

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie  
(Prof. Dr. med. dent. P. Meyer-Marcotty)  
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

---

# **Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen im Radiokarpalgelenk und funktionelle Konsequenzen**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

für Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät der

Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

**Marc Jähnig**

aus

Seesen

Göttingen 2016

Dekan:	Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer
Referent/in:	Prof. Dr. rer. nat. H. Nägerl
Ko-Referent/in:	PD Dr. Martin Wachowski
Drittreferent/in:	Prof. Dr. Rainer Mausberg
Tag der mündlichen Prüfung:	07.08.2017

## Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	3
1 EINLEITUNG	7
2 LITERATURÜBERSICHT	11
<b>2.1. Anatomie der Articulatio radiocarpea</b>	<b>11</b>
2.1.1. Knöcherner Aufbau	11
2.1.1.1. <i>Radius und Ulna</i>	11
2.1.1.2. Handwurzelknochen der proximalen Reihe	14
2.1.2. Gelenkkapsel und Gelenkknorpel	16
2.1.2.1. Die Gelenkkapsel	16
2.1.2.2. Der Gelenkknorpel	17
2.1.3. Bandapparat des Handgelenkes	20
2.1.3.1. Artikulärer Bandapparat	21
2.1.3.1.1. Interossäre Bänder der distalen und proximalen Reihe	21
2.1.3.1.2. Palmare V-Bänder	23
2.1.3.1.3. Der Ulnarkomplex	25
2.1.3.1.4. Dorsale V-Gruppe	30
2.1.3.2. Extraartikulärer Bandapparat	31
2.1.4. Muskulatur	33
2.1.4.1. Dorsale und radiale Muskelgruppe	33
2.1.4.2. Ulnare Muskelgruppe	34
2.1.5. Bewegungsmöglichkeiten des Handgelenkes	35
2.1.5.1. Flexion und Extension	36
2.1.5.2. Abduktion und Adduktion	36
2.1.5.3. Bewegungen der Handwurzelknochen	38
	3

<b>3</b>	<b>PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN</b>	<b>39</b>
<b>3.1.</b>	<b>Einteilung von Gelenken nach den kinematischen Freiheitsgraden (DOFs)</b>	<b>39</b>
<b>3.2.</b>	<b>Einteilung von Gelenken nach anatomischen Kriterien</b>	<b>41</b>
<b>3.3.</b>	<b>Biomechanische Überlegungen</b>	<b>41</b>
3.3.1.	Morphologische Varianten bei Gelenken mit nahezu ebenen Bewegungen	42
3.3.1.1.	Das konvex - konkave Gelenk	42
3.3.1.2.	Das Konzept der dimeren Ketten	43
3.3.2.	Verhalten des Radiokarpalgelenks unter Kraftschluss	43
3.3.3.	Verhalten der dimeren Kette unter Kraftschluss	44
<b>4</b>	<b>MATERIAL UND METHODE</b>	<b>46</b>
<b>4.1.</b>	<b>Untersuchungsmaterial</b>	<b>47</b>
<b>4.2.</b>	<b>Röntgenologische Voruntersuchung</b>	<b>47</b>
<b>4.3.</b>	<b>Fotodokumentation der Handpräparate</b>	<b>49</b>
<b>4.4.</b>	<b>Präparation, Abdrucknahme und Modellherstellung</b>	<b>50</b>
<b>4.5.</b>	<b>Morphologische Vermessung der Gelenkoberflächen</b>	<b>52</b>
<b>4.6.</b>	<b>Statistische Auswertung der Messwerte</b>	<b>57</b>
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>58</b>
<b>5.1.</b>	<b>Varianzanalyse (ANOVA)</b>	<b>58</b>
<b>5.2.</b>	<b>Auswertung paarweiser (normierter) Radiendifferenzen</b>	<b>61</b>
5.2.1.	Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächenpaare in beiden Gelenken	61
5.2.1.1.	<i>Articulatio scapho-radialis</i>	61
		4

