibung von E.E. Almquist in seiner Veröffentlichung: „Capitate shortening in the treatment of Kienböck’s disease“<sup>4 (S.505f.)</sup>, es wurde aber keine Capitatum-Hamatum-Fusion durchgeführt.

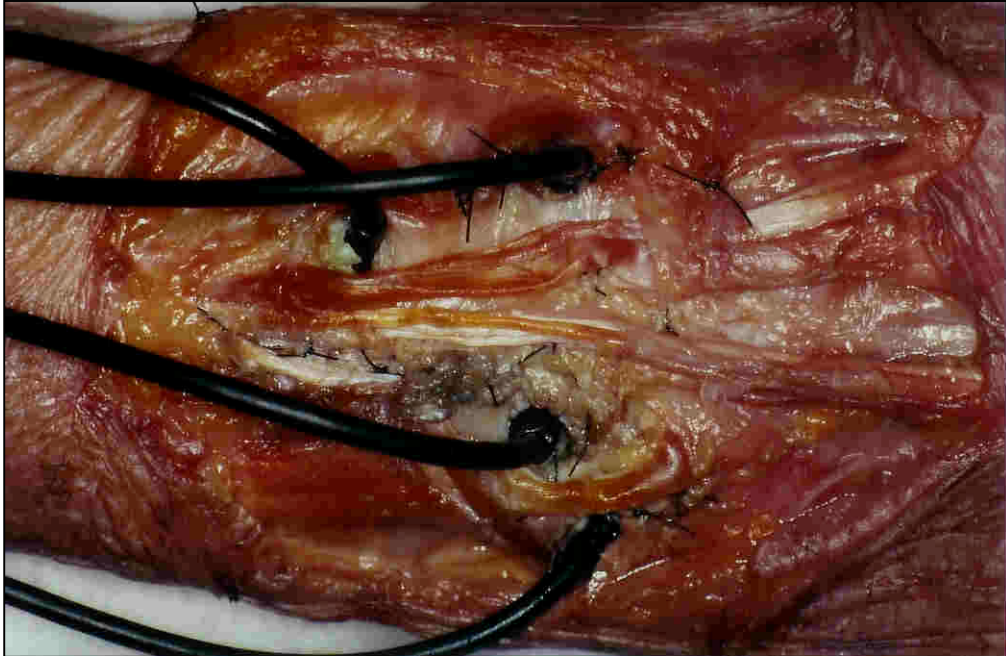
Zwischen den Strecksehnen des dritten und vierten Fingers wurde die Kapsel vom distalen Anteil des Capitatum abgelöst. Mit einer Säge wurde zuerst ein proximaler Schnitt senkrecht zur Längsachse des Kopfbeines durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass man einerseits den Schnitt möglichst an der Stelle mit der größten dorsalen Krümmung positionierte, andererseits aber keinen Sensor oder den Spezialnagel im Capitatum schädigen würde. Anschließend wurde ca. 1,5mm weiter distal osteotomiert und der 1,8-2mm breite Knochenkeil entnommen.

Zur Fixierung der beiden Bruchstücke wurden die Fragmente zuerst mit zwei 2.0mm Kirschnerdrähten verbunden (Hand I). In den folgenden Versuchen wurde der erste Kirschnerdraht wieder entfernt und durch eine 16-18mm lange Herbert-Schraube ersetzt (Hand II, IV – VII). Bei Hand III und VIII wurde der zweite Draht ebenfalls durch eine solche Schraube ausgetauscht.

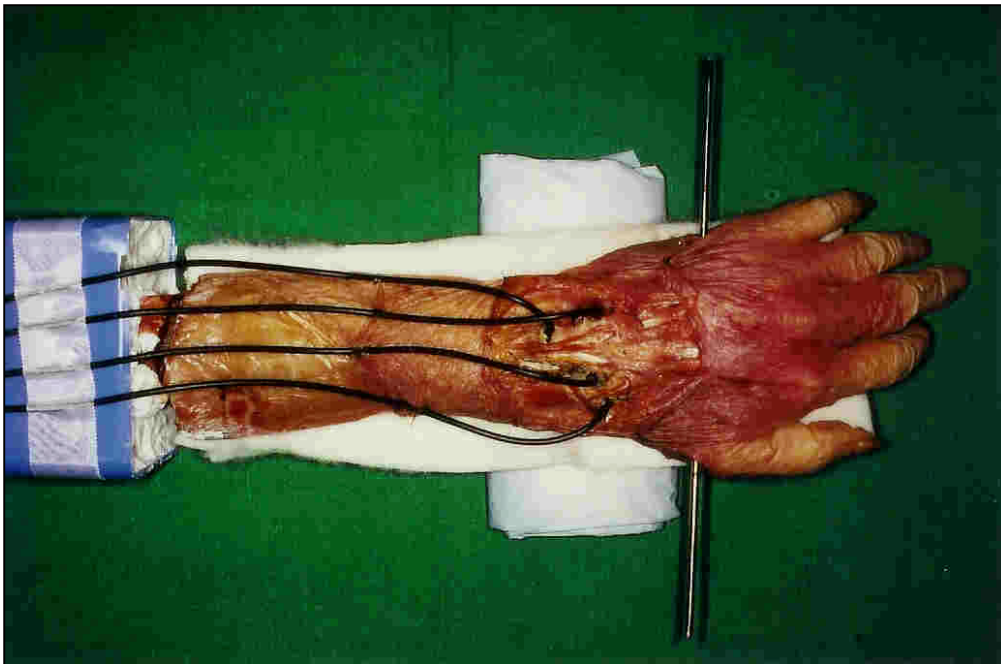
Waren so die beiden Bruchstücke des Capitatum einmal fixiert, wurde die Kapsel wieder verschlossen (Abb. 2.16 / 2.17) und eine Röntgenaufnahme in ap-Richtung durchgeführt. In der Röntgenaufnahme wurde zum einen das postoperative Ergebnis der Capitatumverkürzung dokumentiert, sie erfolgte außerdem zur Kontrolle der Lagebeziehung der proximalen Hamatumanteile zum Lunatum. Es darf nach Capitatumverkürzung nicht die Gefahr einer Berührung von Hamatum und Lunatum bestehen, so dass hier ein ausreichender Sicherheitsabstand von 3-



4 mm eingehalten werden sollte, gegebenenfalls ist eine Resektion des proximalen Hamatum-poles durchzuführen. In unserer Studie war dies bei keinem Leichenarm erforderlich.



**Abb. 2.16:** Abgeschlossene Handpräparation nach Capitulumverkürzung (Nahaufnahme)



**Abb. 2.17:** Gesamtübersicht nach Capitulumverkürzung



Im Anschluss an die Capitatumverkürzung wurden erneut Messungen durchgeführt. Sowohl die Position des Armes und der Gewichte, als auch der zeitliche Ablauf erfolgten identisch zu den Messungen vor der Operation. Die gesamte Versuchsdauer überschritt niemals 8 Stunden.

## 2.4 Hauptversuche

### 2.4.1 Leichenarm 1



Abb. 2.18: Rö.-Leeraufnahme a.-p. Arm I

Die dargestellte a.-p. Röntgen -Leeraufnahme 2.18 zeigt das Handgelenkes vor Durchführung einer operativen Maßnahme. Da die Leichenhände von älteren Personen stammen ist hier eine leichte radioulnare und eine radiocarpale Arthrose zu erkennen. Nach vorschriftsmäßiger Fixierung des Armes wurden radial und ulnar je fünf Newton, exakt 7cm vom dritten Mittelhandknochen entfernt, aufgesetzt.

Abb. 2.19 und 2.20 zeigen die Röntgenaufnahmen nach dem Einbau der Sensoren.



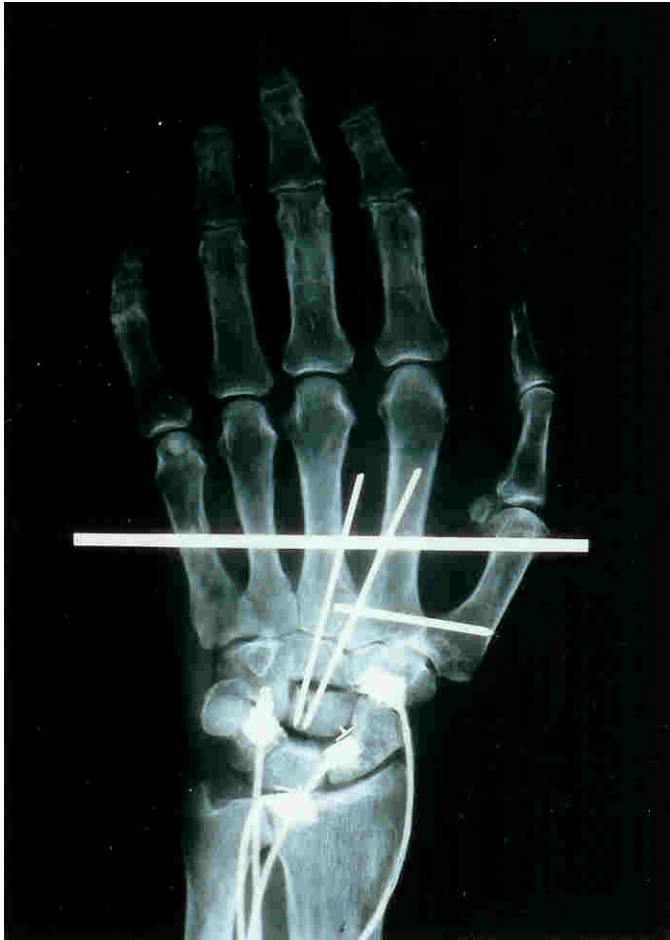
**Abb. 2.19: a.-p. Röntgenkontrolle Arm I nach Sensorimplantation**

Es wurde der Bodenabstand vor jeder Belastung so eingerichtet, dass er ulnar 26,0 cm und radial 26,0 cm betrug. Sechs Messungen mit einer Dauer von zehn Minuten wurden durchgeführt und in Tab. 8.1 (siehe Anhang) aufgeführt.



**Abb. 2.20: seitliche Röntgenkontrolle Arm I nach Sensorimplantation**

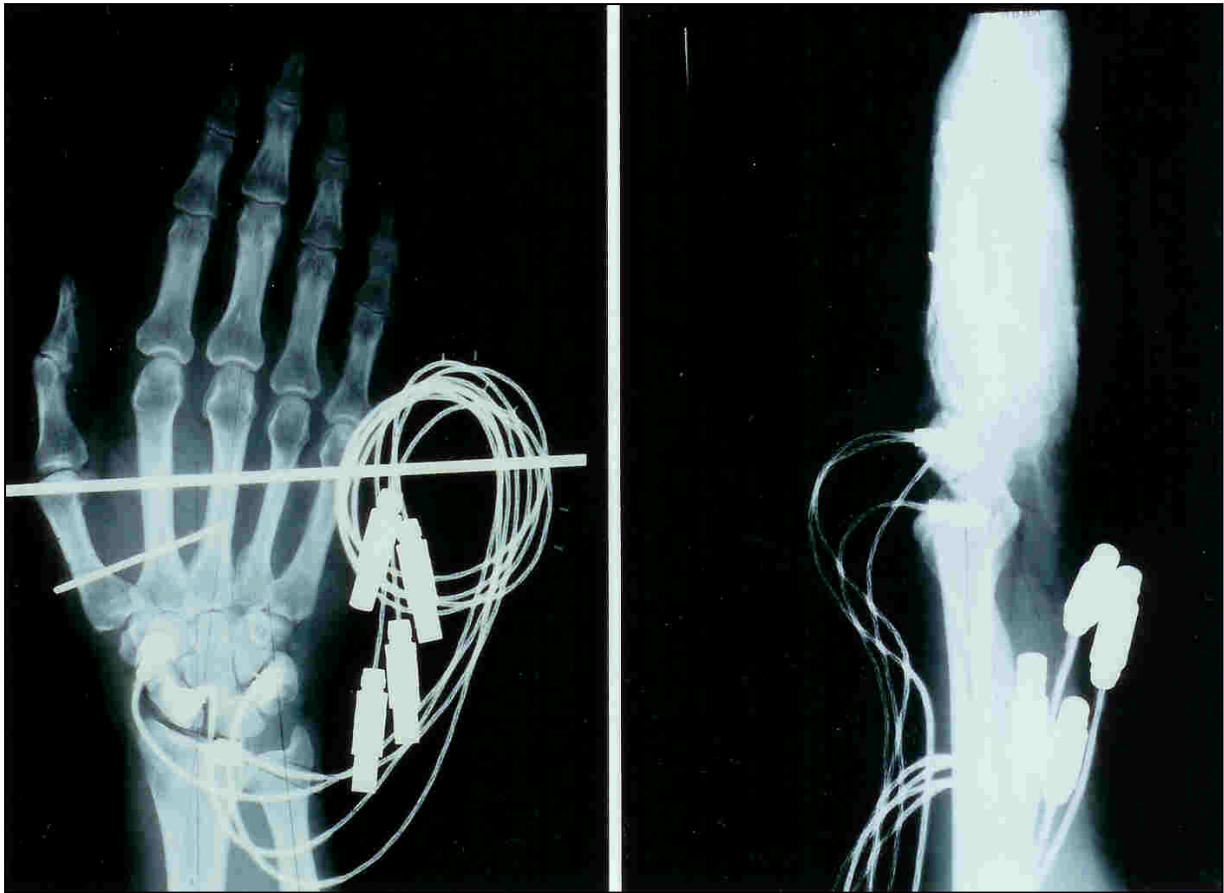
Nach diesen Durchgängen erfolgte die Capitulumverkürzung (siehe Abb.2.21). Zum Fixieren der beiden Bruchstücke wurden zwei 2,0mm Kirschnerdrähte verwendet. Der Spezialnagel zwischen Capitulum und Scaphoid war, wie auf dem Röntgenbild 2.21 zu sehen, durch die Capitulumverkürzung zu weit nach distal verschoben. Unter Bildwandlerkontrolle wurde er weiter proximal an die richtige Stelle platziert. Am gleichen Tag wurden dann die abschließenden Messungen nach Capitulumverkürzung durchgeführt.



**Abb. 2.21: Röntgenkontrolle Arm I: a.-p. nach Capitulumverkürzung**

### **2.4.2 Leichenarm 2**

Nach dem festgelegten Standard wurden die Sensoren in das Handgelenk eingebaut (Abb.2.22). Das osteotomierte Capitulum wurde nach der standardmäßigen Verkürzung von 2mm mit einer Herbertschraube von 18mm Länge und einem 2,0mm Kirschnerdraht fusioniert (Abb. 2.23).



**Abb. 2.22: a.-p. und seitliche Röntgenkontrolle Arm II nach Sensorimplantation**

Vor und nach der Verkürzung wurde der Arm wieder in gleicher Position fixiert. Bei einem konstanten Bodenabstand radial und ulnar von anfangs 28,1cm und nach 20N Belastung von 28,0 cm wurden die Gewichte in jeweils 6,5cm von der Mitte aufgesteckt. Ein dorsales Abkippen der Hand konnte nicht gemessen werden.

Es wurde die 10N-Last erstmals nicht nur seitlich sondern auch über das Ringgestell am Mittelfinger übertragen. Es wurden daher 20N über den Gewichtstab in Kombination mit dem Ringgestell am Mittelfinger aufgebracht. Es wurden je acht Messungen vor und nach Capitatumverkürzung für jede einzelne Position der Gewichte durchgeführt. Wegen der größeren Anzahl der Messungen wurden 4 Minuten effektive Belastungszeit festgelegt. Dies bedeutet zuerst eine Entlastung der Sensoren durch leichten, senkrechten Zug nach oben am Gewichtstab und dann eine 2 minütige Protokollierung der Werte ohne Belastung im Minutenabstand.

Erst danach wurden die Gewichte aufgesetzt und die Kraftübertragung in gleicher Weise vier Minuten lang aufgezeichnet. Am Ende wurden dann die tatsächlichen Belastungen der einzelnen Sensoren aus der Differenz der Werte unter Belastung und dem Mittelwert ohne Belastung berechnet.



**Abb. 2.23: Röntgenkontrolle Arm II a.-p. nach Capitatumverkürzung**

### **2.4.3 Leichenarm 3 - 6**

Auch diese Arme wurden unter standardisierten Bedingungen gemessen. In der Leeraufnahme zeigte sich eine leichte scapho-lunäre Dissoziation und eine Rhizarthrose bei Hand III. Im Scaphoid von Leichenarm V wurde eine Knochenzyste entdeckt und während des Sensoreinbaus mit Palakos aufgefüllt. Eine Synostose zwischen Trapezoid und Scaphoid wurde gelöst.

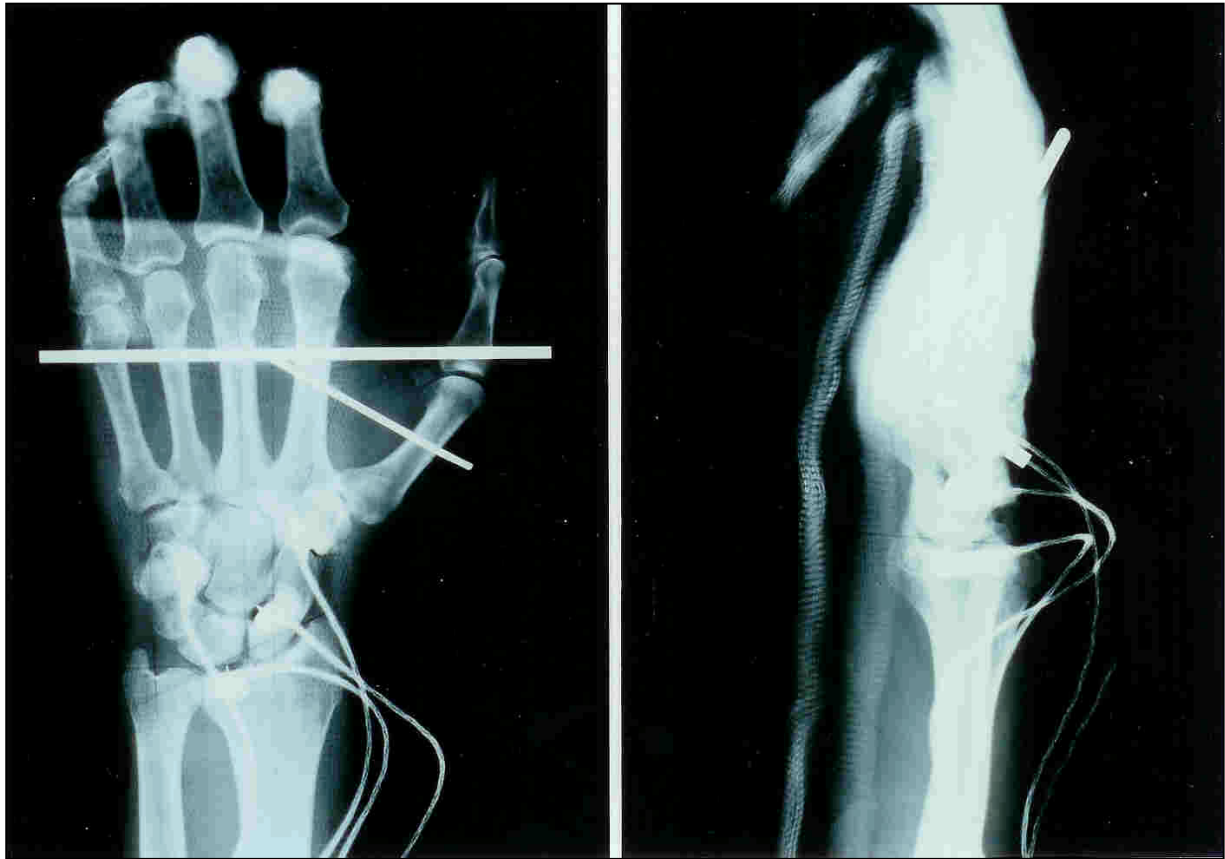
Es wurden je acht Durchgänge mit 10N und aus zeitlichen Gründen je sechs Durchgänge mit 20N durchgeführt. Dies entspricht der Versuchsanzahl aller noch folgenden Leichenhände. Das Capitatum wurde nach Verkürzung mit je einem 2,0mm Kirschnerdraht und einer Herbertschraube von 16 oder 18mm Länge refusioniert. In Hand III wurden zwei Herbertschrauben, 16 bzw. 18mm lang, verwendet. Der gleichmäßige Bodenabstand verringerte sich nach der 20N Belastung um durchschnittlich 1-2mm. Die 20N Belastung nach Operation wurde bei Hand VI abgebrochen, da sich vermutlich durch zunehmende autolytische Prozesse eine besonders radial betonte dorsale Abkipfung des Carpus einstellte.