## Inhaltsverzeichnis

5.2.1.2.    Articulatio luno-radialis	63
5.2.2.    Vergleich beider Gelenke bezüglich der proximalen und distalen Flächenkrümmungen	64
5.2.2.1. Proximale (radiale) Gelenkflächen	64
5.2.2.2. Distale (karpale) Gelenkflächen	66
5.2.3.    Form der Gelenkflächen	68
5.2.3.1. Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen in den radialen Fossae	68
5.2.3.2. Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen auf den distalen Gelenkflächen	69
5.2.4.    Zusammenfassung der Ergebnisse	71
<b>6    DISKUSSION</b>	<b>74</b>
<b>6.1.    Kritische Betrachtung der Methode</b>	<b>74</b>
6.1.1.    Untersuchungsmaterial	74
6.1.2.    Präzision der Abformung	74
6.1.3.    Schneiden der Silaplastblöcke	75
6.1.4.    Scannen, Bearbeiten und Drucken	75
6.1.5.    Kreisapproximierung mithilfe der Radienschablone	76
<b>6.2.    Bewertung der Messergebnisse</b>	<b>76</b>
<b>6.3.    Vergleich der Ergebnisse mit Angaben in der Literatur</b>	<b>77</b>
<b>6.4.    Diskussion der Arbeitshypothesen</b>	<b>78</b>
<b>7    ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK</b>	<b>84</b>
<b>7.1.    Zusammenfassung</b>	<b>84</b>
<b>7.2.    Ausblick</b>	<b>86</b>

<b>8</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>87</b>
<b>9</b>	<b>ANHANG</b>	<b>93</b>
<b>9.1.</b>	<b>Messwerte</b>	<b>93</b>
<b>9.2.</b>	<b>Ergebnistabellen</b>	<b>98</b>
<b>9.3.</b>	<b>Technische Datenblätter</b>	<b>110</b>
9.3.1.	GC Fujirock EP	110
9.3.2.	Adisil blau	111
	<b>DANKSAGUNG</b>	<b>117</b>
	<b>LEBENS LAUF</b>	<b>119</b>

## 1 Einleitung

### **Die *Articulatio radiocarpea***

„Mit dem Erwerb der aufrechten Körperhaltung gewann der Mensch auch das Vorrecht zu fallen.“ (Sennwald 1987, S.1)

Beim Fallen versucht der Mensch, den Aufprall unter Zuhilfenahme seiner Arme und Hände, den Sturz abzufedern und Verletzungen vor allem im Kopf- und Halsbereich zu vermeiden. Die möglichen Konsequenzen für die skelettalen Bausteine des Unterarmes sind abhängig von der Art und Krafteinwirkung des Traumas selbst, aber auch vom Alter und Geschlecht. So ist die vorherrschende Verletzung beim Heranwachsenden die Scaphoidfraktur in Kombination mit der Epiphysenfraktur, wobei Frauen hier nicht im selben Maße betroffen zu sein scheinen. Ab dem 30. Lebensjahr ist die pathologische Konsequenz eines solchen Traumas vor allem die Radiusfraktur (Sennwald 1987).

Um also die physiologische Funktionsweise wie auch die Pathologie des Radiokarpalgelenkes mit seinen drei knöchernen Komponenten (Kahnbein, Mondbein und Radiuskopf) besser verstehen zu können, wird hier die Funktionsweise von Gelenken generell hinterfragt; diese Arbeit steht in enger Beziehung zu einer Vielzahl von Untersuchungen der Arbeitsgruppe Biomechanik der Universitäten Göttingen und Greifswald um Prof. Dr. D. Kubein-Meesenburg, Prof. Dr. H. Nägerl sowie Prof. Dr. J. Fanghänel, deren Zielsetzung es war, eine allgemeingültige Theorie über „die Inkongruenz von Gelenkflächen als funktionelles Konstruktionsmerkmal“ (Nägerl 1990) zu formulieren.

In der bisherigen Literatur zu Gelenktheorien wird zwar ebenfalls von auftretenden Inkongruenzen der Gelenkflächen gesprochen, es wird aber in den meisten Fällen kein funktioneller Aspekt dahinter vermutet.

Fischer (Fischer 1904, S.83) schreibt: „[...]wird die Deformierbarkeit des Knorpels in erster Linie dazu verwendet,[...] die Inkongruenzen zwischen zusammengehörenden Flächen eines Gelenkes auszugleichen, ohne die Bewegungsfreiheit im Gelenk zu ändern.“

Fick (Fick 1904, S.14) schreibt hierzu: „Bei dieser allgemeinen Betrachtung von Gelenkflächenformen muss noch hervorgehoben werden, daß von einer ganz genauen Kongruenz der beiden zueinander gehörigen Gelenkflächen in ihrer ganzen Ausdehnung bei keinem Gelenk die Rede ist.[...] Soweit diese Inkongruenz nicht schon durch die Deformierbarkeit des Knorpels ausgeglichen wird, füllen in solchen Fällen besondere Zwischenscheiben oder Gelenkhautfalten die klaffenden Spalten aus.“

Drenckhahn und Zenker (1994, S.217) zum Beispiel schreiben: “Ebenfalls sorgt die Verformbarkeit des Knorpels für den Ausgleich lokaler Unebenheiten (Inkongruenzen) [...]“

Physikalisch gesehen ist das Ausmaß der Verformung des Gelenkknorpels unter Kraftschluss identisch mit der Differenz der Krümmungsradien der Gelenkflächenpaare. Da bei einer Knorpeldicke von ca.1 mm und einer maximalen Verformungsrate des Knorpels von 2-5% dieser Effekt niemals erreicht werden kann, bleiben die Radienunterschiede notwendigerweise unverändert bestehen. Die Annahme, Gelenkinkongruenzen würden durch o.g. Mesostrukturen ausgeglichen, ist also nicht haltbar (Nägerl 1990, so auch persönlich 2015 mitgeteilt).



Schmidt hingegen schreibt in seinem Artikel spezifisch über das distale Radioulnargelenk: „Die inkongruenten Gelenkflächen lassen sowohl rotatorische als auch translatorische Ausschläge [...] zu.“ Er kommt zu dem Schluss, dass durch Hinzutreten der translatorischen Komponente, das Bewegungsmaß der Hand bei Umwendebewegungen auf 180° erhöht wird (Schmidt 1998, S.346).

Schmidt erkennt hier die funktionelle Komponente der inkongruenten Gelenkflächen und den daraus resultierenden biomechanischen Effekt beim Radioulnargelenk, fordert aber keine generalisiert überarbeitete Gelenktheorie.

In dieser Arbeit werden die Gelenkflächen des Radiokarpalgelenks auf Inkongruenz und die sich daraus ableitende Funktionsweise untersucht.

Es wird von folgenden Hypothesen zur Morphologie und Funktionsweise des Radiokarpalgelenks ausgegangen:

1. Die *Articulatio radiocarpea* besteht aus zwei getrennt voneinander arbeitenden Diarthrosen: Der *Articulatio scapho-radialis* und der *Articulatio luno-radialis*, wobei allerdings Kahnbein und Mondbein über ligamentäre Strukturen sowie ihre gemeinsame Kapsel gekoppelt sind.
2. Der Krümmungsradius der jeweiligen radialen Gelenkpfanne ist in transversaler und sagittaler Richtung größer als der des karpalen Konterparts.

3. Aufgrund der Krümmungsmorphologie entstehen zwei Gelenke mit jeweils fünf Freiheitsgraden zwischen den Gelenkflächen der *Articulatio scapho-radialis et luno-radialis*.
4. Die Inkongruenz von Gelenkflächen in Diarthrosen ist als physiologisch anzusehen und Voraussetzung für die korrekte Funktionsweise menschlicher Gelenke.