#### 2.4.4 Leichenarm 7



**Abb. 2.24:** Rö.-Leeraufnahme a.-p. Arm VII

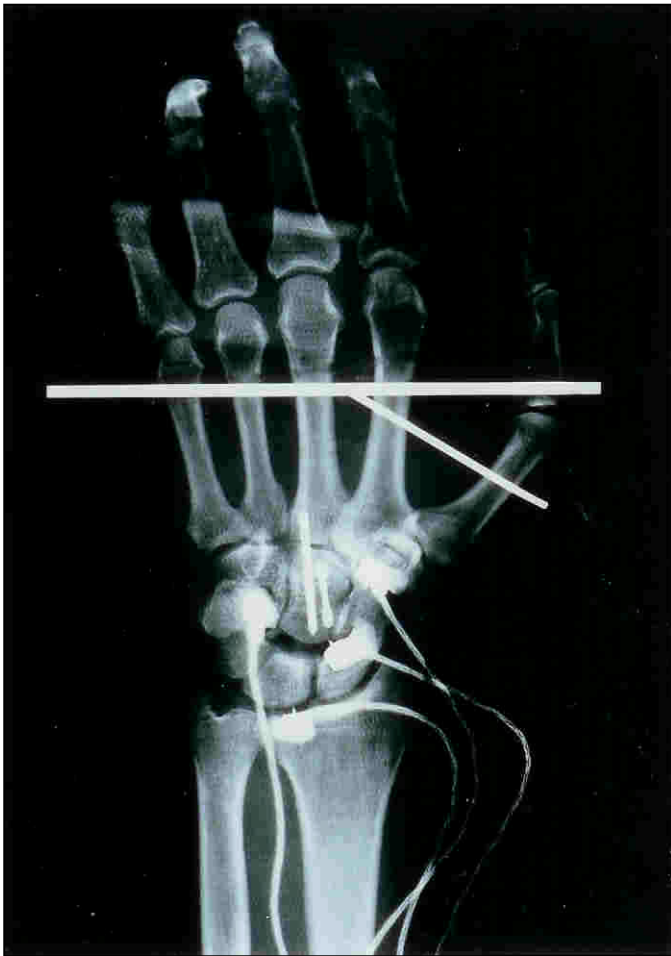
Die Röntgenleeraufnahme von Hand VII zeigt keine pathologischen Veränderungen ( Siehe Abb. 2.24 ). Nach Implantation der Sensoren ( Abb. 2.25 ) erfolgte die Messung bei 10N Belastung mit in 7cm Abstand von Metacarpale III aufgesteckten Gewichten.



**Abb. 2.25: a.-p. und seitliche Röntgenkontrolle Arm VII nach Sensorimplantation**

War der radiale und ulnare Bodenabstand zuerst noch jeweils 30,3cm verringerte sich dieser nach erfolgter Capitulumverkürzung ( Abb. 2.26 ), am Ende der Messungen, auf beiderseits 30,0cm. Dies ist vorwiegend dem Wasserverlust und der Dauerbelastung zu zuschreiben. Ein Abkippen der Handwurzel wurde nicht festgestellt.

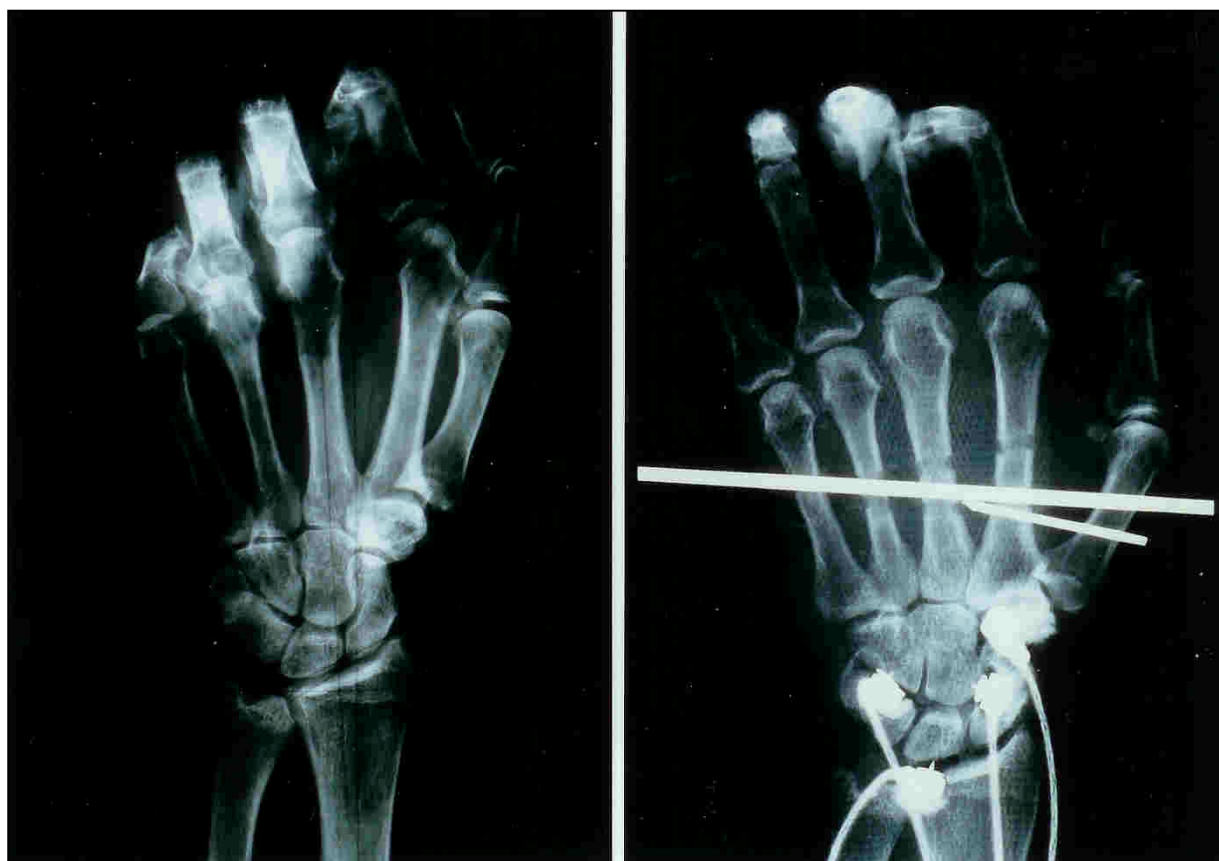




**Abb. 2.26: Röntgenkontrolle Arm VII a.-p. nach Capitulumverkürzung**

### **2.4.5 Leichenarm 8**

Abb. 2.27 zeigen Hand VIII. Auf eine genauere Darstellung wird hier verzichtet, da in gleicher Weise wie alle anderen Hände operiert und gemessen wurde. Es zeigt sich ein zartes Handgelenk mit sehr steilem Scaphoid. Auf Grund der kleinen Verhältnisse im Carpus und der Notwendigkeit eines äußerst exakten Sensoreinbaus, nahm die Präparation sehr viel Zeit in Anspruch. Im Hinblick auf den zeitlich festgelegten Rahmen wurde deshalb auf die Messungen mit 20N Belastung verzichtet.



**Abb. 2.27:** Arm VIII a.-p.: Rö.-Leeraufnahme und Sensorimplantation

### 3 Ergebnisse

Die Auswertung der Versuchsdaten erfolgte nach Abschluss aller Untersuchungen. Die Messwerte jeder einzelnen Hand und jedes Versuchsdurchganges sind im Anhang aufgelistet. Im Rahmen der Datenerhebung entsprach 1kg einer Belastung von ca. 10N.

In den Tabellen 3.1 bis 3.6 sind die Mittelwerte der Ergebnisse wahlweise in Newton oder % der Gesamtlast angegeben. Die Änderung der Kraftübertragung nach Capitatumverkürzung erscheint in %. Die durchschnittlichen präoperativen Kräfte wurden mit ihren entsprechenden postoperativen Werten verglichen. Es wurde hierfür der t-Test für verbundene Stichproben verwendet. Als Nullhypothese diente die Annahme, dass die Verkürzung des Kopfbeines keinen Effekt auf die Gelenke Hamatum-Triquetrum, Lunatum-Radius, Capitatum-Scaphoid und Trapezoid-Skaphoid habe. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen prä- und postoperativen Kräften wurde definiert als  $p < 0,05$ .

#### 3.1 Messergebnisse

Betrachten wir zuerst das intakte Handgelenk. Wird der Carpus mit 10N belastet, dann werden im Durchschnitt 4,08N über das Lunatum auf den Radius übertragen. Dies entspricht 40,8% der Gesamtkraft. Der ulnar-seitige Sensor zwischen Hamatum und Triquetrum zeigte im Mittel 1,35 N oder 13,5 % an. Ebenfalls in der gleichen Größenordnung lagen die Kräfte zwischen Trapezium und Kahnbein mit 1,34N bzw. 13,4% der Gesamtlast. Das Capitatum überträgt durchschnittlich 1,81N oder 18,1% der Gesamtlast auf das Scaphoid.

10N	Ham-Tri vor OP		Ham-Tri nach OP		Lun-Rad vor OP		Lun-Rad nach OP		Cap-Sca vor Op		Cap-Sca nach Op		Tra-Sca vor OP		Tra-Sca nach OP	
	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]
Hand 1	1,19	± 0,07	1,38	± 0,10	3,18	± 0,27	1,21	± 0,31	0,30	± 0,04	1,30	± 0,15	1,96	± 0,16	2,19	± 0,12
Hand 2	1,32	± 0,17	1,79	± 0,16	4,77	± 0,45	2,04	± 0,21	1,27	± 0,33	2,35	± 0,17	1,22	± 0,18	2,39	± 0,20
Hand 3	1,65	± 0,07	2,55	± 0,16	4,80	± 0,35	1,56	± 0,23	3,60	± 0,32	1,28	± 0,09	1,67	± 0,12	2,03	± 0,23
Hand 4	1,36	± 0,11	1,47	± 0,23	4,41	± 0,36	3,01	± 0,44	1,37	± 0,04	2,61	± 0,41	1,11	± 0,08	1,76	± 0,31
Hand 5	1,76	± 0,35	3,18	± 0,11	3,70	± 0,46	1,32	± 0,12	2,10	± 0,25	4,32	± 0,21	0,97	± 0,11	2,07	± 0,18
Hand 6	1,04	± 0,17	1,93	± 0,18	4,03	± 0,34	2,45	± 0,14	2,31	± 0,31	2,53	± 0,26	1,06	± 0,17	1,33	± 0,23
Hand 7	1,14	± 0,12	1,70	± 0,17	3,75	± 0,19	1,86	± 0,15	2,52	± 0,16	2,00	± 0,42	1,72	± 0,20	1,82	± 0,27
Hand 8	1,35	± 0,26	1,96	± 0,13	3,97	± 0,43	3,27	± 0,41	1,04	± 0,20	1,07	± 0,17	1,00	± 0,07	1,90	± 0,10
<b>Mittelwert</b>	<b>1,35</b>	<b>± 0,25</b>	<b>1,99</b>	<b>± 0,60</b>	<b>4,08</b>	<b>± 0,56</b>	<b>2,09</b>	<b>± 0,76</b>	<b>1,81</b>	<b>± 1,03</b>	<b>2,18</b>	<b>± 1,05</b>	<b>1,34</b>	<b>± 0,38</b>	<b>1,94</b>	<b>± 0,32</b>

Tab. 3.1: Mittelwerte und Standardabweichungen [N] unter 10 N- Belastung

10N	Ham-Tri vor OP		Ham-Tri nach OP		Lun-Rad vor OP		Lun-Rad nach OP		Cap-Sca vor Op		Cap-Sca nach Op		Tra-Sca vor OP		Tra-Sca nach OP	
	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]
Hand 1	11,9	± 0,7	13,8	± 1,0	31,8	± 2,7	12,1	± 3,1	3,0	± 0,4	13,0	± 1,5	19,6	± 1,6	21,9	± 1,2
Hand 2	13,2	± 1,7	17,9	± 1,6	47,7	± 4,5	20,4	± 2,1	12,7	± 3,3	23,5	± 1,7	12,2	± 1,8	23,9	± 2,0
Hand 3	16,5	± 0,7	25,5	± 1,6	48,0	± 3,5	15,6	± 2,3	36,0	± 3,2	12,8	± 0,9	16,7	± 1,2	20,3	± 2,3
Hand 4	13,6	± 1,1	14,7	± 2,3	44,1	± 3,6	30,1	± 4,4	13,7	± 0,4	26,1	± 4,1	11,1	± 0,8	17,6	± 3,1
Hand 5	17,6	± 3,5	31,8	± 1,1	37,0	± 4,6	13,2	± 1,2	21,0	± 2,5	43,2	± 2,1	9,7	± 1,1	20,7	± 1,8
Hand 6	10,4	± 1,7	19,3	± 1,8	40,3	± 3,4	24,5	± 1,4	23,1	± 3,1	25,3	± 2,6	10,6	± 1,7	13,3	± 2,3
Hand 7	11,4	± 1,2	17,0	± 1,7	37,5	± 1,9	18,6	± 1,5	25,2	± 1,6	20,0	± 4,2	17,2	± 2,0	18,2	± 2,7
Hand 8	13,5	± 2,6	19,6	± 1,3	39,7	± 4,3	32,7	± 4,1	10,4	± 2,0	10,7	± 1,7	10,0	± 0,7	19,0	± 1,0
<b>Mittelwert</b>	<b>13,5</b>	<b>± 2,5</b>	<b>19,9</b>	<b>± 6,0</b>	<b>40,8</b>	<b>± 5,6</b>	<b>20,9</b>	<b>± 7,6</b>	<b>18,1</b>	<b>± 10,3</b>	<b>21,8</b>	<b>± 10,5</b>	<b>13,4</b>	<b>± 3,8</b>	<b>19,4</b>	<b>± 3,2</b>

Tab. 3.2: Mittelwerte und Standardabweichungen in [ % der 10N Gesamtlast ]

Bei fünf Händen wurde eine zusätzliche Belastung mit 20N durchgeführt (siehe Tab.3.3/3.4). Dies hatte eine Gewichtskraft von 7,98N bzw. 39,4% der aufgetragenen Last zwischen Mondbein und Speiche zur Folge. Der Sensor Hamatum-Triquetrum erbrachte im Durchschnitt 2,59N oder entsprechend 12,9%. Die Messungen zwischen Trapezium - Scaphoid ergaben

eine mittlere Belastung von 2,05N / 10,2 % und zwischen Kopf- und Kahnbein Werte von 4,0N bzw. 20,0 % der 20N-Gesamtkraft.

20N	Ham-Tri vor OP		Ham-Tri nach OP		Lun-Rad vor OP		Lun-Rad nach OP		Cap-Sca vor Op		Cap-Sca nach Op		Tra-Sca vor OP		Tra-Sca nach OP	
	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]
Hand 2	1,68 ± 0,20		2,43 ± 0,32		6,57 ± 0,38		2,71 ± 0,13		2,23 ± 0,40		3,33 ± 0,39		2,68 ± 0,46		3,84 ± 0,28	
Hand 3	4,09 ± 0,16		5,57 ± 0,26		12,3 ± 0,63		3,39 ± 0,14		6,07 ± 0,52		1,57 ± 0,29		2,64 ± 0,18		3,16 ± 0,20	
Hand 4	2,28 ± 0,10		2,33 ± 0,66		7,90 ± 0,70		5,76 ± 0,66		2,70 ± 0,07		3,81 ± 0,27		1,23 ± 0,11		2,83 ± 0,40	
Hand 5	3,13 ± 0,08		8,50 ± 0,19		4,97 ± 0,29		1,19 ± 0,13		3,41 ± 0,14		9,05 ± 0,97		1,39 ± 0,21		3,06 ± 0,30	
Hand 7	1,75 ± 0,06		3,50 ± 0,40		7,72 ± 0,24		4,35 ± 0,37		5,57 ± 0,12		4,43 ± 0,73		2,30 ± 0,23		1,93 ± 0,35	
<b>Mittelwert</b>	<b>2,59 ± 1,02</b>		<b>4,47 ± 2,60</b>		<b>7,89 ± 2,72</b>		<b>3,48 ± 1,72</b>		<b>4,00 ± 1,73</b>		<b>4,44 ± 2,79</b>		<b>2,05 ± 0,69</b>		<b>2,97 ± 0,69</b>	

Tab. 3.3: Mittelwerte und Standardabweichungen [N] unter 20 N- Belastung

20N	Ham-Tri vor OP		Ham-Tri nach OP		Lun-Rad vor OP		Lun-Rad nach OP		Cap-Sca vor Op		Cap-Sca nach Op		Tra-Sca vor OP		Tra-Sca nach OP	
	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]	Mittelwert [%Last]	Std.abw [% Last]
Hand 2	8,4 ± 1,0		12,2 ± 1,6		32,8 ± 1,9		13,6 ± 0,7		11,2 ± 2,0		16,64 ± 1,93		13,38 ± 2,30		19,22 ± 1,38	
Hand 3	20,4 ± 0,8		27,8 ± 1,3		61,4 ± 3,2		16,9 ± 0,7		30,4 ± 2,6		7,83 ± 1,46		13,22 ± 0,89		15,82 ± 1,01	
Hand 4	11,4 ± 0,5		11,6 ± 3,3		39,5 ± 3,5		28,8 ± 3,3		13,5 ± 0,4		19,04 ± 1,34		6,16 ± 0,57		14,14 ± 1,98	
Hand 5	15,7 ± 0,4		42,5 ± 1,0		24,8 ± 1,5		5,9 ± 0,7		17,0 ± 0,7		45,24 ± 4,85		6,93 ± 1,04		15,30 ± 1,49	
Hand 7	8,7 ± 0,3		17,5 ± 2,0		38,6 ± 1,2		21,8 ± 1,8		27,9 ± 0,6		22,16 ± 3,63		11,48 ± 1,13		9,66 ± 1,77	
<b>Mittelwert</b>	<b>12,9 ± 5,1</b>		<b>22,3 ± 13,0</b>		<b>39,4 ± 13,6</b>		<b>17,4 ± 8,6</b>		<b>20,0 ± 8,6</b>		<b>22,18 ± 13,95</b>		<b>10,23 ± 3,46</b>		<b>14,83 ± 3,45</b>	

Tab. 3.4: Mittelwerte und Standardabweichungen in [ % der 20N Gesamtlast ]

Vergleichen wir die Daten einer 10N- mit einer 20N-Belastung, dann sind nur geringfügige Unterschiede zu erkennen. Während die Sensoren zwischen Lunatum - Radius und Hamatum-

Triquetrum nahezu identische Werte zeigen, liegt das durchschnittliche Ergebnis zwischen Trapezium und Scaphoid bei einer Gewichtskraft von 20N geringfügig niedriger. Diese Belastungsabnahme scheint der ebenfalls radial liegende Sensor Capitulum - Scaphoid durch eine leichte Kraftzunahme zu kompensieren.