Im methodischen Vorgehen dieser Arbeit wird die Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen des Radiokarpalgelenkes an 1:1-Modellen bestimmt.

Durch mehrere Schnitte in sagittaler und transversaler Richtung werden ihre Krümmungsradien bestimmt und die resultierenden Radiendifferenzen der jeweiligen Köpfchen-Pfannen-Paare ermittelt.

Auf diesem Wege wurden die o.g. Hypothesen bestätigt. Sie stützen die Annahme der funktionellen Inkongruenz der Gelenkflächen, wodurch das Gelenksystem der Hand als ein räumliches Netzwerk von Gelenken mit jeweils fünf kinematischen Freiheitsgraden anzusehen ist.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1. Anatomie der *Articulatio radiocarpea*

#### 2.1.1. Knöcherner Aufbau

Der Unterarm besitzt zwei Röhrenknochen: die Speiche (*Radius*) und die Elle (*Ulna*). Sie bestehen jeweils aus einem Schaft, einem proximalen und einem distalen Ende. *Radius* und *Ulna* berühren sich im proximalen und distalen Radioulnargelenk (Waldeyer 1967).

Die Krümmungsmorphologie beider Gelenke wurde durch Stempel (2004) und Jähmig (2007) evaluiert, wobei jedem Gelenk 5 Freiheitsgrade zugesprochen werden mussten.

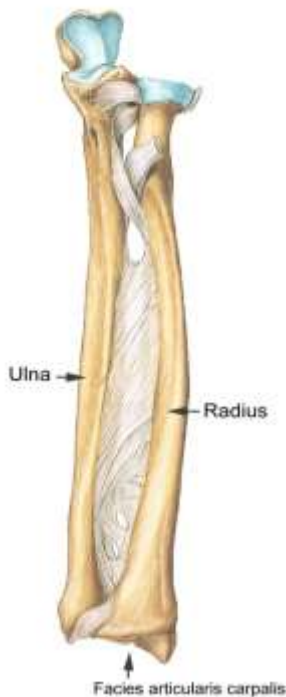
Der Unterarm ist mit der Hand über die *Articulatio radiocarpea* gelenkig verbunden. Die beteiligten Knochen sind das *Os scaphoideum* (Kahnbein) und das *Os lunatum* (Mondbein), die jeweils mit dem *Radius* artikulieren (Waldeyer 1967). Auf kontralateraler Seite ist die *Ulna* über den *Discus ulnocarpalis* (auch TFCC genannt [*triangular fibrocartilage complex*]) mit Mondbein und Dreiecksbein verbunden (Schmidt 1998).

##### 2.1.1.1. *Radius* und *Ulna*

Der *Radius* ist an seinem distalen Ende verbreitert und besitzt ulnaseitig die *Incisura ulnaris*, die Gelenkpfanne des distalen Radioulnargelenkes, und karpalwärts die *Facies articularis carpi radii*, die die Gelenkpfanne für das Kahnbein und das Mondbein darstellt. Diese distale Gelenkfläche ist elliptisch, konkav und enthält eine sagittale, niedrige Leiste korrespondierend zu den *Ossa scaphoideum et lunatum* (Waldeyer 1967). Man muss hier also von zwei radialen Gelenkpfannen sprechen (Nägerl,

persönl. Mitteilung 2015). Die Gelenkflächen sind hyalin überknorpelt. Radial befindet sich der kräftige *Processus styloideus radii*. Die Rückfläche des Radius zeigt mehrere, durch Höcker getrennte Furchen für die Sehnen der langen Extensoren.

Das schlanke distale Ende der Ulna ist als Gelenkkopf (*Caput ulnae*) ausgebildet. Die dem *Radius* zugewandte Fläche ist überknorpelt und abgerundet zur *Circumferentia articularis*. Die der Handwurzel zugewandte Fläche des *Caput ulnae* ist leicht konkav und überknorpelt. Am *Processus styloideus ulnae* setzt ein *Discus ulnocarpalis* an, der die *Ulna* von den Handwurzelknochen trennt (Waldeyer 1967).



**Abbildung 2.1.1.1a**

**Radius und Ulna**

(modifiziert aus Sobotta Band 1, S.178)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung der Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München*

Der Schaft von *Radius* und *Ulna* hat jeweils eine dreieckige Form, wobei die einander zugewandten Kanten (*Margines interossii*) recht scharf sind und als Ansatz für die *Membrana interossea antebrachii* dienen (Abb. 2.1.1.1a). Die anderen beiden Knochenkanten weisen jeweils nach vorn und nach hinten (*Margo anterior* und *Margo posterior*), wobei je eine Fläche nach palmar und nach dorsal zeigt (*Facies anterior et posterior*

*radii bzw. ulnae*). Die übrigen Flächen sind voneinander abgewandt und zeigen in der Supinationsstellung beim *Radius* nach lateral (*Facies lateralis*) und bei der *Ulna* nach medial (*Facies medialis*) (Waldeyer 1967).

Das proximale Radiusende besteht aus einem zylindrischen Hals (*Collum radii*) und einem „abgeplatteten“ Kopf (*Caput radii*). Um das *Capitulum humeri* aufzunehmen, ist das Ende proximal etwas konkav eingesenkt. Der seitliche Umfang (*Circumferentia articularis*) des *Caput* ist ebenfalls überknorpelt und gleitet bei Bewegung in der *Incisura radialis ulnae* (Waldeyer 1967).

Schelper (Schelper 1998) konnte für das Humeroradialgelenk als auch für das Humeroulnargelenk funktionelle Inkongruenzen aufzeigen – erstgenanntes Gelenk wurde als „überschlagenes dimeres Kugelgelenk“ und letztgenanntes als eine Artikulation zweier inkongruenter Rotationshyperboloide charakterisiert und damit biomechanisch neu definiert.

Die *Ulna* ist proximal dicker als der *Radius* und trägt einen tiefen, halbmondförmigen Ausschnitt (*Incisura trochlearis*), der die *Trochlea humeri* des Oberarmknochens umfasst. Auf der überknorpelten *Incisura trochlearis* ist median eine Erhebung zu finden. Die dorsale Wand der *Incisura trochlearis* wird von dem sehr kräftigen Ellenbogenhöcker (*Olecranon*) und vorn vom *Processus coronoideus* gebildet. An der dem *Radius* zugekehrten Seite des *Processus coronoideus* liegt eine überknorpelte Mulde (*Incisura radialis*) für die Aufnahme des Radiuskopfes (Waldeyer 1967).

Die Verbindung von Elle und Speiche untereinander findet proximal durch die *Articulatio radioulnaris proximalis*, in der Mitte durch die *Membrana*

*interossii antebrachii* und distal durch die *Articulatio radioulnaris distalis* statt.

Wie Stempel (2004) bereits zeigen konnte, liegt im proximalen Radioulnargelenk eine funktionelle Inkongruenz der artikulierenden Flächen vor, die unter Pro- und Supinationsbewegung eine zusätzliche Änderung des Gelenkspalts in der Transversalen wie auch in der Sagittalen mit sich bringt.

Die *Membrana interossea antebrachii* schließt nahezu den gesamten Raum zwischen *Radius* und *Ulna*. Der Faserverlauf ist überwiegend schräg und soll die beiden Unterarmknochen gegen Längsverschiebung stabilisieren (Waldeyer 1967). Ein proximal der *Membrana* verlaufender Faserzug (*Chorda obliqua*), der entgegen der Hauptrichtung der übrigen Fasern zieht, soll nach Waldeyer die Supinationsbewegungen bremsen (Waldeyer 1967).