Im weiteren Versuchsablauf erfolgte nun die Entnahme des Knochenspanes aus dem Kopfbein ohne anschließende Fusion von Capitulum mit Hamatum und erneute Messungen mit einer 10N-Belastung. Die Kraftänderungen im Verhältnis zum Ergebnis vor Operation sind in Tabelle 3.5 und 3.6 aufgeführt.

Es stellte sich für das Lunatum eine sehr gute Entlastung ein. So kam es zu einer durchschnittlichen Kraftabnahme zwischen Mondbein und Radius um 48,8% (Tab. 3.5,  $p < 0,001$ ) auf 2,09N bzw. 20,9% der Gesamtkraft. Wie erwartet zeigte der Sensor zwischen Hamatum-Triquetrum eine kompensatorische Zunahme der Werte auf 1,99N bzw. 19,9%. Dies entspricht einer Steigerung von 47,6% ( $p < 0,004$ ). Eine fast identische Entwicklung zeichnete sich zwischen Trapezium und Scaphoid ab mit Belastungen von 1,94N oder 19,4% der 10N Last und einem prozentualen, postoperativen Anstieg von 44,6% ( $p < 0,004$ ).

10N	Ham-Tri	Lun-Rad	Cap-Sca	Tra-Sca
	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]
Hand 1	15,7	-61,9	327,7	11,8
Hand 2	35,7	-57,2	85,1	95,6
Hand 3	54,5	-67,6	-64,3	21,5
Hand 4	8,2	-31,9	90,9	58,3
Hand 5	81,0	-64,2	106,3	113,0
Hand 6	84,3	-39,4	9,3	25,5
Hand 7	49,7	-50,5	-20,5	5,9
Hand 8	44,7	-17,5	3,6	89,6

**Tab. 3.5: 10N Kraftänderungen nach Operation [ % ]**

20N	Ham-Tri	Lun-Rad	Cap-Sca	Tra-Sca
	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]
Hand 2	44,8	-58,7	49,0	43,7
Hand 3	36,2	-72,4	-74,2	19,7
Hand 4	2,0	-27,1	40,9	129,6
Hand 5	171,1	-76,1	165,4	120,9
Hand 7	100,2	-43,6	-20,4	-15,8

**Tab. 3.6: 20N: Kraftänderungen nach Operation [%]**

Der interessanteste und zweifellos erstaunlichste Sensor lag zwischen Capitatum und Scaphoid, denn er zeigte keineswegs nur eine Entlastung an, wie in der Fachliteratur<sup>3</sup> beschrieben, sondern ein Kraftanstieg scheint Regelfall zu sein. Der Durchschnittswert nach Operation wurde mit 2,18N oder 21,8% der Gesamtlast errechnet. Dies würde einen Anstieg um 20,5% im Vergleich zu den Werten im intakten Carpus bedeuten, aber es darf nicht vergessen werden, dass Hand 3 und 7 zu einer Entlastung von -64,3 bzw. -20,5 % zwischen Kopf- und Kahnbein führten. Die übrigen Hände zeigen einen postoperativen Kraftanstieg zwischen 3,6 und 327,7%. Hierbei darf man sich nicht durch den Maximalwert von 327,7 % ( siehe Arm 1 ) täuschen lassen. Betrachtet man Tab. 3.1, fällt ein sehr geringer Ausgangswert von 0,3 N auf , der sich postoperativ auf 1,3N steigert. Noch deutlicher ist Tab. 3.2. Hier sind die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen nicht in Newton, sondern in % der 10N-Gesamtlast aufgetragen. Vor Operation beträgt die Belastung nur 3%, nach Therapie 13%. Vergleicht man diesen Wert mit den anderen Armen, ist immer eine Vorlast von mindestens 10% zu messen. Es kann daher im Falle von Hand 1 mit einem postoperativen Ergebnis von 13% keinesfalls von einer Überlastung gesprochen werden. Betrachtet man jeden einzelnen Versuch, so sind Hand 1-5 hochsignifikant, d.h.  $p < 0,001$  und Hand 6-7 signifikant, lediglich Arm 8 zeigt mit  $p > 0,05$ , dass die Annahme einer postoperativen Veränderung der Kräfte nicht ausreichend sicher ist.

Es drängt sich die Frage nach der Ursache der unterschiedlichen postoperativen Belastungssituation zwischen Kopfbein und Scaphoid auf. Man könnte eine, durch die Capitatumverkürzung

bedingte, Dislokation des Spezialnagels im Kopfbein vermuten. Dies wurde aber stets intraoperativ durch visuelle und radiologische Kontrollen (in zwei Ebenen) ausgeschlossen. Bei Bedarf wurde der Nagel, als metallischer Gegenpol, neu eingesetzt und so eine optimale Position zum Sensor erzielt.

Besonders das postoperative Verhalten von Arm 8 mit einem extrem steilen Scaphoid, im Zusammenhang mit einem geringeren Kraftanstieg und einer niedrigeren Entlastung des Mondbeins, gab die Veranlassung zu Vermessung der einzelnen Handgelenke, um besondere anatomische Verhältnisse bei der Auswertung zu berücksichtigen ( siehe Kapitel 3.2 „Korrelation Vermessung des Handgelenkes und Messergebnisse“ ).

Wenden wir uns nun den entsprechenden Ergebnissen einer 20N Belastung zu. Das Lunatum wird im Mittel um 55,9 % (  $p < 0,02$  ) entlastet, was einem postoperativen Wert von 3,48N bzw. 17,4% der aufgetragenen Gesamtkraft entspricht. Wiederum kommt es zwischen Hamatum und Triquetrum zu kompensatorischen Anstiegen um 72,6% (  $p < 0,12$  □ nicht signifikant) auf 4,47N bzw. 22,3% der gesamten Gewichtskraft von 20N. Der Grund warum hier keine Signifikanz erreicht wird, ist in der relativ großen Spannweite der Einzelwerte zueinander zu suchen. Betrachten wir zum Beispiel Hand 3 in Tab. 9, dann ist die Vorlast von 4,09N bereits größer als die postoperativen Ergebnisse bei drei der übrigen Arme. Bildet man aber die Signifikanzen für die Einzelversuche, dann sind alle Daten mit  $p < 0,001$  hochsignifikant. Einzige Ausnahme mit  $p > 0,05$  ist Hand 4 mit einem postoperativen Anstieg von 2,28 auf 2,33N (siehe Tab. 9), wodurch nicht mit ausreichender Sicherheit festgestellt werden kann, dass es nach Capitatumverkürzung zu einem Kraftanstieg kommt.

Zwischen Trapezium und Scaphoid ergibt die Auswertung postoperativ 2,97N bzw. 14,8%, was einem Anstieg um 44,9 % (  $p < 0,07$  □ nicht signifikant) entspricht. Erstaunlich ist eine Entlastung des Übertragungsweges bei Arm 7, die aber allein betrachtet ebenfalls nicht signifikant ist.

Das Belastungsprofil zwischen Capitatum und Scaphoid zeigt das gleiche Phänomen wie oben beschrieben. Es erfolgt ein durchschnittlicher Kraftanstieg nach Kopfbeinverkürzung von 11,0% auf 4,44N oder entsprechend 20,0% der Gesamtlast. Wobei aber zu beachten ist, dass



bei Hand 3 und 7 ebenfalls eine postoperative Entlastung eintritt (Erklärungsmodelle siehe oben), die nicht voll durch die anderen Sensoren aufgefangen wird. So dass unter bestimmten Voraussetzungen außerdem die Annahme besteht, dass Kräfte an anderen Stellen im Handgelenk übertragen werden, die von den Sensoren nicht erfasst werden.

Vergleichen wir nun die Ergebnisse zwischen einer 10N und einer 20N Belastung (Tab.3.7), dann ergibt sich für das Os lunatum bei 20N sogar eine etwas bessere Entlastung, während Hamatum – Triquetrum eine höhere Belastung erfahren. Die Kraftübertragung zwischen Trapezium – Scaphoid verändert sich nicht. Niedriger allerdings, im Vergleich zum Wert bei 10N, fällt das Ergebnis des postoperativen Kraftanstieges beim Sensor zwischen Capitulum und Scaphoid aus.

Mittelwerte	Ham-Tri	Lun-Rad	Cap-Sca	Tra-Sca
	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]	Δ Kraft [ % ]
10N	47,6	-48,8	20,5	44,6
20N	72,6	-55,9	11,0	44,9

**Tab. 3.7: Mittelwerte der postoperativen Kraftveränderung bei 10N und 20N Belastung [% der präoperativen Kräfte]**

Mit einem Beispiel soll abschließend das Kräftezusammenspiel im Handgelenk demonstriert werden. Betrachten wir Hand 5, dann zeigt sich in Tab. 3.5 und 3.6 eine ausgezeichnete Entlastung des Lunatums ( -64,2% bzw. -76,1%). Im Gegenzug ist aber bei allen anderen Sensoren gemeinsam, entsprechend den physikalischen Gesetzen, ein deutlicher Kraftanstieg zu verzeichnen. Betrachten wir nun auch die übrigen Hände, so ist im Allgemeinen z.B. unter 10N Belastung ( siehe auch Abb. ) das postoperative Kraftverteilungsmuster im Vergleich zum intakten Carpus wesentlich gleichmäßiger, so dass eine einseitige Überlastung auszuschließen ist.

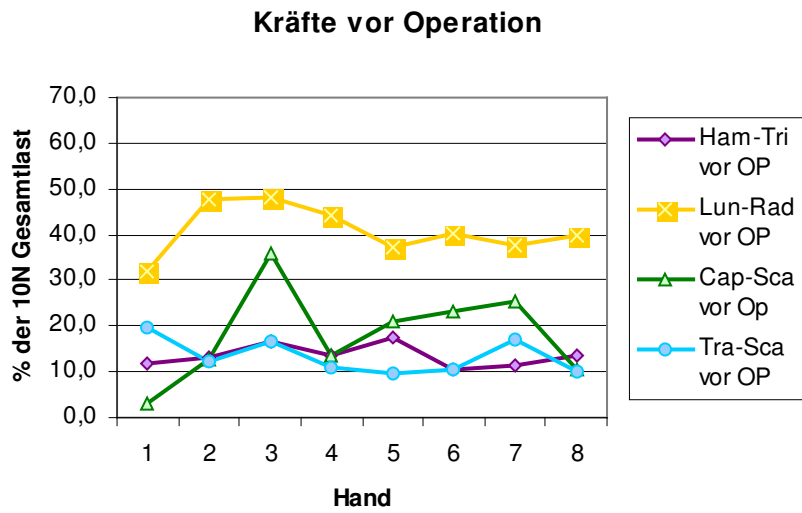


Abb. 3.28: Kräfteverteilung vor Capitatumverkürzung

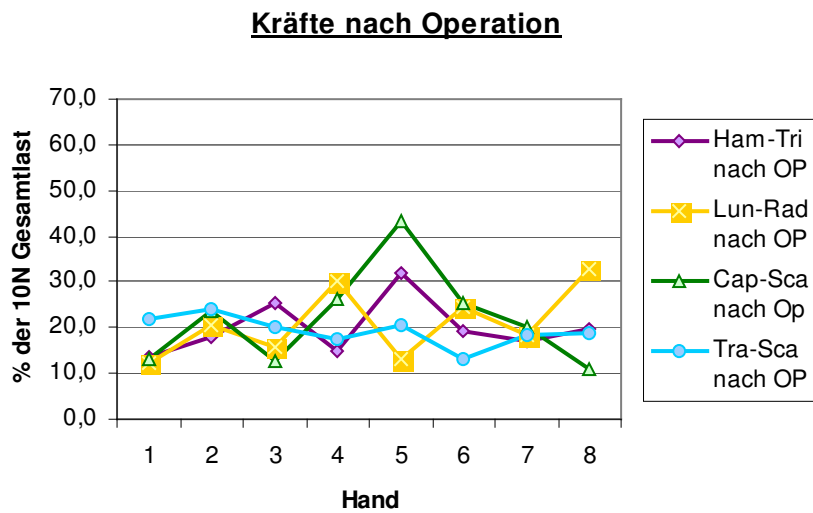


Abb. 3.29: Kräfteverteilung nach Capitatumverkürzung

## 3.2 Korrelation zwischen Vermessung des Handgelenkes und Messergebnisse

Im Laufe der Versuchsauswertung wurde die These aufgestellt, dass die anatomischen Verhältnisse des Carpus Einfluss auf die postoperativen Ergebnisse haben könnten. Aus diesem Grund wurden zuerst alle Handgelenke mit Hilfe der Röntgenbilder in zwei Ebenen vermessen<sup>19</sup> (S.875f.) (Tab. 3.8). In den zweiten Spalten sind die einzelnen Normwerte angegeben, soweit sie in der Fachliteratur ( z.B. „, Green´s operative hand surgery“<sup>19</sup> (S.875f.) existieren .

ap- Aufnahme									
	Norm	anat. Varianz	1	2	3	4	5	6	7
front. Neigung dist. Radiusgelenk dorsaler Winkel [°]	25	13-30	14	19	22	19	20	21	24
palmarer Winkel [°]			17	24	25	21	24	26	26
Radio-Ulnar-Index [mm]	0 +/- 2	+/-2	0	-1	3	2	2	1	-3
Abweichungsindex des Carpus	0,3 +/-0,03	+/-0,03	0,35	0,24	0,34	0,26	0,28	0,29	0,29
Neigung Scaphoid (ulnarseitig) [°]			59	55	65	69	69	73	68
Neigung Triquetrum-Hamatum [°]			-45	-48	-42	-40	-41	-41	-41
Neigung Trapezoid-Scaphoid [°]			-21	-13	-20	-19	-31,5	-30	-7
Winkel zwischen Capitatum und Scaphoid [°]			42	29	37	19	46	21	25
Winkel zwischen Capitatum und Sensor im Scaphoid [°]			54	29	49	13	34	37	31
Radiusanteil des Lunatums [%]			76	75	58	62,5	83	61	59
Index der Carpushöhe	0,54	+/- 0,03	0,57	0,565	0,60	0,54	0,52	0,58	0,60

seitl. Aufnahme									
	Norm	patholog.	1	2	3	4	5	6	7
Radiusgelenkfläche [°]	10-20		3	21	5,5	14,5	12	12	-1
Winkel Radius-Lunatum [°]	-5	>15 (DISI) <-20 (PISI)	17	5	9	10	12	8	30
Winkel Scaphoid-Lunatum [°]	47 (30-60)	>70	46	57	52	53	72	52	42

**Tab. 3.8: Vermessung der Röntgenbilder**

In der a.p.-Röntgenaufnahme erfolgte zum einen die Bestimmung des dorsalen und palmaren Neigungswinkels der distalen Radiusgelenkfläche. Zum anderen wurden die Neigung der Scaphoid-Längsachse, die Steigung der Gelenkflächen zwischen Triquetrum - Hamatum und Trapezium- Scaphoid jeweils im Bezug auf eine senkrechte Gerade zur Längsachse des Radius bestimmt. Außerdem wurde der Radio-Ulnar- Index ( siehe Gelberman<sup>16</sup> (S.674) ) ermittelt, um

eine Ulna minus oder einen Ellenvorschub zu erkennen und der Radiusanteil des Lunatum vermessen. Dieser bestimmt den Anteil des Mondbeins in Prozent, der in der a.p.-Aufnahme über, d.h. distal der Speiche lokalisiert ist. Der zusätzlich berechnete Index der Carpushöhe, setzt sich zusammen aus der Strecke zwischen Radius und distalem Ende des Capitatum geteilt durch die Länge des Metacarpale 3. Als einer der wichtigsten Parameter erwies sich der Winkel zwischen Längsachse des Kopf- und Kahnbeins. Wichtig ist dabei, nicht die eigentliche Neigung der Längsachse des Scaphoids zu messen, sondern entscheidend ist die Steigung der Kontaktfläche zum Capitatum.