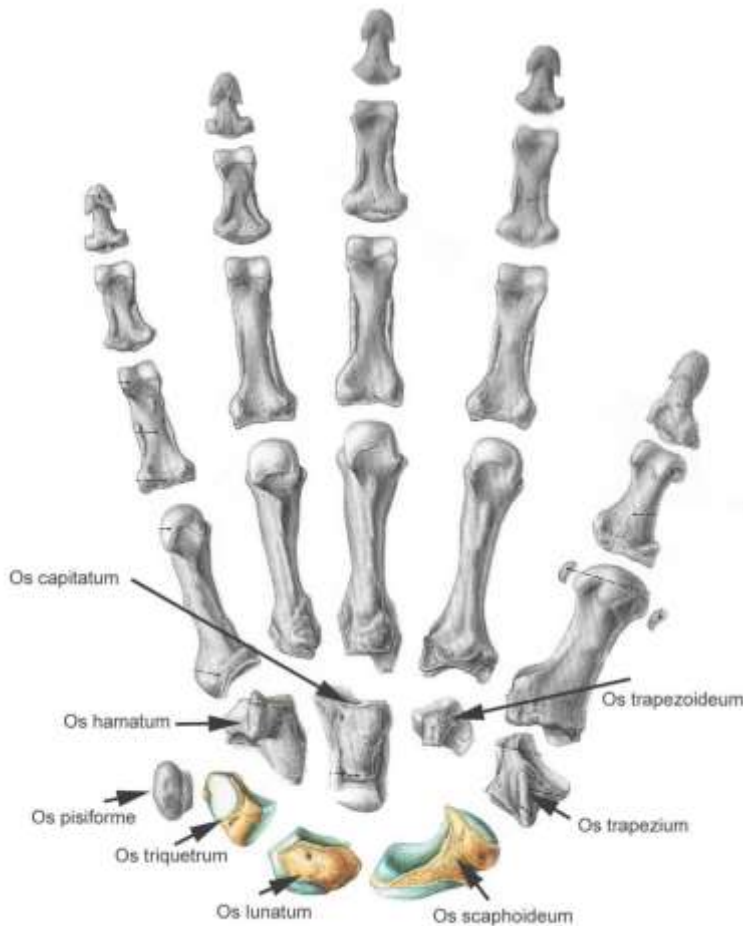
Jähmig (2007) zeigte für das distale Radioulnargelenk ebenfalls die Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen als funktionelles Konstruktionsmerkmal auf. „Der Durchmesser des Radius ist in transversaler Richtung größer als der des Ulnaköpfchens.“ (2007, S.73)

#### **2.1.1.2. Handwurzelknochen der proximalen Reihe**

Das Kahnbein (*Os scaphoideum*), das Mondbein (*Os lunatum*), das Dreiecksbein (*Os triquetrum*) und das Erbsenbein (*Os pisiforme*) bilden die proximale Reihe der Handwurzelknochen (Abb. 2.1.1.2a).

Die drei erstgenannten Knochen bilden nach proximal einen überknorpelten ellipsoiden Gelenkkopf, der in „einer vom Radius und *Discus articularis* gebildeten Pfanne [...] liegt.“ (Waldeyer 1967, S.419) Das *Os pisiforme* sei als Sesambein des *M.flexor carpi ulnaris* aufzufassen, an welchem seine Sehne ansetze, in Form des *Lig.pisohamatum* zum *Hamulus ossis hamati* weiterziehe und über das

*Lig.pisometarpale* auch mit der Basis des *Os metarpale V* verbunden sei (Waldeyer 1967).



**Abbildung 2.1.1.2a**

**Knochen der Hand**

(modifiziert aus Sobotta

Band 1, S.179)

Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung der Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München

Das Radiokarpalgelenk (RKG) wird von Kahnbein, Mondbein und dem distalen *Radius* gebildet. Das *Os scaphoideum* artikuliert dabei radialseits in der *Facies articularis carpi radii*, das *Os lunatum* ulnarseits.