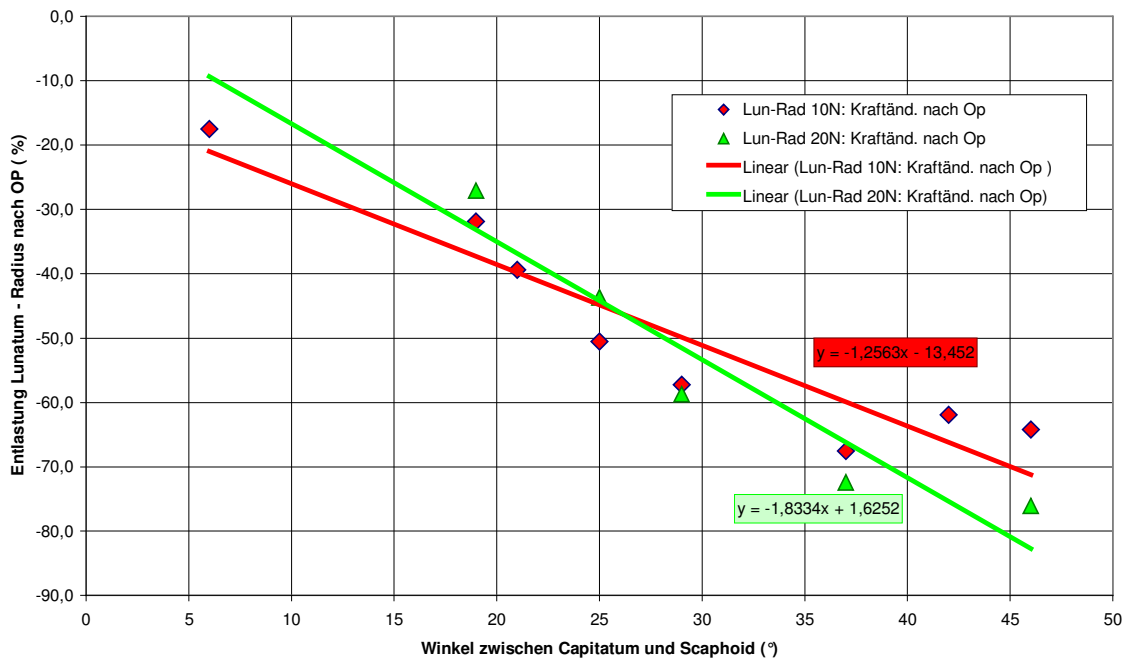
Anschließend wurden die seitlichen Röntgenbilder vermessen. Es wurden die seitliche Neigung der distalen Radiusgelenkfläche und die Winkel zwischen Radius-Lunatum und Scaphoid-Lunatum bestimmt. Bei letzteren sind jeweils die Gradunterschiede zwischen den jeweiligen Längsachsen der Knochen zu messen. Anschließend wurden alle Daten mit den Versuchsergebnissen korreliert und folgende Zusammenhänge festgestellt.

1. Eine Übereinstimmung von 95% mit 10N und 91% mit 20N Gewichtskraft besteht zwischen den postoperativen Daten des Sensors Lunatum – Radius und dem Winkel zwischen Kopf- und Kahnbein. Es ergibt sich folgende Regel: "Je größer der Winkel zwischen Capitatum und Scaphoid, d.h. je flacher das Kahnbein zum Kopfbein steht, desto niedriger die Kräfte zwischen Lunatum und Radius nach Capitatumverkürzung."
2. Gleichzeitig gilt in 94% bzw. 95% ( 10N/20N ), dass je größer der Winkel Capitatum – Scaphoid ist, desto mehr bringt die Capitatumverkürzung für die Entlastung des Os lunatum.
3. Mit 82/94% Wahrscheinlichkeit ist der prozentuale Kraftanstieg zwischen Trapezium und Scaphoid nach Capitatumverkürzung geringer, je größer der Index der Carpushöhe ist und mit 70% bzw. 81% (10/20N) Übereinstimmung gilt, dass je größer dieser Index ist, desto mehr Kraft fließt präoperativ über Trapezium-Scaphoid.
4. Eine Korrelation von 83% bzw. 71% unter 10 bzw. 20N Belastung zeigt sich für folgenden Zusammenhang: Je größer der Winkel zwischen Scaphoid und Lunatum in

der seitlichen Röntgenaufnahme, desto mehr Kraft nimmt das Gelenk Capitatum-Scaphoid nach Operation auf.

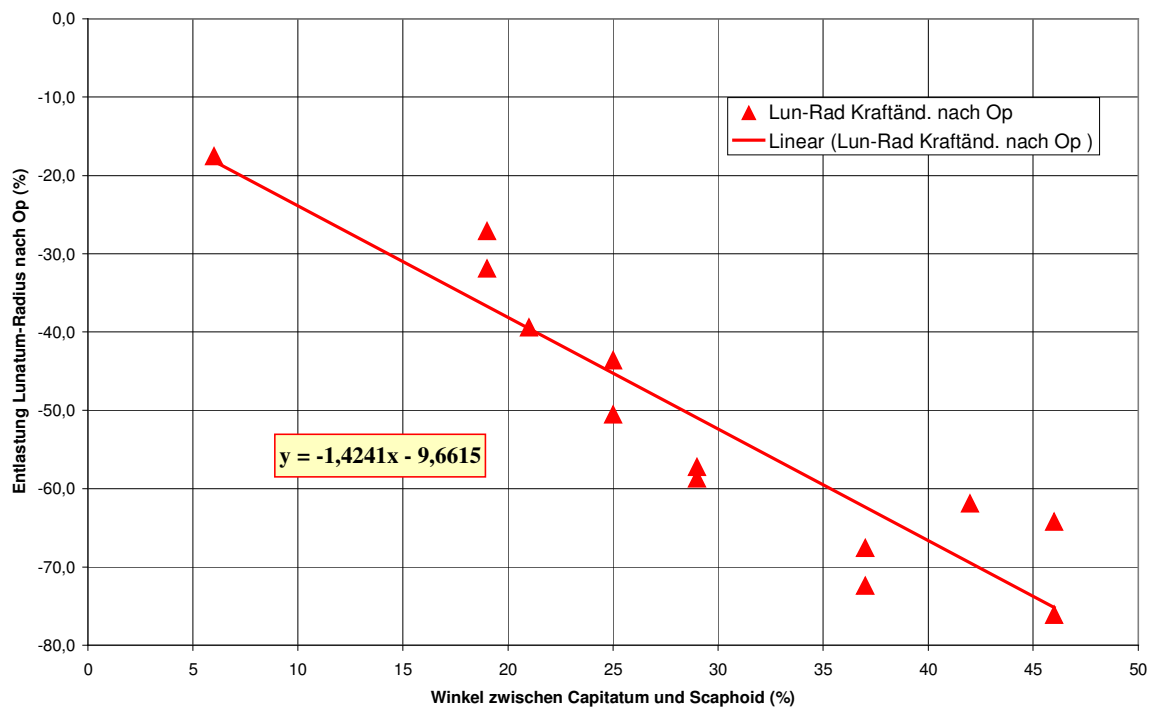
Die wichtigsten Gesetzmäßigkeiten sind Punkt 1 und 2. Dieser Zusammenhang lässt sich durch die Gesetze der Mechanik und Form des Kopfbeins erklären. Das Capitatum entspricht einem nach proximal zulaufendem Kegelstumpf, der dem Kahnbein radial aufliegt. Auch nach Entnahme eines Knochenkeiles sitzt das Kopfbein dem Kahnbein auf, vorausgesetzt das Kahnbein ist nicht so steil geneigt, dass das Capitatum eventuell in geringem Maße in Richtung Mondbein Abrutschen kann. Anders erklärt bedeutet dies, dass je flacher das Scaphoid ist, desto mehr Kraft kann übertragen werden und desto geringer ist die Gefahr eines Abgleiten des Kopfbeines.

Auf Grund dieser Korrelationen war es möglich eine Funktion für die Entlastung des Lunatums in Abhängigkeit vom Winkel zwischen Capitatum und Scaphoid zu bestimmen unter 10N bzw. 20N Belastung (siehe Abb.3.30).



**Abb. 3.30: Belastungsabnahme Lunatum – Radius in Abhängigkeit von Winkel Capitatum – Scaphoid**

Für die Bestimmung einer Geraden aus beiden Messreihen wurden alle Punkte gemeinsam in Abbildung 3.31 eingetragen und die Gleichung der Geraden bestimmt. Durch diese Funktion ist es möglich das Handgelenk eines Patienten präoperativ zu vermessen, um dann eine Aussage über die voraussichtliche postoperative Entlastung zu Treffen.



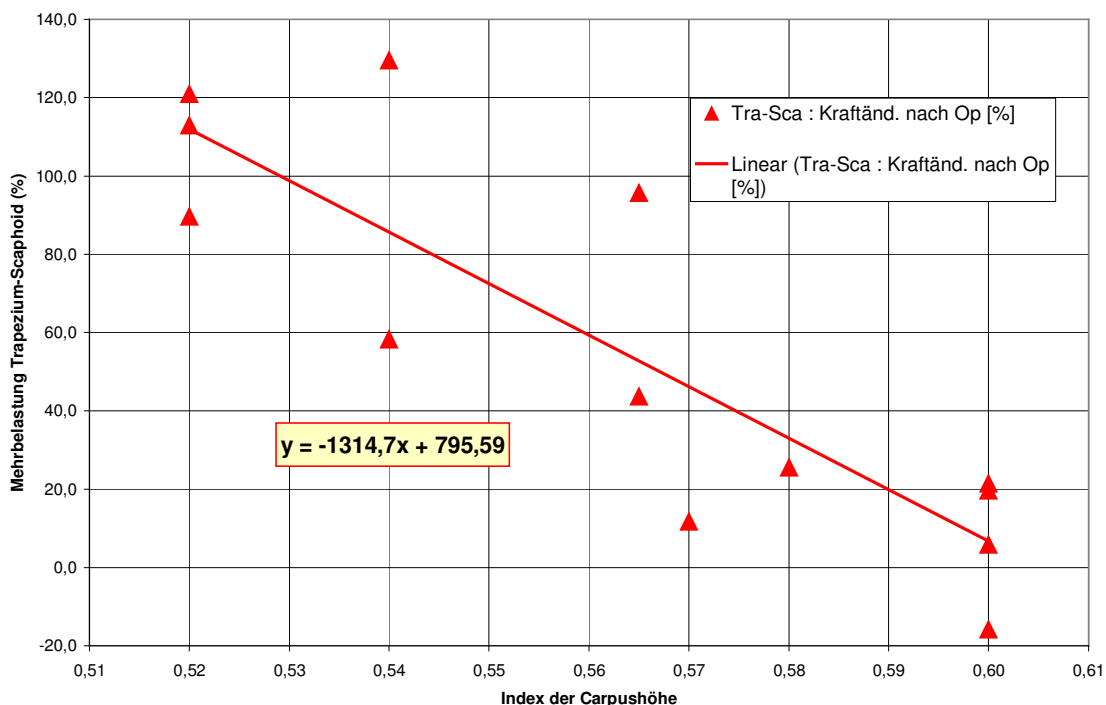
**Abb. 3.31: Belastungsabnahme Lunatum – Radius in Abhängigkeit von Winkel Capitatum – Scaphoid (Mittelwerte 10 und 20N)**

Die Regressionsgerade hier ist definiert durch folgende Funktion:  $y = -1,4241x - 9,6615$ . Die Variable  $y$  entspricht hierbei der postoperativen Abnahme der Kräfte auf das Lunatum in % der Vorlast. Der Platzhalter  $x$  beschreibt den Winkel der Längsachsen von Kopf- und Kahnbein zueinander.

Besteht also bei einem Patienten mit Lunatummalazie eine Therapieoption auf eine Capitulumverkürzung, so kann diese Formel vielleicht eine kleine Entscheidungshilfe sein. Denn hierfür ist lediglich notwendig, den Winkel =  $x$ -Wert in die Formel einzusetzen und man erhält einen groben Anhalt für die voraussichtliche Kraftabnahme nach Operation in Prozent der

Vorlast. Hier ein Beispiel: Beträgt die errechnete Zahl  $y=-50$ , dann ist die postoperative Entlastung 50%. Werden also im intakten Carpus z.B. 40% der Gesamtlast übertragen, dann wären dies postoperativ in etwa nur noch 20% der Gesamtkräfte. Sind im Extremfall die Achsen von Capitatum und Scaphoid parallel, d.h.  $x=0$ , dann ergibt die Entnahme eines Knochenkeiles aus dem Kopfbein immerhin noch eine Entlastung des Mondbeines um 9,7% ( $y=-9,7$ ) im Vergleich zur Vorlast.

Eine ähnliche Schätzgerade konnte auch für den Zusammenhang zwischen Index der Carpus-höhe und Änderung der Kräfte zwischen Trapezium und Scaphoid festgestellt werden. Meist haben Patienten mit einem hohen Index der Carpushöhe auch ein steiles Scaphoid und somit liegt das Gelenk zwischen Trapezium und Scaphoid genau parallel zur senkrecht nach unten gerichteten Kraftübertragungslinie. Sinkt aber der Index der Carpushöhe, z.B. durch eine Drehung des Kahnbeins nach radial, so kippt auch das Trapezium ebenfalls leicht nach radial und der Kraftübertrag des Gelenks Trapezium-Scaphoid wird im Kräfteparallelogramm kleiner.

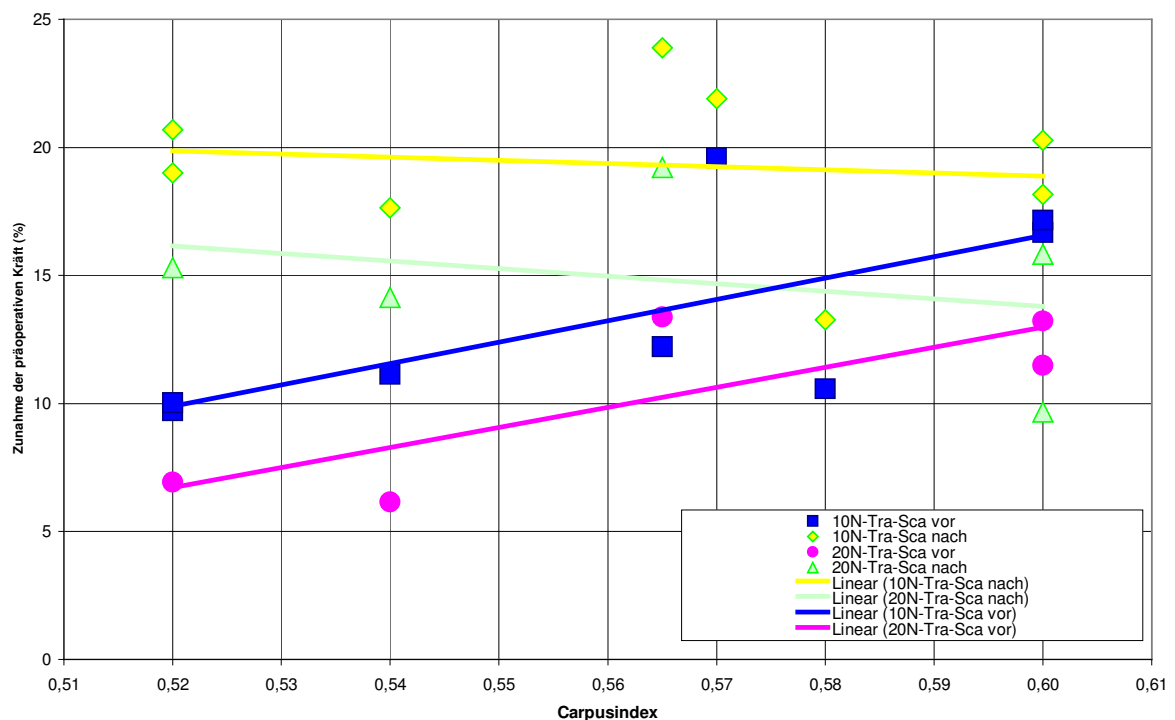


**Abb. 3.32: Mehrbelastung Trapezium-Scaphoid in Abhängigkeit vom Index der Carpushöhe (Mittelwerte 10 und 20N)**

Die Formel der Näherungsgerade für diesen Zusammenhang (Abb. 3.32) lautet:

$y = -1314,7x + 795,6$ . Dies bedeutet, dass man bei einem Carpusindex von z.B. 0,54, daraus folgt:  $y = -1314,7 * 0,54 + 795,6 = 85,7$ , einen postoperativen Kraftanstieg zwischen Trapezium und Scaphoid um ca. 86% der präoperativen Kräfte zu erwarten hat. Diese Funktion ist aber auch mit einigen größeren Punktabweichungen von den Schätzgeraden behaftet, als Abb. 3.31.

Zum Vergleich sind in Abb. 3.33 die einzelnen Geraden vor und nach Capitatumverkürzung mit einer Belastung von 10 und 20N aufgezeichnet. Während die präoperativen Werte eine deutliche Abhängigkeit vom Index der Carpushöhe zeigen, scheinen die postoperativen Regressionsgeraden fast konstant zu sein.



**Abb. 3.33: Mehrbelastung Trapezium-Scaphoid in Abhängigkeit vom Index der Carpushöhe**



Der unter Punkt 4 dargestellte Zusammenhang zwischen Winkel Scaphoid - Lunatum in der seitlichen Röntgenaufnahme und postoperativer Kraftübertragung zwischen Capitatum-Scaphoid ist, aus anatomischer Sicht, derzeit nicht logisch nachvollziehbar.

## 4 Diskussion

Die Ergebnisse der hier vorgestellten biomechanischen Studie zeigen, dass mit einer Capitatumverkürzung ohne Capitatum-Hamatum-Fusion eine sehr gute Entlastung des Lunatums erzielt werden kann. Unter 10N Belastung kommt es zu einer Abnahme der zwischen Lunatum und Radius wirkenden Kräfte, um durchschnittlich 49%. Werte zwischen -17,5% und -67,6% treten auf. Unter 20N Gewichtskraft stellt sich eine durchschnittliche Entlastung des Lunatums um 56 % ein, mit den Einzelergebnissen von -27,1 bis -76,1 %. Im Vergleich zu den beiden Studien von R. W. Viola<sup>52 (S.400)</sup> mit drucksensitivem Filmen und E. Horii<sup>20 (S.397)</sup> mit einem computersimulierten „rigid body spring“ Modell<sup>20 (S.415)</sup>, die bei der Capitatumverkürzung mit Capitatum-Hamatum-Fusion über eine Entlastung zwischen Radius und Lunatum von durchschnittlich 25% bzw. 66% berichten, lässt sich damit in gleicher Weise eine Entlastung bei der isolierten Capitatumverkürzung erzielen. Auch unter doppelt so hoher Belastung mit 20N ist dieser Effekt nachweisbar.

Betrachten wir nun die übrigen Kraftübertragungswege, stellt sich folgendes Bild dar. Im Gelenk zwischen Hamatum und Triquetrum tritt ein durchschnittlicher Kraftanstieg von 48% unter 10N und 73% unter 20N-Belastung auf. Die Werte der einzelnen Leichenarme zeigen zwar eine sehr große Varianz, bei den Mittelwerten ist aber die Tendenz erkennbar, dass mit steigendem Gewicht der Übertragungsweg zwischen Hamatum und Triquetrum, trotz fehlender Fusion zwischen Capitatum und Hamatum, an Bedeutung gewinnt. Vergleichen wir diese Ergebnisse wieder mit den Daten der Studie von Horii<sup>20 (S. 395)</sup>, so kommt es zu keiner Kraftzunahme von 149% postoperativ. Dem widerspricht auch eine Studie von R.W.Viola, die anhand einer Messung mit drucksensitiven Filmen im Radioulnocarpal-Gelenk keine Erhöhung der über die Ulna übertragenen Kräfte feststellt und somit auch keine Krafterhöhungen zwischen Hamatum-Triquetrum.

Gleiche Werte für beide Belastungsstärken hingegen liefert der Sensor zwischen Trapezoid und Scaphoid. Es kommt im Mittel zu einer postoperativen Steigerung um 45% (Horii: 69%<sup>20 (S. 395)</sup>).

Der interessanteste Sensor liegt zweifellos zwischen Capitatum und Scaphoid. So kommt es keineswegs immer zu einer Entlastung nach Capitatumverkürzung, wie bei der Capitatumverkürzung mit Capitatum-Hamatumfusion<sup>20 (S. 397)</sup>. Im Gegenteil scheint eher ein Kraftanstieg um durchschnittlich 20,5 % / 11% ( 10 / 20N ) Regelfall zu sein. Dies widerspricht den Untersuchungen von E. Horii<sup>20 (S.397)</sup>, der eine durchschnittliche Entlastung von 52% vertritt. Lediglich Hand 3 und 7 zeigen eine Kraftabnahme nach Capitatumverkürzung, um 64,3 bzw. 20,5%.

Anhand der relativ großen Streuung der Messwerte wird eine zentrale Problematik dieser Studie sichtbar. Entsprechend dem klinischen Alltag kann nicht jede Operation bis ins letzte Detail exakt gleich ausgeführt werden. Aber auch andere Studien zeigen große Standardabweichungen in Ihren Messungen<sup>20 (S.395), 52 (S.399)</sup> und zeigen damit die Komplexität derartiger Messungen, die mit unterschiedlichsten Methoden durchgeführt wurden.

Wie sich herausstellte, spielen die anatomischen Verhältnisse des Carpus ebenfalls eine Rolle für den Erfolg und Umfang der postoperativen Entlastung. Dies betrifft insbesondere den Winkel Capitatum-Scaphoid in der a.p.-Röntgenaufnahme, den Index der Carpushöhe und der seitlichen Winkel zwischen Scaphoid und Lunatum. Durch die Korrelation der Messergebnisse mit der Vermessung des Handgelenkes, konnte eine Funktion für den Zusammenhang zwischen postoperativer Entlastung des Lunatums und Winkel zwischen Capitatum und Scaphoid ermittelt werden. Die einzelnen Werte liegen sehr gut im Bereich der Regressionsgeraden (siehe Abb. 3.31 ). Die ermittelte Formel kann im Hinblick auf die relativ niedrige Zahl von acht Leichenhänden nur als Hinweis für den Umfang der postoperativen Entlastung des Lunatums gewertet werden. Als weniger aussagekräftig ist die Funktion für den Zusammenhang von Kraftanstieg zwischen Trapezium-Scaphoid und dem Index der Carpushöhe einzustufen. Aus Abb. 3.32 ist ersichtlich, dass die Einzelwerte etwas mehr streuen. Trotzdem wird eine lineare Korrelation von 82/94% bei 10 bzw. 20N Belastung erreicht. Man muss sich aber immer vor Augen führen, dass hier nur an acht Leichenhänden gemessen wurde, was aber in anderen handchirurgischen Studien durch den großen operativen und messtechnischen Aufwand keine Seltenheit ist.

Ein Kritikpunkt ist sicher auch, warum nicht mit wesentlich mehr Belastung gemessen wurde. Hier erreicht man die Grenzen des Versuchsaufbaues. Einerseits kann über den verwendeten

4.0mm Rushpin nicht mehr als 10N seitlich aufgebracht werden, ohne dass es zu einer leichten Biegung und nachfolgender Gefahr von Verspannungen kommt. Andererseits ist die Verwendung eines stärkeren Metallstabes auf Grund der Metacarpaldicke nicht oder nur in ganz wenigen Ausnahmen möglich. Auch zeigte sich unter Belastung von ca. 40-50N ein leichtes Abkippen des Carpus nach dorsal und radial. Die von E. Horii<sup>20</sup> (S.394) verwendeten 143N Gesamtlast hätten also zu nicht reproduzierbaren Ergebnissen geführt. Dem Problem des Kraftauftrages von größeren Lasten ist auch die große Varianz der Werte unter 20N zuzuschreiben. So dass diese Ergebnisse teils keine ausreichende Signifikanz erreichen und nur richtungsweisend sein können.

Ist die Studie von E. Horii<sup>20</sup> (S.393f.) zwar nur bedingt auf Grund der zusätzlichen Capitatum-Hamatum-Fusion mit dieser Arbeit vergleichbar, so kann man doch sagen dass die isolierte Capitatum-Verkürzung auch zu einer sehr guten Entlastung des Lunatums führt. Die Gefahr einer Überlastung zwischen Trapezoid-Scaphoid und Hamatum-Triquetrum wird in dieser Arbeit nicht bestätigt. Im Gegenteil zeigte sich ein zusätzlicher positiver Kraftübertragungsweg zwischen Capitatum und Scaphoid. Zudem existiert auch mittlerweile eine Studie von N. Iwasaki<sup>21</sup> (S.415) zur Kraftübertragung im Radioulnocarpal-Gelenk, die mit der gleichen computersimulierten Methode wie E. Horii arbeitet und in den unterschiedlichen Lichtman-Stadien einen signifikanten Shift der Kraftübertragung in Stadium IIIb vom radiocarpalen Übertragungsweg zum Lunatum<sup>21</sup> (S.421) zeigt. Eine Capitatumverkürzung selbst mit Capitatum-Hamatum-Fusion würde daher eher diese pathologische Veränderung des Kraftübertrages rückgängig machen und insgesamt im Vergleich zu einem normalen Handgelenk wie in der Studie von E.Horii zu Grunde gelegt, zu einem wesentlich milderem Anstieg zumindest des Übertragungsweges Trapezoid-Scaphoid führen. Die Gefahr einer starken Überlastung des Übertragungsweges zwischen Hamatum-Triquetrum<sup>20</sup> (S.399) besteht in der von uns durchgeführten Operation wegen fehlender Capitatum-Hamatum-Fusion nicht.

## 5 Zusammenfassung

Die Lunatumnekrose (M. Kienböck) äußert sich in einem schmerzhaften, eingesteiften und geschwollenen Handgelenk. Ohne Behandlung führt diese Krankheit zum Untergang des Mondbeins und zu einem funktionsunfähigen Handgelenk. Die Entstehung der Lunatummalazie aber bis heute nicht vollständig geklärt und stellt vermutlich ein Zusammenspiel aus anatomischer Prädisposition und mechanischem Stress dar.

Die Capitatum-Verkürzung ohne Capitatum-Hamatum-Fusion und evt. Resektion des proximalen Hamatumpoles<sup>2</sup> (S.133), 5 (S.509), 52 (S.400), 20 (S.395) ist ein lunatum-erhaltendes Therapieverfahren für die Mondbeinnekrose in Lichtman-Stadium II-IIIa. Dieses Operationsverfahren sollte durch Druckmessungen evaluiert werden. Als Versuchsobjekte wurden acht unfixierte, eingefrorene Leichenarme verwendet. Diese wurden senkrecht am proximalen Unterarm eingebettet. Über einen dorsalen Zugang wurden Sensoren ins Handgelenk zwischen Hamatum – Triquetrum, Lunatum – Radius, Capitatum – Scaphoid und Trapezium – Scaphoid eingebaut. Ein 4mm Rushpin wurde senkrecht zur Radiuslängsachse durch Metacarpale 2-5 gebohrt und diente zur Übertragung der Gewichtskraft von 10 und 20N. Es wurden acht Versuchsdurchgänge mit 10N Belastung und sechs Messungen mit 20N durchgeführt. Anschließend erfolgte die Entnahme eines ca. 1,8-2,0mm breiten Knochenspanes aus dem Capitatum und die Fusion der Bruchstücke mit Kirschnerdrähten und Herbert-Schrauben. Auch die Position des Hamatums wurde beachtet, um gegebenenfalls eine Resektion des proximalen Poles durchzuführen, damit eine postoperative Kraftübertragung zwischen Hamatum-Lunatum vermieden werden kann. Dies war aber bei keinem Leichenarm notwendig. Die postoperativen Messungen erfolgten analog zu den vorher beschriebenen. Die Ergebnisse dieser biomechanischen Studie zeigen, dass mit einer Capitatumverkürzung auch ohne Capitatum-Hamatum-Fusion eine Entlastung des Lunatums bei 10N um 49% bzw. bei 20N um 56 % erzielt werden kann. Dies wird mit einer Mehrbelastung zwischen Hamatum und Triquetrum um 48 / 73% (10/20N) erkauft. Auch das Gelenk Trapezoid-Scaphoid wird dabei um 45% mehr belastet, wobei dieser Wert sowohl für eine 10N als auch eine 20N Kraft gilt. Diese Kraftsteigerungen liegen aber deutlich unter den von E.Horii<sup>20</sup> (S.397) publizierten Daten. Die Kraftübertragung zwischen Capitatum und Scaphoid steigt durchschnittlich um 20 / 11 % (10 / 20N) im Ver-

gleich zum präoperativen Ergebnis an. Es kommt allerdings bei zwei der insgesamt acht Hände zu einer postoperativen Entlastung dieses Übertragungsweges um 64 / 74% (Hand 3) und 21 / 20% (Hand 7) unter einer Gewichtskraft von 10 / 20N. Doch ist dies offensichtlich nicht der Regelfall, wie in der Studie von E. Horii<sup>20 (S.397)</sup> beschrieben. Wobei auch anzumerken ist, dass beide Studien nur bedingt vergleichbar sind, da in zitierter Untersuchung ein 2-dimensionales, computersimuliertes Modell verwendet und eine Capitatumverkürzung mit zusätzlicher Fusion von Hamatum und Triquetrum durchgeführt wurde.

Betrachtet man die Einzelwerte jedes Armes für sich, so zeigt sich eine relativ hohe Standardabweichung. Primär wurde angenommen, dass entsprechend dem klinischen Alltag keine Operation mit 100%iger Präzision einer anderen gleicht und dass dies zu erhöhten Standardabweichungen führen könnte.

Im übrigen ist zu vermuten, dass die unterschiedlichen anatomischen Verhältnisse im Carpus einen Einfluss auf die Versuchsergebnisse haben und damit zur Erhöhung der Standardabweichung beitragen. Denn nach den Gesetzen der Mechanik hängt die Entlastung des Lunatums u.a. von der Kraftübertragung auf das Scaphoid ab und diese wiederum vom Winkel zwischen Capitatum und Scaphoid. Je größer dieser Winkel, umso höher sollte demnach die Entlastung sein. Diese These wird durch die vorgelegten Ergebnisse untermauert. Trägt man nämlich die erreichte Entlastung des Lunatums  $y$  [%] gegen den Winkel  $x$  [°] zwischen Capitatum und Scaphoid auf, so ergibt sich folgende Regressionsgerade (mit einer gegenüber den Einzelwerten deutlich verringerten Standardabweichung):

$$y = 1,4 x - 9,7$$

Der hier gefundene Zusammenhang erlaubt nun erstmals eine Prognose zur postoperativen Entlastung des Mondbeines. Ist der zwischen Capitatum und Scaphoid gemessene Winkel (a.p. Röntgenaufnahme) ausreichend groß, so ist eine gute Entlastung des Lunatums zu erwarten. Ist dagegen ein sehr "steiles" Scaphoid vorhanden, so ist eine geringere Entlastung zu erwarten, wobei obendrein auch noch die Gefahr besteht, dass das Capitatum unter Belastung am Scaphoid entlang gleiten und erneut (trotz Capitatumverkürzung) auf das Lunatum drücken könnte. In diesem Fall sollte also bedacht werden, ob die Capitatumverkürzung für den Pati-

enten einen ausreichenden Benefit in der Entlastung des Mondbeines bringen wird oder ob man auf alternative Operationsverfahren ausweichen sollte.

Insgesamt ist festzustellen, dass die isolierte Capitatum-Verkürzung zu einer sehr guten Entlastung des Lunatums führt. Die Gefahr einer Überlastung zwischen Trapezoid-Scaphoid und Hamatum-Triquetrum wird in dieser Arbeit nicht bestätigt. Vielmehr zeigte sich ein zusätzlicher positiver Kraftübertragungsweg zwischen Capitatum und Scaphoid. Mit Spannung zu erwarten ist schließlich die Auswertung der Aussagen und Untersuchungen von 25 bisher auf diese Weise operierten Patienten hinsichtlich Schmerzfreiheit und Funktionsfähigkeit des Handgelenks. Eine Promotion zu diesem Thema ist in Vorbereitung.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Alexander, A.H., Turner, M.A., Alexander, C.E., Lichtman, D.M.  
Lunate silicon replacement arthroplasty in Kienböck's disease: A long-term follow up.  
J. Hand Surg. 15A (1990) 401-407
2. Allan, C.H., Joshi, A., Lichtman, D.M.  
Kienböck's disease: diagnosis and treatment.  
J. Am. Acad. Orthop. Surg. 9 (2001) 128-136
3. Almquist, E.E.  
Kienböck's Disease.  
Clin. Orthop. Rel. Res. 202 (1986) 68-78
4. Almquist, E.E.  
Kienböck's Disease.  
Hand Clin. 3 (1987) 141-148
5. Almquist, E.E.  
Capitate shortening in the treatment of Kienböck's disease.  
Hand Clin. 9 (1993) 505-512
6. An, K.N., Chao, E.Y.S., Cooney, W.P., Linscheid, R.L.  
Forces in the normal and abnormal hand.  
J. Orthop. Res. 3 (1985) 202-211
7. An, K.N., Himeno, S., Tsumura, H., Kawai, T., Chao, E.Y.S.  
Pressure distribution on articular surfaces: application to joint stability evaluation.  
J. Biomech. 23 (1990) 1013-1020
8. Augsburger, S., Necking, L., Horton, J., Bach, A.W., Tencer, A.F.  
A comparison of scaphoid-trapezium-trapezoid fusion and four-bone tendon weave for scapho-lunate dissociation.  
J. Hand Surg. 17A (1992) 360-369
9. Blevens, A.D., Light, T.R., Jablonsky, W.S., Smith, D.G., Patwardhan, A.G., Guay, M.E., Woo, T.S.  
Radiocarpal articular contact characteristics with scaphoid instability.  
J. Hand Surg. 14A (1989) 781-790
10. Bond, J.R., Berquist, T.H.  
Radiologic evaluation of hand and wrist motion.  
Hand Clin. 7 (1991) 113-123



11. Condit, D.P., Idler, R.S., Fischer, T.J., Hastings, H.  
Preoperative factors and outcome after lunate decompression for Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. 18A (1993) 691-696
12. Epner, R.A., Bowers, W.H., Guilford, W.B.  
Ulnar variance – the effect of wrist positioning and roentgen film technique.  
J. Hand Surg. 7A (1982) 298-305
13. Garcia-Elias, M., Cooney, W.P., An, K.N., Linscheid, R.L., Chao, E.Y.S.  
Wrist kinematics after limited intercarpal arthrodesis.  
J. Hand Surg. 14A (1989) 791-799
14. Garcia-Elias, M., An, K.N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., Chao, E.Y.S.  
Stability of the transverse carpal arch: an experimental study.  
J. Hand Surg. 14A (1989) 277-282
15. Garcia-Elias, M., An, K.N., Cooney, W.P., Linscheid, R.L.  
Lateral closing wedge osteotomy for treatment of Kienböck's disease. A clinical and biomechanical study of the optimum correcting angle.  
Chir. Main. 17 (1998) 283-290
16. Gelberman, R.H., Salamon, P.B., Jurist, J.M., Posch, J.L.  
Ulnar variance in Kienböck's disease.  
J. Bone Joint Surg. 7A (1975) 674-676
17. Gelberman, R.H., Bauman, T.D., Menon, J., Akeson, W.H.  
The vascularity of the lunate bone and Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. 5 (1980) 272-278
18. Graner, O., Lopes, E.I., Carvalho, B.C., Atlas, S.  
Arthrodesis of the carpal bones in the treatment of Kienböck's disease, painful ununited fractures of the navicular and lunate bones with avascular necrosis, and old fracture dislocations of carpal bones.  
J. Bone Joint Surg. Am. 48 (1966) 767-774
19. Green, D.P.  
Carpal dislocations and instabilities.  
In: "Green's operative hand surgery",  
Green, D.P., Hotchkiss, R., Pederson, W.C. (Hrsg.), Churchill-Livingstone Verlag, 1998, 4<sup>th</sup> Edition, 875-893

20. Horii, E., Garcia-Elias, M., An, K.N., Bishop, A.T., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., Chao, E.Y.S.  
Effect on force transmission across the carpus in procedures used to treat Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. 15A (1990) 393-400
21. Iwasaki, N., Genda, E., Minami, A., Kaneda, K., Chao, E.Y.S.  
Force transmission through the wrist joint in Kienböck's disease: A two-dimensional theoretical study.  
J. Hand Surg. 23A (1998) 415-424
22. Iwasaki, N., Minami, A., Miyazawa, T., Kaneda, K.  
Force distribution through the wrist joint in patients with different stages of Kienböck's disease: Using computed tomography osteoabsorptiometry.  
J. Hand Surg. 25A (2000) 870-876
23. Jafarnia, K., Collins, E.D., Kohl, H.W. 3rd, Bennett, J.B., Ilahi, O.A.  
Reliability of the Lichtman classification of Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. Am. 25 (2000) 529-534
24. Jensen, C.H.  
Intraosseous pressure in Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. 18A (1993) 355-359
25. Kapandji, A.  
Biomechanik des Carpus und des Handgelenkes.  
Orthopäde 15 (1986) 60-73
26. Kauer, J.M.G.  
Functional anatomy of the wrist.  
Clin. Orthop. Rel. Res. 149 (1980) 9-20
27. Kauer, J.M.G.  
The mechanism of the carpal joint.  
Clin. Orthop. Rel. Res. 202 (1986) 16-26
28. Koebke, J.  
Anatomie des Handgelenkes und der Handwurzel.  
Unfallchir. 14 (1988) 74-79
29. Lichtman, D.M., Mack, G.R., MacDonald, R.I., Gunther, S.F., Wilson, J.N.  
Kienböck's disease: the role of silicone replacement arthroplasty.  
J. Bone Joint Surg. 59A (1977) 899-908

30. Lichtman, D.M., Degnan, G.G..  
Staging and its use in the determination of treatment modalities for Kienböck's disease.  
Hand Clin. 9 (1993) 409-416
31. Linscheid, R.L.  
Kinematic Considerations of the wrist.  
Clin. Orthop. Rel. Res. 202 (1986) 27-39
32. Markolf, K.L., Dunbar, A.M., Hannani, K.  
Mechanisms of load transfer in the cadaver forearm: Role of the interosseous membrane.  
J. Hand Surg. 25A (2000) 674-682
33. Martini, A.K., Schiltenswolf, M.  
A new classification of semilunar bone necrosis.  
Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 30 (1998) 151-157
34. Masear, V.R., Zook, E.G., Pichora, D.R.  
Strain-gauge evaluation of lunate unloading procedures.  
J. Hand Surg. 17A (1992) 437-443
35. Murray, P.M., Wood, M.B.  
The results of treatment of synovitis of the wrist induced by particles of silicone debris.  
J. Bone and Joint Surg. 80 (1998) 397-406
36. Nakamura, R., Tsuge, S., Watanabe, K., Tsunoda, K.  
Radial wedge osteotomy for Kienböck's disease.  
J. Bone Joint Surg. Am. 74 (1991) 1391-1396
37. Oda, M., Hashizume, H., Miyake, T., Inoue, H., Nagayama, N.  
A stress distribution analysis of a ceramic replacement for Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. (Eur. Vol.) 25B (2000) 492-498
38. Renner, A., Egri, L., Hardy, G.  
Possibilities for revascularization in early and late stage lunate malacia.  
Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 30 (1998) 175-180
39. Schiltenswolf, M., Martini, A.K., Eversheim, S., Mau, H.  
Die Bedeutung des intraossären Druckes für die Pathogenese des Morbus Kienböck.  
Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 28 (1996) 215-219

40. Schönberger, A., Mehrrens, G., Valentin, H.  
Arbeitsunfall und Berufskrankheit.  
Erich- Schmidt-Verlag, Berlin, 1998, 6. Auflage, S.594
41. Schuind, F., Cooney, W.P., Linscheid, R.L., An, K.N., Chao, E.Y.S.  
Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two-dimensional study in the posteroanterior plane.  
J. Biomech. 28 (1995) 587-601
42. Short, W.H., Werner, F.W., Fortino, M.D., Palmer, A.K.  
Distribution of pressures and forces on the wrist after simulated intercarpal fusion and Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. 17A (1992) 443-449
43. Short, W.H., Werner, F.W., Fortino, M.D., Mann, K.A.  
Analysis of the kinematics of the scaphoid and lunate in the intact wrist joint.  
Hand Clin. 13 (1997) 93-108
44. Staudenmaier, R., Wilhelm, K.  
Results of surgical management of lunate malacia. A retrospective clinical study.  
Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 29 (1997) 88-95
45. Stuart, P.R., Berger, R.A., Linscheid, R.L., An, K.N.  
The dorsopalmar instability of the distal radioulnar joint.  
J. Hand Surg. 25A (2000) 689-699
46. Stuchin, S.A.  
Wrist anatomy.  
Hand Clin. 8 (1992) 603-609
47. Takase, K., Imakiire, A.  
Lunate excision, capitate osteotomy, and intercarpal arthrodesis for advanced Kienböck disease.  
J. Bone Joint Surg. 83 (2001) 177-183
48. Teurlings, L., Miller, G.J., Wright, T.W.  
Pressure mapping of the radioulnar carpal joint: Effects of ulnar lengthening and wrist position.  
J. Hand Surg. (Eur. Vol.) 25B (2000) 346-349
49. Trumble, T., Glisson, R.R., Seaber, A.V., Urbaniak, J.R.  
A biomechanical comparison of the methods for treating Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. 11A (1986) 88-93

50. Viegas, S.F., Patterson, R.M., Roefs, J., Tencer, A., Choi, S.  
The effects of various load paths and different loads on the load transfer characteristics of the wrist.  
J. Hand Surg. 14A (1989) 458-465
51. Viegas, S.F., Patterson, R.M.  
Load mechanics of the wrist.  
Hand Clin. 13 (1997) 109-128
52. Viola, R.W., Kiser, P.K., Bach, A.W., Hanel, D.P., Tencer, A.F.  
Biomechanical analysis of capitate shortening with capitate hamate fusion in the treatment of Kienböck's Disease.  
J. Hand Surg. 23A (1998) 395-401
53. Volz, R.G., Lieb, M., Benjamin, J.  
Biomechanics of the wrist.  
Clin. Orthop. Rel. Res. 149 (1980) 113-118
54. Watanabe, K., Nakamura, R., Horii, E., Miura, T.  
Biomechanical analysis of radial wedge osteotomy for the treatment of Kienböck's disease.  
J. Hand Surg. Am. 18 (1993) 686-690
55. Wilhelm, K., Hierner, R., Brehl, B.  
Callus distraction for progressive lengthening of the capitate bone after resection of the lunate bone in stage III lunate malacia. Surgical technique and 1 year results.  
Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 29 (1997) 10-19

## 7 Danksagung

Eine Doktorarbeit kann nur gelingen, wenn es Menschen gibt, die einem tatkräftig zur Seite stehen und stets für eine Diskussion offen sind. In diesem Zusammenhang möchte ich mich ganz herzlich bedanken

- bei meinem Betreuer Hr. Dr. Werber für seine Geduld und seine tatkräftige Unterstützung in allen vorgebrachten Anliegen. Durch seine exzellente Betreuung, sein stets offenes Ohr (auch nach einem stressigen Op-Tag) und die hervorragende Zusammenarbeit, konnte diese Doktorarbeit so reibungslos verlaufen.
- für die ausgezeichnete finanzielle und technische Unterstützung der Fa. BMW. Besonders hervorgehoben unter den vielen Helfern sei hier Hr. Müller (EG 533), der mit größter Geduld und Begeisterung auch einer Medizinerin technisches Knowhow beibringen konnte, stets auf alle meine Anliegen sofort einging und in allen methodischen Fragen praktikable Lösungen zur Hand hatte. Außerdem sei Hr. Hoibl erwähnt, der in seinem Team auch das Unmögliche technisch möglich machte und das selbstverständlich, wie könnte es anders sein, in der schnellstmöglichen Zeit. Auch Hr. Groll möchte ich für die gute Betreuung zu Beginn meiner Arbeit danken.
- beim Institut für experimentelle Chirurgie für die großzügige und unbürokratische Bereitstellung eines Versuchslabors und für die Unterstützung der Mitarbeiter, besonders durch Fr. Pichotka, die sich u.a. um die Sterilisation und Wartung der Operationssiebe kümmerte.
- beim Institut für medizinische Statistik und Epidemiologie der TU München für die statistische Beratung durch Hr. Dr. Wagenpfeil.
- für die Bereitstellung von Operationssieben und des Röntgengerätes durch das Personal des Chirurgischen OP's.

# 8 Anhang

Vor Capitulumverkürzung						Nach Capitulumverkürzung							
	Zeit [min]	HamTri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	HamTri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]			
1. Reihe	1	1,2	3,5	0,3	2,2	1,2	1,1	1,5	1,9	1	1. Reihe		
	2	1,2	3,5	0,3	2,2	1,3	1,2	1,5	1,9	2			
	3	1,2	3,5	0,3	2,2	1,3	1,2	1,6	2,0	3			
	Bodenabstand radial: 26,0 ulnar: 26,0	4	1,2	3,6	0,3	2,2	1,4	1,3	1,6	2,0		4	Bodenabstand radial: 26,1 ulnar: 26,1
	5	1,2	3,6	0,3	2,3	1,4	1,3	1,6	2,0	5			
	6	1,2	3,7	0,3	2,0	1,4	1,4	1,6	2,0	6			
	7	1,2	3,7	0,3	2,1	1,5	1,4	1,6	2,0	7			
	8	1,2	3,7	0,3	2,1	1,5	1,4	1,5	2,0	8			
	9	1,2	3,7	0,3	2,1	1,5	1,4	1,5	2,0	9			
	10	1,2	3,7	0,3	2,1	1,5	1,5	1,5	2,0	10			
2. Reihe	1	1,1	3,3	0,2	1,7	1,3	1,5	0,9	2,2	1	2. Reihe		
	2	1,1	3,4	0,3	1,8	1,4	1,5	1,0	2,2	2			
	3	1,1	3,3	0,3	1,8	1,4	1,6	1,1	2,2	3			
	Bodenabstand radial: 26,0 ulnar: 26,0	4	1,1	3,4	0,3	1,9	1,5	1,6	1,1	2,2		4	
	5	1,1	3,4	0,3	1,9	1,5	1,6	1,1	2,2	5			
	6	1,1	3,4	0,3	1,9	1,5	1,6	1,1	2,2	6			
	7	1,1	3,4	0,3	1,9	1,5	1,6	1,1	2,2	7			
	8	1,1	3,4	0,3	1,9	1,5	1,6	1,1	2,2	8			
	9	1,1	3,4	0,3	1,9	1,5	1,6	1,1	2,3	9			
	10	1,1	3,4	0,3	1,9	1,5	1,7	1,1	2,3	10			
3. Reihe	1	1,2	3,0	0,3	2,0	1,0	0,6	1,3	2,1	1	3. Reihe		
	2	1,2	3,0	0,3	2,1	1,2	0,7	1,3	2,1	2			
	3	1,2	3,1	0,3	2,1	1,2	0,7	1,3	2,2	3			
	Bodenabstand radial: 26,0 ulnar: 26,0	4	1,2	3,1	0,3	2,1	1,3	0,8	1,3	2,2		4	
	5	1,2	3,1	0,3	2,2	1,3	0,8	1,3	2,2	5			
	6	1,2	3,1	0,3	2,2	1,3	0,9	1,3	2,3	6			
	7	1,2	3,1	0,4	2,2	1,3	0,9	1,3	2,3	7			
	8	1,2	3,1	0,4	2,2	1,3	0,9	1,3	2,3	8			
	9	1,2	3,1	0,4	2,2	1,3	0,9	1,3	2,3	9			
	10	1,2	3,1	0,4	2,2	1,3	1,0	1,3	2,3	10			
4. Reihe	1	1,3	3,5	0,3	1,6	1,3	1,3	1,2	2,1	1	4. Reihe		
	2	1,3	3,2	0,3	1,8	1,3	1,3	1,3	2,1	2			
	3	1,3	3,2	0,3	1,8	1,3	1,3	1,3	2,1	3			
	4	1,3	3,1	0,3	1,8	1,4	1,3	1,3	2,1	4			
	5	1,3	3,1	0,3	1,9	1,4	1,4	1,3	2,1	5			
	6	1,3	3,1	0,3	1,9	1,4	1,4	1,3	2,2	6			
	7	1,3	3,1	0,3	1,9	1,5	1,4	1,3	2,2	7			
	8	1,3	3,1	0,4	1,9	1,5	1,4	1,4	2,2	8			
	9	1,3	3,1	0,4	1,9	1,5	1,4	1,3	2,2	9			
	10	1,3	3,1	0,4	1,9	1,5	1,4	1,3	2,2	10			
5. Reihe	1	1,2	2,8	0,3	1,9	1,2	1,3	1,2	2,3	1	5. Reihe		
	2	1,2	2,8	0,3	1,9	1,3	1,4	1,3	2,3	2			
	3	1,2	2,8	0,3	1,9	1,3	1,4	1,3	2,3	3			
	4	1,2	2,9	0,3	1,9	1,4	1,4	1,3	2,3	4			
	5	1,2	2,9	0,3	1,9	1,4	1,4	1,3	2,3	5			
	6	1,2	2,9	0,3	2,0	1,4	1,4	1,3	2,3	6			
	7	1,2	2,9	0,4	2,0	1,5	1,4	1,4	2,4	7			
	8	1,2	2,9	0,4	2,0	1,5	1,4	1,4	2,3	8			
	9	1,2	2,9	0,4	2,0	1,5	1,4	1,4	2,3	9			
	10	1,2	2,9	0,4	2,0	1,5	1,4	1,4	2,3	10			
6. Reihe	1	1,0	2,9	0,2	1,7	1,2	0,6	1,2	2,1	1	6. Reihe		
	2	1,0	2,9	0,3	1,8	1,3	0,7	1,2	2,2	2			
	3	1,1	3,0	0,3	1,8	1,3	0,7	1,3	2,2	3			
	Bodenabstand radial: 26,0 ulnar: 26,0	4	1,1	3,0	0,3	1,8	1,4	0,8	1,3	2,2		4	Bodenabstand radial: 26,0 ulnar: 25,9
	5	1,1	3,0	0,3	1,9	1,4	0,8	1,3	2,2	5			
	6	1,1	3,0	0,3	1,9	1,4	0,8	1,3	2,2	6			
	7	1,1	3,1	0,3	1,9	1,4	0,9	1,3	2,2	7			
	8	1,1	3,1	0,3	1,9	1,4	0,9	1,3	2,3	8			
	9	1,1	3,2	0,3	1,9	1,4	1,0	1,2	2,4	9			
	10	1,1	3,0	0,2	1,7	1,5	1,0	1,2	2,4	10			

Tab. 8.1: Messdaten Arm 1

10 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
<b>1. Reihe</b>	1	1,05	4,02	1,49	1,62	1,87	2,29	2,35	2,02	1	<b>1. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,01	4,00	1,20	1,54	1,80	2,35	2,40	2,11	2	Bodenabstand
radial: 28,1	3	0,99	3,98	1,11	1,50	1,71	2,35	2,45	2,16	3	radial: 28,1
ulnar: 28,1	4	0,99	3,95	1,07	1,47	1,68	2,34	2,48	2,17	4	ulnar: 28,1
<b>2. Reihe</b>	1	1,16	4,50	0,74	1,48	2,03	2,02	2,19	2,26	1	<b>2. Reihe</b>
	2	1,13	4,46	0,84	1,42	2,03	2,10	2,34	2,29	2	
	3	1,11	4,44	0,85	1,40	1,98	2,13	2,36	2,30	3	
	4	1,11	4,43	0,87	1,38	1,91	2,20	2,35	2,30	4	
<b>3. Reihe</b>	1	1,32	4,92	0,99	1,17	2,06	2,10	2,70	2,50	1	<b>3. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,32	4,89	1,05	1,16	2,01	2,26	2,70	2,49	2	Bodenabstand
radial: 28,1	3	1,30	4,85	1,12	1,14	1,96	2,31	2,69	2,49	3	radial: 28,1
ulnar: 28,1	4	1,28	4,83	1,17	1,13	1,92	2,34	2,68	2,48	4	ulnar: 28,1
<b>4. Reihe</b>	1	1,34	4,60	0,84	1,00	1,78	2,01	2,23	2,30	1	<b>4. Reihe</b>
	2	1,32	4,42	0,83	1,00	1,74	2,11	2,27	2,28	2	Bodenabstand
	3	1,29	4,30	0,80	1,00	1,70	2,16	2,26	2,27	3	radial: 28,1
	4	1,27	4,25	0,79	1,01	1,66	2,20	2,26	2,27	4	ulnar: 28,1
<b>5. Reihe</b>	1	1,49	5,33	1,65	1,19	1,73	1,88	2,11	2,42	1	<b>5. Reihe</b>
	2	1,44	5,17	1,57	1,18	1,67	1,93	2,20	2,43	2	
	3	1,42	5,10	1,55	1,17	1,62	1,90	2,21	2,43	3	
	4	1,40	5,02	1,53	1,17	1,57	1,92	2,24	2,44	4	
<b>6. Reihe</b>	1	1,47	5,51	1,64	0,96	1,79	1,91	2,12	2,16	1	<b>6. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,42	5,31	1,55	0,97	1,74	1,94	2,21	2,18	2	Bodenabstand
radial: 28,1	3	1,38	5,20	1,50	0,97	1,67	1,97	2,26	2,20	3	radial: 28,1
ulnar: 28,1	4	1,36	5,13	1,50	0,98	1,64	1,99	2,28	2,21	4	ulnar: 28,1
<b>7. Reihe</b>	1	1,57	5,44	1,83	1,31	2,03	1,88	2,15	2,61	1	<b>7. Reihe</b>
	2	1,52	5,19	1,64	1,31	1,99	1,96	2,26	2,56	2	
	3	1,48	5,07	1,56	1,28	1,93	2,00	2,30	2,56	3	
	4	1,47	5,02	1,55	1,27	1,87	2,03	2,34	2,57	4	
<b>8. Reihe</b>	1	1,58	5,09	1,54	1,23	1,61	1,55	2,45	2,79	1	<b>8. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,48	4,85	1,48	1,23	1,59	1,65	2,51	2,77	2	Bodenabstand
radial: 28,1	3	1,45	4,73	1,49	1,22	1,57	1,71	2,53	2,75	3	radial: 28,1
ulnar: 28,1	4	1,44	4,67	1,49	1,22	1,56	1,77	2,54	2,73	4	ulnar: 28,1

Tab. 8.2: Messdaten Arm 2: 10N-Belastung

20 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
<b>1. Reihe</b>	1	1,89	7,19	1,94	1,51	2,04	2,56	3,55	3,91	1	<b>1. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,83	6,93	1,76	1,60	2,03	2,63	3,77	3,97	2	Bodenabstand
radial: 28,0	3	1,79	6,77	1,69	1,64	2,01	2,62	3,95	4,07	3	radial: 28,0
ulnar: 28,0	4	1,77	6,66	1,64	1,66	2,00	2,66	4,00	4,11	4	ulnar: 28,0
<b>2. Reihe</b>	1	1,82	6,03	1,52	2,57	2,15	2,76	3,49	4,07	1	<b>2. Reihe</b>
	2	1,64	5,67	1,61	2,53	2,18	2,88	3,79	4,14	2	
	3	1,48	5,61	1,59	2,52	2,18	2,92	3,87	4,18	3	
	4	1,37	5,58	1,58	2,52	2,16	2,96	3,87	4,21	4	
<b>3. Reihe</b>	1	2,18	6,90	2,66	3,17	2,58	2,43	3,17	4,31	1	<b>3. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,92	6,66	2,65	3,08	2,62	2,60	3,51	4,29	2	Bodenabstand
radial: 28,0	3	1,77	6,54	2,60	3,03	2,59	2,65	3,67	4,25	3	radial: 28,0
ulnar: 28,0	4	1,69	6,46	2,58	3,00	2,55	2,70	3,74	4,24	4	ulnar: 28,0
<b>4. Reihe</b>	1	1,53	6,88	1,97	2,77	2,43	2,62	2,90	3,79	1	<b>4. Reihe</b>
	2	1,42	6,64	1,99	2,73	2,42	2,79	3,29	3,86	2	
	3	1,35	6,51	2,01	2,71	2,40	2,83	3,40	3,89	3	
	4	1,32	6,46	2,00	2,70	2,38	2,89	3,45	3,91	4	
<b>5. Reihe</b>	1	1,97	7,04	2,85	3,19	2,57	2,63	2,96	3,54	1	<b>5. Reihe</b>
	2	1,82	6,74	2,72	3,13	2,56	2,69	3,20	3,58	2	
	3	1,77	6,61	2,66	3,10	2,54	2,72	3,36	3,62	3	
	4	1,73	6,53	2,62	3,08	2,51	2,73	3,42	3,66	4	
<b>6. Reihe</b>	1	1,65	6,77	2,41	2,60	2,68	2,56	2,94	3,40	1	<b>6. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,52	6,61	2,32	2,57	2,70	2,79	3,26	3,40	2	Bodenabstand
radial: 28,0	3	1,48	6,50	2,29	2,57	2,68	2,89	3,41	3,42	3	radial: 28,0
ulnar: 28,0	4	1,46	6,44	2,29	2,56	2,66	2,93	3,48	3,47	4	ulnar: 28,0
<b>7. Reihe</b>	1	1,93	6,92	2,51	2,94	3,14	2,55	2,46	3,65	1	<b>7. Reihe</b>
	2	1,86	6,78	2,48	2,91	3,01	2,75	2,87	3,68	2	
	3	1,80	6,58	2,43	2,87	2,96	2,81	3,03	3,70	3	
	4	1,77	6,50	2,40	2,85	2,92	2,84	3,13	3,71	4	
<b>8. Reihe</b>	1	1,68	6,92	2,51	2,94	2,15	2,51	2,72	3,73	1	<b>8. Reihe</b>
Bodenabstand	2	1,62	6,78	2,48	2,91	2,10	2,59	2,85	3,74	2	Bodenabstand
radial: 28,1	3	1,55	6,58	2,43	2,87	2,03	2,65	3,02	3,77	3	radial: 28,1
ulnar: 28,1	4	1,51	6,50	2,40	2,85	2,00	2,70	3,06	3,78	4	ulnar: 28,1

Tab. 8.3: Messdaten Arm 2: 20N-Belastung



10 N													
Vor Capitatum verkürzung								Nach Capitatum verkürzung					
	Zeit [min]	HamTri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	HamTri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]			
1. Reihe	1	1,8	4,8	4,2	1,8	2,7	2,2	1,1	2,3	1	1. Reihe		
	2	1,7	4,7	4,3	1,8	2,8	1,9	1,4	2,3	2			
	3	1,7	4,6	4,3	1,8	2,6	2,1	1,4	2,3	3			
	4	1,7	4,5	4,3	1,7	2,5	2,0	1,4	2,2	4			
2. Reihe	1	1,7	5,5	3,7	1,6	2,7	1,8	1,4	2,1	1	2. Reihe		
	2	1,6	5,1	3,8	1,6	2,6	1,7	1,4	2,1	2			
	3	1,6	5,0	3,9	1,6	2,5	1,6	1,4	2,1	3			
	4	1,6	4,8	3,9	1,6	2,5	1,6	1,4	2,1	4			
3. Reihe	1	1,6	5,2	3,2	1,5	2,4	1,4	1,3	2,2	1	3. Reihe		
	2	1,6	4,9	3,4	1,5	2,3	1,4	1,3	2,1	2			
	3	1,6	4,7	3,4	1,6	2,7	1,5	1,4	2,2	3			
	4	1,5	4,5	3,4	1,6	2,5	1,4	1,4	2,1	4			
4. Reihe	1	1,6	5,8	3,4	1,5	2,8	1,5	1,1	2,1	1	4. Reihe		
	2	1,6	5,3	3,5	1,5	2,7	1,5	1,2	2,0	2			
	3	1,6	5,1	3,6	1,5	2,7	1,5	1,2	2,0	3			
	4	1,5	4,9	3,7	1,6	2,7	1,5	1,2	1,9	4			
5. Reihe	1	1,7	5,1	3,4	1,6	2,5	1,4	1,4	1,9	1	5. Reihe		
	2	1,6	4,8	3,6	1,6	2,5	1,4	1,3	1,8	2			
	3	1,6	4,6	3,7	1,6	2,4	1,4	1,3	1,7	3			
	4	1,6	4,5	3,7	1,6	2,4	1,4	1,3	1,7	4			
6. Reihe	1	1,8	4,9	3,6	1,8	2,9	1,7	1,3	2,5	1	6. Reihe		
	2	1,7	4,7	3,7	1,9	2,8	1,7	1,3	2,4	2			
	3	1,7	4,5	3,7	1,8	2,7	1,7	1,3	2,3	3			
	4	1,7	4,5	3,7	1,9	2,6	1,7	1,2	2,2	4			
7. Reihe	1	1,7	5,0	3,2	1,6	2,4	1,3	1,2	2,0	1	7. Reihe		
	2	1,7	4,7	3,3	1,6	2,4	1,3	1,2	1,9	2			
	3	1,7	4,4	3,3	1,6	2,4	1,3	1,2	1,8	3			
	4	1,6	4,4	3,3	1,6	2,3	1,3	1,2	1,8	4			
8. Reihe	1	1,8	5,0	3,1	1,7	2,5	1,3	1,3	1,8	1	8. Reihe		
	2	1,7	4,7	3,2	1,8	2,5	1,4	1,3	1,8	2			
	3	1,7	4,4	3,3	1,8	2,5	1,4	1,3	1,7	3			
	4	1,6	4,2	3,4	1,8	2,5	1,4	1,3	1,6	4			

Tab. 8.4: Messdaten Arm 3: 10N-Belastung

20 N													
Vor Capitatum verkürzung								Nach Capitatum verkürzung					
	Zeit [min]	HamTri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	HamTri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]			
1. Reihe	1	4,2	12,8	6,6	2,7	5,7	3,2	1,9	3,1	1	1. Reihe		
	2	4,4	12,4	6,7	2,9	5,6	3,3	2,0	3,0	2			
	3	4,3	12,0	6,7	2,9	5,4	3,4	2,0	2,9	3			
	4	4,2	11,6	6,7	2,9	5,3	3,4	2,0	2,9	4			
2. Reihe	1	4,4	12,9	7,0	2,8	6,0	3,2	1,6	3,6	1	2. Reihe		
	2	4,2	12,1	6,9	2,8	5,8	3,2	1,7	3,5	2			
	3	4,1	11,6	6,8	2,8	5,6	3,3	1,7	3,4	3			
	4	4,0	11,3	6,8	2,8	5,4	3,3	1,7	3,3	4			
3. Reihe	1	4,0	12,8	5,7	2,5	5,9	3,4	1,1	3,4	1	3. Reihe		
	2	4,0	12,2	5,7	2,7	5,8	3,4	1,2	3,4	2			
	3	3,9	11,8	5,7	2,7	5,7	3,4	1,2	3,4	3			
	4	3,8	11,4	5,7	2,8	5,6	3,4	1,2	3,4	4			
4. Reihe	1	4,1	12,8	5,7	2,3	5,6	3,3	1,3	3,4	1	4. Reihe		
	2	4,0	12,2	5,8	2,4	5,6	3,3	1,5	3,2	2			
	3	4,0	11,9	5,8	2,5	5,5	3,3	1,5	3,1	3			
	4	3,9	11,4	5,8	2,5	5,4	3,3	1,5	3,1	4			
5. Reihe	1	4,2	13,5	5,5	2,3	6,0	3,7	1,2	3,1	1	5. Reihe		
	2	4,0	12,7	5,7	2,4	5,9	3,6	1,3	3,0	2			
	3	4,0	12,4	5,7	2,5	5,8	3,7	1,4	3,0	3			
	4	3,9	12,0	5,7	2,5	5,7	3,7	1,5	3,0	4			
6. Reihe	1	4,3	13,6	5,6	2,7	5,2	3,4	1,7	3,1	1	6. Reihe		
	2	4,2	12,9	5,7	2,7	5,2	3,4	1,8	3,0	2			
	3	4,1	12,5	5,8	2,8	5,1	3,4	1,8	3,0	3			
	4	4,0	12,1	5,8	2,8	5,1	3,4	1,8	2,9	4			

Tab. 8.5: Messdaten Arm 3: 20N-Belastung

10 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	1,4	5,4	1,4	1,1	1,6	3,8	2,9	2,0	1	1. Reihe
	2	1,4	5,1	1,4	1,1	1,5	3,6	2,9	1,8	2	
	3	1,4	4,9	1,4	1,1	1,4	3,5	2,8	1,7	3	
	4	1,4	4,7	1,4	1,1	1,4	3,5	2,8	1,6	4	
2. Reihe	1	1,2	4,4	1,4	1,0	1,4	3,5	2,5	1,7	1	2. Reihe
	2	1,3	4,3	1,4	1,0	1,4	3,4	2,6	1,7	2	
	3	1,3	4,2	1,4	1,0	1,4	3,4	2,6	1,7	3	
	4	1,3	4,2	1,4	1,0	1,3	3,4	2,6	1,6	4	
3. Reihe	1	1,2	4,2	1,4	1,0	2,0	2,3	3,4	2,6	1	3. Reihe
	2	1,3	4,1	1,4	1,0	1,9	2,6	3,4	2,5	2	
	3	1,3	4,0	1,4	1,0	1,9	2,8	3,3	2,4	3	
	4	1,3	3,9	1,4	1,0	1,8	2,8	3,3	2,4	4	
4. Reihe	1	1,2	4,3	1,3	1,1	1,5	2,8	2,7	1,8	1	4. Reihe
	2	1,2	4,2	1,3	1,1	1,5	2,9	2,7	1,8	2	
	3	1,2	4,1	1,3	1,1	1,5	2,9	2,7	1,8	3	
	4	1,2	4,0	1,3	1,1	1,5	3,0	2,7	1,8	4	
5. Reihe	1	1,4	4,6	1,4	1,1	1,3	3,5	2,5	1,7	1	5. Reihe
	2	1,4	4,3	1,4	1,1	1,4	3,5	2,5	1,7	2	
	3	1,4	4,2	1,4	1,1	1,4	3,4	2,5	1,7	3	
	4	1,4	4,1	1,4	1,1	1,4	3,4	2,5	1,7	4	
6. Reihe	1	1,5	5,1	1,3	1,2	1,6	3,0	2,1	1,6	1	6. Reihe
	2	1,5	4,7	1,4	1,3	1,7	2,9	2,2	1,5	2	
	3	1,5	4,5	1,4	1,3	1,7	2,9	2,2	1,5	3	
	4	1,5	4,4	1,4	1,3	1,7	2,7	2,2	1,4	4	
7. Reihe	1	1,3	4,4	1,3	1,1	1,4	3,1	1,9	1,5	1	7. Reihe
	2	1,3	4,3	1,4	1,2	1,1	2,8	2,0	1,5	2	
	3	1,3	4,1	1,4	1,2	1,1	2,7	2,0	1,4	3	
	4	1,3	4,0	1,4	1,2	1,1	2,7	2,0	1,4	4	
8. Reihe	1	1,5	4,9	1,3	1,1	1,4	2,2	2,7	1,7	1	8. Reihe
	2	1,5	4,7	1,3	1,2	1,3	2,4	2,7	1,7	2	
	3	1,5	4,5	1,3	1,2	1,2	2,4	2,7	1,8	3	
	4	1,5	4,4	1,3	1,2	1,2	2,4	2,7	1,8	4	

Tab. 8.6: Messdaten Arm 4: 10N-Belastung

20 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	2,1	9,5	2,9	1,1	3,8	6,4	3,6	3,5	1	1. Reihe
	2	2,3	9,0	2,7	1,4	2,9	5,6	3,7	3,3	2	
	3	2,4	8,2	2,7	1,4	2,6	5,1	3,8	3,2	3	
	4	2,5	7,9	2,7	1,4	2,5	4,8	3,8	3,1	4	
2. Reihe	1	2,2	8,7	2,7	1,0	2,7	5,6	3,3	3,2	1	2. Reihe
	2	2,2	8,0	2,7	1,1	3,2	5,4	3,4	2,9	2	
	3	2,3	7,7	2,7	1,1	3,0	5,0	3,4	2,9	3	
	4	2,3	7,3	2,7	1,2	2,9	4,8	3,5	2,8	4	
3. Reihe	1	2,2	8,4	2,6	1,2	1,7	7,0	3,9	2,8	1	3. Reihe
	2	2,3	8,0	2,6	1,2	1,5	6,3	3,9	2,7	2	
	3	2,3	7,7	2,6	1,3	1,5	5,8	4,0	2,7	3	
	4	2,3	7,5	2,6	1,3	1,5	5,7	4,0	2,6	4	
4. Reihe	1	2,1	8,0	2,7	1,2	1,7	5,6	4,2	2,4	1	4. Reihe
	2	2,2	7,3	2,7	1,3	1,6	5,3	4,1	2,3	2	
	3	2,2	7,2	2,7	1,3	1,6	5,1	4,1	2,3	3	
	4	2,2	7,0	2,7	1,3	1,6	5,0	4,0	2,3	4	
5. Reihe	1	2,2	9,2	2,7	1,1	3,2	7,0	4,1	3,5	1	5. Reihe
	2	2,3	8,4	2,7	1,1	2,8	6,2	4,1	3,3	2	
	3	2,4	8,1	2,7	1,2	2,6	5,9	4,0	3,2	3	
	4	2,4	7,8	2,7	1,2	2,5	5,7	4,0	3,1	4	
6. Reihe	1	2,4	7,6	2,8	1,3	2,4	6,9	3,6	2,5	1	6. Reihe
	2	2,4	7,2	2,8	1,3	2,1	6,2	3,6	2,4	2	
	3	2,4	7,0	2,8	1,4	2,0	6,0	3,6	2,4	3	
	4	2,4	6,9	2,8	1,4	2,0	5,8	3,6	2,4	4	

Tab. 8.7: Messdaten Arm 4: 20N-Belastung

10 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	1,4	4,0	2,2	0,9	3,3	1,5	4,4	2,0	1	1. Reihe
	2	1,5	4,1	2,2	0,9	3,3	1,4	4,4	2,0	2	
	3	1,5	3,4	1,9	1,0	3,3	1,3	4,4	2,0	3	
	4	1,5	3,0	1,8	1,0	3,3	1,3	4,4	2,0	4	
2. Reihe	1	1,6	3,8	2,2	0,9	3,5	1,5	4,4	1,7	1	2. Reihe
	2	1,4	3,4	2,0	0,9	3,4	1,4	4,5	1,7	2	
	3	1,4	3,3	1,8	0,9	3,4	1,4	4,5	1,7	3	
	4	1,3	3,0	1,7	0,8	3,4	1,3	4,5	1,7	4	
3. Reihe	1	2,2	4,0	2,4	1,1	3,2	1,4	4,2	2,1	1	3. Reihe
	2	2,0	3,8	2,2	1,0	3,2	1,3	4,2	2,1	2	
	3	2,0	3,7	2,1	1,1	3,1	1,3	4,2	2,1	3	
	4	1,9	3,5	2,1	1,1	3,1	1,3	4,2	2,1	4	
4. Reihe	1	2,1	5,2	2,1	0,9	3,1	1,5	4,0	2,1	1	4. Reihe
	2	2,1	4,6	2,3	0,9	3,1	1,4	4,0	2,1	2	
	3	2,0	4,6	2,5	0,9	3,1	1,4	4,0	2,1	3	
	4	2,0	4,3	2,5	1,0	3,1	1,4	4,0	2,1	4	
5. Reihe	1	1,8	3,6	2,1	1,0	3,2	1,2	4,1	2,2	1	5. Reihe
	2	1,5	3,5	1,9	0,9	3,2	1,2	4,1	2,2	2	
	3	1,6	3,4	1,8	0,9	3,1	1,2	4,1	2,2	3	
	4	1,4	3,3	1,7	0,9	3,1	1,2	4,1	2,2	4	
6. Reihe	1	2,5	3,7	2,4	1,2	3,1	1,5	4,5	2,0	1	6. Reihe
	2	2,2	3,6	2,3	1,2	3,1	1,5	4,5	2,0	2	
	3	2,0	3,5	2,2	1,1	3,1	1,5	4,5	2,0	3	
	4	2,0	3,4	2,2	1,0	3,1	1,4	4,5	2,0	4	
7. Reihe	1	1,4	3,6	1,9	1,1	3,2	1,2	4,7	2,2	1	7. Reihe
	2	1,3	3,4	1,9	1,1	3,1	1,3	4,7	2,2	2	
	3	1,3	3,3	1,8	1,1	3,1	1,3	4,6	2,2	3	
	4	1,3	3,3	1,8	1,0	3,1	1,3	4,6	2,2	4	
8. Reihe	1	2,1	3,9	2,6	0,9	3,1	1,3	4,2	2,3	1	8. Reihe
	2	2,2	3,8	2,3	0,9	3,1	1,2	4,2	2,3	2	
	3	2,1	3,7	2,2	0,8	3,1	1,2	4,2	2,3	3	

Tab. 8.8: Messdaten Arm 5: 10N-Belastung

20 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	3,2	4,7	3,6	1,6	8,3	1,3	8,1	2,9	1	1. Reihe
	2	3,2	4,8	3,4	1,6	8,4	1,4	8,2	2,9	2	
	3	3,2	4,9	3,3	1,6	8,4	1,4	8,2	2,9	3	
	4	3,1	4,9	3,2	1,6	8,3	1,4	8,3	2,9	4	
2. Reihe	1	3,1	4,5	3,4	1,3	8,7	1,0	8,0	3,3	1	2. Reihe
	2	3,2	4,6	3,3	1,4	8,6	1,1	8,1	3,3	2	
	3	3,1	5,6	3,2	1,5	8,5	1,1	8,1	3,4	3	
	4	3,0	4,7	3,1	1,5	8,4	1,1	8,2	3,4	4	
3. Reihe	1	3,1	4,6	3,6	1,3	8,7	1,2	8,9	2,9	1	3. Reihe
	2	3,0	4,7	3,5	1,4	8,5	1,2	9,0	2,9	2	
	3	3,0	4,7	3,4	1,3	8,5	1,2	9,0	2,9	3	
	4	3,0	4,8	3,4	1,4	8,5	1,2	9,1	2,9	4	
4. Reihe	1	3,2	4,9	3,6	0,9	8,3	1,3	11,2	3,6	1	4. Reihe
	2	3,2	4,9	3,4	1,0	8,2	1,3	10,9	3,6	2	
	3	3,1	4,9	3,4	1,1	8,2	1,2	10,8	3,6	3	
	4	3,0	4,9	3,3	1,0	8,1	1,2	10,8	3,5	4	
5. Reihe	1	3,2	5,2	3,6	1,5	8,9	1,1	9,3	2,8	1	5. Reihe
	2	3,2	5,2	3,5	1,6	8,7	1,2	9,3	2,8	2	
	3	3,2	5,4	3,5	1,6	8,6	1,2	9,3	2,8	3	
	4	3,2	5,4	3,5	1,6	8,5	1,2	9,3	2,8	4	
6. Reihe	1	3,3	5,1	3,6	1,3	8,8	0,9	8,7	2,9	1	6. Reihe
	2	3,2	5,3	3,5	1,4	8,6	1,0	8,7	2,9	2	
	3	3,1	5,2	3,4	1,4	8,6	1,1	8,7	2,9	3	
	4	3,1	5,2	3,3	1,5	8,5	1,1	8,7	2,9	4	

Tab. 8.9: Messdaten Arm 5: 20N-Belastung

10 N											
Vor Capitatumverkürzung					Nach Capitatumverkürzung						
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	1,5	5,0	3,0	1,1	1,8	2,7	3,0	1,2	1	1. Reihe
	2	1,4	4,7	2,9	1,1	1,8	2,7	3,0	1,1	2	
	3	1,4	4,2	2,8	1,0	1,9	2,6	3,0	1,1	3	
	4	1,4	4,0	2,8	0,9	1,8	2,5	3,0	1,1	4	
2. Reihe	1	1,0	4,3	2,3	1,0	1,6	2,7	2,8	1,9	1	2. Reihe
	2	1,0	4,0	2,2	1,0	1,7	2,5	2,7	1,8	2	
	3	1,0	3,8	2,2	1,0	1,7	2,4	2,7	1,8	3	
	4	1,0	3,7	2,2	0,9	1,7	2,3	2,7	1,8	4	
3. Reihe	1	1,1	4,5	2,7	1,0	1,9	2,6	2,8	1,3	1	3. Reihe
	2	1,1	4,2	2,7	1,0	1,9	2,5	2,7	1,2	2	
	3	1,1	4,0	2,6	1,0	1,8	2,4	2,7	1,2	3	
	4	1,1	3,9	2,6	1,0	1,8	2,3	2,7	1,2	4	
4. Reihe	1	1,0	4,6	2,4	1,5	1,8	2,6	2,6	1,3	1	4. Reihe
	2	1,0	4,4	2,3	1,5	1,8	2,5	2,5	1,3	2	
	3	1,0	4,4	2,4	1,5	1,8	2,5	2,5	1,3	3	
	4	1,0	4,3	2,3	1,5	1,7	2,4	2,5	1,3	4	
5. Reihe	1	0,9	3,8	2,1	1,0	2,1	2,5	2,3	1,3	1	5. Reihe
	2	0,9	3,8	2,1	1,0	2,1	2,4	2,3	1,3	2	
	3	0,9	3,8	2,0	1,0	2,1	2,4	2,3	1,3	3	
	4	0,9	3,7	2,0	0,9	2,1	2,3	2,3	1,3	4	
6. Reihe	1	0,9	3,8	2,0	1,1	2,1	2,5	2,4	1,2	1	6. Reihe
	2	0,9	3,6	1,9	1,1	2,2	2,4	2,5	1,1	2	
	3	0,9	3,5	1,9	1,1	2,2	2,2	2,5	1,1	3	
	4	0,9	3,4	1,9	1,1	2,2	2,2	2,5	1,1	4	
7. Reihe	1	1,0	4,1	2,1	0,9	1,9	2,5	2,5	1,6	1	7. Reihe
	2	1,0	4,0	2,1	0,9	1,9	2,5	2,4	1,5	2	
	3	1,0	3,9	2,1	0,9	1,9	2,4	2,2	1,5	3	
	4	1,0	3,8	2,1	0,9	1,9	2,3	2,2	1,5	4	
8. Reihe	1	1,1	4,2	2,4	1,0	2,1	2,5	2,2	1,2	1	8. Reihe
	2	1,1	4,0	2,4	1,0	2,1	2,4	2,2	1,2	2	
	3	1,1	3,9	2,3	1,0	2,1	2,3	2,2	1,1	3	
	4	1,1	3,9	2,3	0,9	2,1	2,3	2,2	1,1	4	

Tab. 8.10: Messdaten Arm 6: 10N-Belastung

10 N											
Vor Capitatumverkürzung					Nach Capitatumverkürzung						
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	1,0	3,6	2,7	2,0	1,8	1,9	1,7	2,5	1	1. Reihe
	2	1,0	3,5	2,7	2,0	1,8	1,9	1,6	2,3	2	
	3	1,0	3,5	2,7	2,0	1,8	1,9	1,6	2,2	3	
	4	1,0	3,5	2,7	2,0	1,8	1,9	1,6	2,1	4	
2. Reihe	1	1,2	3,9	2,6	1,9	1,7	1,8	1,6	2,2	1	2. Reihe
	2	1,1	3,7	2,6	1,9	1,7	1,8	1,5	2,0	2	
	3	1,1	3,6	2,6	1,9	1,7	1,8	1,5	2,0	3	
	4	1,1	3,5	2,6	1,9	1,7	1,8	1,5	1,9	4	
3. Reihe	1	1,3	3,9	2,4	1,3	1,9	2,0	1,4	1,8	1	3. Reihe
	2	1,2	3,7	2,4	1,4	1,9	2,0	1,4	1,7	2	
	3	1,2	3,7	2,4	1,4	1,9	2,0	1,4	1,7	3	
	4	1,2	3,6	2,4	1,4	1,9	2,0	1,3	1,6	4	
4. Reihe	1	1,1	3,8	2,5	1,5	1,5	1,7	2,0	1,8	1	4. Reihe
	2	1,0	3,7	2,5	1,5	1,5	1,5	2,4	1,7	2	
	3	1,0	3,6	2,4	1,5	1,5	1,6	2,3	1,6	3	
	4	1,0	3,5	2,4	1,5	1,5	1,6	2,2	1,5	4	
5. Reihe	1	1,4	3,9	2,6	1,6	1,5	1,9	2,3	1,6	1	5. Reihe
	2	1,3	3,7	2,5	1,6	1,5	2,0	2,2	1,5	2	
	3	1,3	3,6	2,5	1,6	1,5	2,0	2,2	1,4	3	
	4	1,3	3,5	2,6	1,6	1,5	2,0	2,2	1,4	4	
6. Reihe	1	1,2	4,2	2,8	1,9	1,4	1,9	2,2	1,9	1	6. Reihe
	2	1,2	4,0	2,7	1,8	1,5	1,9	2,1	1,8	2	
	3	1,2	3,9	2,7	1,8	1,5	1,9	2,1	1,8	3	
	4	1,1	3,9	2,7	1,8	1,5	1,9	2,0	1,8	4	
7. Reihe	1	1,2	3,9	2,2	1,8	1,9	2,2	2,6	2,2	1	7. Reihe
	2	1,2	3,9	2,2	1,8	1,9	2,1	2,5	2,0	2	
	3	1,2	3,8	2,2	1,8	1,9	1,9	2,5	2,0	3	
	4	1,2	3,7	2,2	1,8	1,9	1,8	2,5	1,9	4	
8. Reihe	1	1,0	4,0	2,5	1,8	1,9	1,9	2,6	1,7	1	8. Reihe
	2	1,0	3,9	2,5	1,8	1,9	1,7	2,4	1,6	2	
	3	1,0	3,9	2,5	1,8	1,9	1,6	2,4	1,6	3	
	4	1,0	3,9	2,5	1,8	1,9	1,6	2,3	1,5	4	

Tab. 8.11: Messdaten Arm 7: 10N-Belastung

20 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	1,7	8,1	5,4	2,4	3,3	4,3	4,6	1,8	1	1. Reihe
	2	1,7	7,7	5,4	2,4	3,3	4,1	4,5	1,8	2	
	3	1,7	7,5	5,4	2,4	3,3	4,1	4,5	1,7	3	
	4	1,7	7,3	5,4	2,4	3,4	4,2	4,5	1,7	4	
2. Reihe	1	1,8	8,1	5,5	2,1	3,1	4,0	4,2	1,7	1	2. Reihe
	2	1,8	7,7	5,5	2,2	3,2	4,1	3,9	1,7	2	
	3	1,8	7,5	5,5	2,2	3,2	4,1	3,9	1,7	3	
	4	1,8	7,4	5,5	2,2	3,2	4,1	3,9	1,6	4	
3. Reihe	1	1,8	8,1	5,7	2,0	3,1	4,0	3,3	1,7	1	3. Reihe
	2	1,8	7,9	5,7	2,0	3,2	4,0	3,2	1,7	2	
	3	1,8	7,7	5,7	2,0	3,2	4,0	3,2	1,6	3	
	4	1,8	7,6	5,7	2,1	3,2	4,0	3,1	1,6	4	
4. Reihe	1	1,8	8,1	5,8	2,8	4,2	4,4	4,8	2,3	1	4. Reihe
	2	1,8	7,8	5,7	2,7	4,1	4,6	4,7	2,1	2	
	3	1,8	7,7	5,7	2,6	4,1	4,7	4,5	1,9	3	
	4	1,8	7,5	5,6	2,6	4,1	4,7	4,5	1,8	4	
5. Reihe	1	1,8	8,1	5,7	2,1	3,7	5,0	4,9	2,0	1	5. Reihe
	2	1,8	7,8	5,6	2,1	4,0	5,0	4,8	1,9	2	
	3	1,8	7,6	5,6	2,1	4,0	5,0	4,8	1,9	3	
	4	1,8	7,5	5,6	2,1	4,0	5,0	4,8	1,9	4	
6. Reihe	1	1,7	7,8	5,6	2,4	3,2	4,0	5,5	2,8	1	6. Reihe
	2	1,7	7,7	5,5	2,3	3,3	4,2	5,5	2,7	2	
	3	1,7	7,6	5,5	2,3	3,3	4,3	5,4	2,5	3	
	4	1,7	7,5	5,5	2,3	3,4	4,3	5,4	2,4	4	

Tab. 8.12: Meßdaten Arm 7: 20N-Belastung

10 N											
Vor Capitatumverkürzung						Nach Capitatumverkürzung					
	Zeit [min]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Ham-Tri [N]	LunRad [N]	CapSca [N]	TraSca [N]	Zeit [min]	
1. Reihe	1	1,7	4,2	0,8	1,2	2,0	3,5	0,9	1,8	1	1. Reihe
	2	1,7	3,9	0,9	1,1	2,0	3,5	0,9	1,8	2	
	3	1,6	3,8	1,0	1,1	2,0	3,4	0,9	1,8	3	
	4	1,6	3,8	1,0	1,1	2,0	3,4	0,9	1,8	4	
2. Reihe	1	1,8	4,0	0,7	1,0	1,7	2,9	1,4	1,7	1	2. Reihe
	2	1,9	3,8	0,8	0,9	1,8	2,5	1,3	1,8	2	
	3	1,9	3,9	0,9	0,9	1,8	2,3	1,3	1,8	3	
	4	1,9	3,9	0,9	0,9	1,8	2,2	1,3	1,8	4	
3. Reihe	1	1,1	4,0	1,3	1,0	2,1	3,0	1,3	1,9	1	3. Reihe
	2	1,1	3,8	1,3	1,0	2,0	2,9	1,2	1,9	2	
	3	1,1	3,7	1,3	1,0	2,0	2,8	1,2	1,9	3	
	4	1,1	3,6	1,3	1,0	2,0	2,8	1,2	1,9	4	
4. Reihe	1	1,2	4,0	0,6	1,0	1,8	3,3	1,0	1,9	1	4. Reihe
	2	1,3	3,9	0,7	0,9	1,8	3,3	1,0	1,9	2	
	3	1,3	3,8	0,7	0,9	1,8	3,2	1,0	1,9	3	
	4	1,3	3,8	0,8	0,9	1,8	3,2	1,0	1,9	4	
5. Reihe	1	1,0	4,7	1,0	1,0	1,9	3,8	0,9	2,1	1	5. Reihe
	2	1,1	4,6	1,1	1,0	1,9	3,8	0,8	2,1	2	
	3	1,1	4,5	1,1	1,0	1,9	3,8	0,9	2,1	3	
	4	1,1	4,4	1,1	1,0	1,9	3,7	0,9	2,1	4	
6. Reihe	1	1,1	3,3	1,2	1,0	1,9	3,4	1,3	1,9	1	6. Reihe
	2	1,2	3,3	1,3	1,0	1,9	3,4	1,3	1,9	2	
	3	1,2	3,3	1,3	1,0	1,9	3,4	1,3	1,9	3	
	4	1,2	3,2	1,3	1,0	1,9	3,3	1,3	1,9	4	
7. Reihe	1	1,3	4,7	1,1	1,1	2,1	3,4	1,1	2,0	1	7. Reihe
	2	1,3	4,7	1,1	1,1	2,1	3,4	1,1	2,0	2	
	3	1,3	4,6	1,1	1,1	2,1	3,3	1,1	2,0	3	
	4	1,3	4,6	1,1	1,1	2,1	3,3	1,1	2,0	4	
8. Reihe	1	1,4	4,0	1,1	1,0	2,1	3,7	1,0	1,8	1	8. Reihe
	2	1,4	3,9	1,1	1,0	2,1	3,7	1,0	1,8	2	
	3	1,4	3,8	1,1	1,0	2,1	3,7	1,0	1,8	3	
	4	1,4	3,8	1,1	1,0	2,1	3,7	1,0	1,8	4	

Tab. 8.13: Messdaten Arm 8: 10N-Belastung

## 9 Abbildungsverzeichnis

ABB. 2.1:	SPANNRAHMEN FÜR DIE FIXIERUNG DER ARME .....	7
ABB. 2.2:	SENSOR (MAßE IN MM).....	9
ABB. 2.3:	VERSUCHSAUFBAU MIT SPANNRAHMEN, GEWICHTE UND VERSTÄRKER .....	9
ABB. 2.4:	LÖSUNGSVORSCHLAG „SCHRAUBZWINGE“ .....	11
ABB. 2.5:	LÖSUNGSVORSCHLAG „A.P. - VERSCHRAUBUNG“ .....	12
ABB. 2.6:	LÖSUNGSVORSCHLAG „GEWICHTSTAB“ .....	13
ABB. 2.7:	RINGGESTELL FÜR MITTELFINGER.....	14
ABB. 2.8:	GESAMTER VERSUCHSAUFBAU.....	14
ABB. 2.9:	VORVERSUCH NR.1.....	16
ABB. 2.10:	LOKALISATION DER MESSGLIEDER.....	20
ABB. 2.11:	MESSUNG MIT 10N BELASTUNG .....	22
ABB. 2.12:	SENSOR UND SPEZIALNAGEL.....	23
ABB. 2.13:	MARKIERUNG MIT KANÜLE ZWISCHEN LUNATUM UND RADIUS .....	25
ABB. 2.14:	GEWICHTSSTAB UND KIRSCHNERDRAHT-FIXIERUNG METACARPALE I .....	27
ABB. 2.15:	EINKLEBEN DER SPEZIALNÄGEL.....	28
ABB. 2.16:	ABGESCHLOSSENE HANDPRÄPARATION NACH CAPITATUMVERKÜRZUNG (NAHAUFNAHME).....	30
ABB. 2.17:	GESAMTÜBERSICHT NACH CAPITATUMVERKÜRZUNG .....	30
ABB. 2.18:	RÖ-LEERAUFNAHME A.-P. ARM I.....	31
ABB. 2.19:	A.-P. RÖNTGENKONTROLLE ARM I NACH SENSORIMPLANTATION .....	32
ABB. 2.20:	SEITLICHE RÖNTGENKONTROLLE ARM I NACH SENSORIMPLANTATION .....	33
ABB. 2.21:	RÖNTGENKONTROLLE ARM I: A.-P. NACH CAPITATUMVERKÜRZUNG.....	34
ABB. 2.22:	A.-P. UND SEITLICHE RÖNTGENKONTROLLE ARM II NACH SENSORIMPLANTATION .....	35
ABB. 2.23:	RÖNTGENKONTROLLE ARM II A.-P. NACH CAPITATUMVERKÜRZUNG.....	36
ABB. 2.24:	RÖ-LEERAUFNAHME A.-P. ARM VII.....	37
ABB. 2.25:	A.-P. UND SEITLICHE RÖNTGENKONTROLLE ARM VII NACH SENSORIMPLANTATION .....	38
ABB. 2.26:	RÖNTGENKONTROLLE ARM VII A.-P. NACH CAPITATUMVERKÜRZUNG.....	39
ABB. 2.27:	ARM VIII A.-P.: RÖ-LEERAUFNAHME UND SENSORIMPLANTATION.....	40

ABB. 3.28: KRÄFTEVERTEILUNG VOR CAPITATUMVERKÜRZUNG .....	48
ABB. 3.29: KRÄFTEVERTEILUNG NACH CAPITATUMVERKÜRZUNG.....	48
ABB. 3.30: BELASTUNGSABNAHME LUNATUM – RADIUS IN ABHÄNGIGKEIT VON WINKEL CAPITATUM – SCAPHOID.....	51
ABB. 3.31: BELASTUNGSABNAHME LUNATUM – RADIUS IN ABHÄNGIGKEIT VON WINKEL CAPITATUM – SCAPHOID (MITTELWERTE 10 UND 20N).....	52
ABB. 3.32: MEHRBELASTUNG TRAPEZIUM-SCAPHOID IN ABHÄNGIGKEIT VOM INDEX DER CARPUSHÖHE (MITTELWERTE 10 UND 20N) .....	54
ABB. 3.33: MEHRBELASTUNG TRAPEZIUM-SCAPHOID IN ABHÄNGIGKEIT VOM INDEX DER CARPUSHÖHE.....	54

## 10 Tabellenverzeichnis

TAB. 2.1:	KONSTANTE 10N BELASTUNG ÜBER 10MIN .....	19
TAB. 2.2:	WIEDERHOLTE BELASTUNG MIT 10N IN AUSGANGSPOSITION NACH MANIPULATION .....	19
TAB. 3.1:	MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN [N] UNTER 10 N- BELASTUNG .....	42
TAB. 3.2:	MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN IN [ % DER 10N GESAMTLAST ].....	42
TAB. 3.3:	MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN [N] UNTER 20 N- BELASTUNG .....	43
TAB. 3.4:	MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN IN [ % DER 20N GESAMTLAST ].....	43
TAB. 3.5:	10N KRAFTÄNDERUNGEN NACH OPERATION [%] .....	44
TAB. 3.6:	20N: KRAFTÄNDERUNGEN NACH OPERATION [%].....	45
TAB. 3.7:	MITTELWERTE DER POSTOPERATIVEN KRAFTVERÄNDERUNG BEI 10N UND 20N BELASTUNG [ % DER PRÄOPERATIVEN KRÄFTE] .....	47
TAB. 3.8:	VERMESSUNG DER RÖNTGENBILDER.....	49
TAB. 8.1:	MESSDATEN ARM 1 .....	69
TAB. 8.2:	MESSDATEN ARM 2: 10N-BELASTUNG .....	70
TAB. 8.3:	MESSDATEN ARM 2: 20N-BELASTUNG .....	70
TAB. 8.4:	MESSDATEN ARM 3: 10N-BELASTUNG .....	71
TAB. 8.5:	MESSDATEN ARM 3: 20N-BELASTUNG .....	71
TAB. 8.6:	MESSDATEN ARM 4: 10N-BELASTUNG .....	72
TAB. 8.7:	MESSDATEN ARM 4: 20N-BELASTUNG .....	72
TAB. 8.8:	MESSDATEN ARM 5: 10N-BELASTUNG .....	73
TAB. 8.9:	MESSDATEN ARM 5: 20N-BELASTUNG .....	73
TAB. 8.10:	MESSDATEN ARM 6: 10N-BELASTUNG .....	74
TAB. 8.11:	MESSDATEN ARM 7: 10N-BELASTUNG .....	74
TAB. 8.12:	MESSDATEN ARM 7: 20N-BELASTUNG .....	75
TAB. 8.13:	MESSDATEN ARM 8: 10N-BELASTUNG .....	75