Die *Ulna* besitzt keinen solch direkten Kontakt zur karpalen Region. Jedoch befindet sich in dieser Region der TFCC (*triangular fibrocartilage complex*), der *Ulna* mit *Radius* und, „unter Vermittlung der Sehnenscheide des *M.extensor carpi ulnaris*“, den *Ossa triquetrum, hamatum* und der Basis des *Os metarpale V* verbindet (Windisch et al. 2001, S.169).

## 2.1.2. Gelenkkapsel und Gelenkknorpel

### 2.1.2.1. Die Gelenkkapsel

Die beiden Gelenkkompartimente der *Art. radiocarpea*, namentlich *Art. scapho-radialis et Art. luno-radialis*, zählen zu den Diarthrosen. Die Gelenkflächen sind hyalin überknorpelt und schliessen den Gelenkspalt ein. Dieser ist Bestandteil der Gelenkhöhle, die die Gelenkschmiere (*Synovia*) enthält und von einer bindegewebigen Kapsel, der *Capsula articularis* umschlossen wird. Die Gelenkkapsel besteht aus einer inneren (*Membrana synovialis*) und einer äusseren Schicht (*Membrana fibrosa*).

Makroskopisch enthält die *Membrana synovialis* kleinere falten- und fingerförmige Ausstülpungen (*Plicae et Villi synoviales*), manchmal auch grössere, von Fettgewebe stabilisierte meniskoide Falten, die in den Gelenkspalt hineinragen. Sie sollen dem Ausgleich von Volumenänderungen in der Gelenkhöhle bei Bewegung dienen (Drenckhahn und Zenker 1994).

„Physikalisch dienen diese Falten der Abdichtung des Gelenkraums gegen Über- und Unterdruck und machen eine Synovialströmung bei Gelenkbewegung von einer auf die andere Seite möglich.“ (Nägerl, priv. Mitteilung 2015)

Die Synovialmembran geht kontinuierlich in die oberste Schicht des marginalen Gelenkknorpels, den Tangentialknorpel, über. Mikroskopisch besteht sie aus lockerem Bindegewebe, Fettzellen, Fibrozyten, Blutkapillaren mit fenestriertem Endothel und vielen Lymphgefässen (Drenckhahn und Zenker 1994).

Die *Membrana fibrosa* stellt mit ihrem straffen Bindegewebe den äusseren Teil der Gelenkkapsel dar. Ihre bindegewebigen Faserzüge inserieren als SHARPEY'sche Fasern in *Radius, Os scaphoideum und Os lunatum* und gewährleisten somit den dichten Abschluss des Gelenkes gegen die umgebenden Gewebe. Mikroskopisch sind hier mechanorezeptive



Endorgane – VATER-PACINI'sche und RUFFINI'sche Körperchen – lokalisiert.

#### **2.1.2.2. Der Gelenknorpel**

Beim Gelenknorpel handelt es sich um hyalinen Knorpel, der je nach Gelenkgrösse und Beanspruchung bis zu 8mm dick (im lateralen „Tibiaplateau“ [Nägerl, priv. Mitteilung 2015]) werden kann. Seine glatte Oberfläche garantiert eine Gleitreibung der Gelenkflächen gegeneinander.

Gelenknorpel kann in 4 verschiedene Zonen eingeteilt werden (Drenckhahn und Zenker 1994) (Abb. 2.1.2.2a):

#### IV Mineralisierungszone

Diese Zone ist ca. 0,1mm dick und sitzt zapfenartig dem Knochen auf. Man findet hier nur wenige Chondrozyten und in die Grundsubstanz sind Kalziumphosphatkristalle eingelagert. Bis zum Abschluss des Knochenwachstums findet hier enchondrale Ossifikation und damit das Längenwachstum der langen Röhrenknochen statt, wobei diese Fähigkeit nicht gänzlich verloren geht, sondern weiterhin bei Belastungsumstellung ein „remodelling“ möglich ist.

#### III Radiärzone

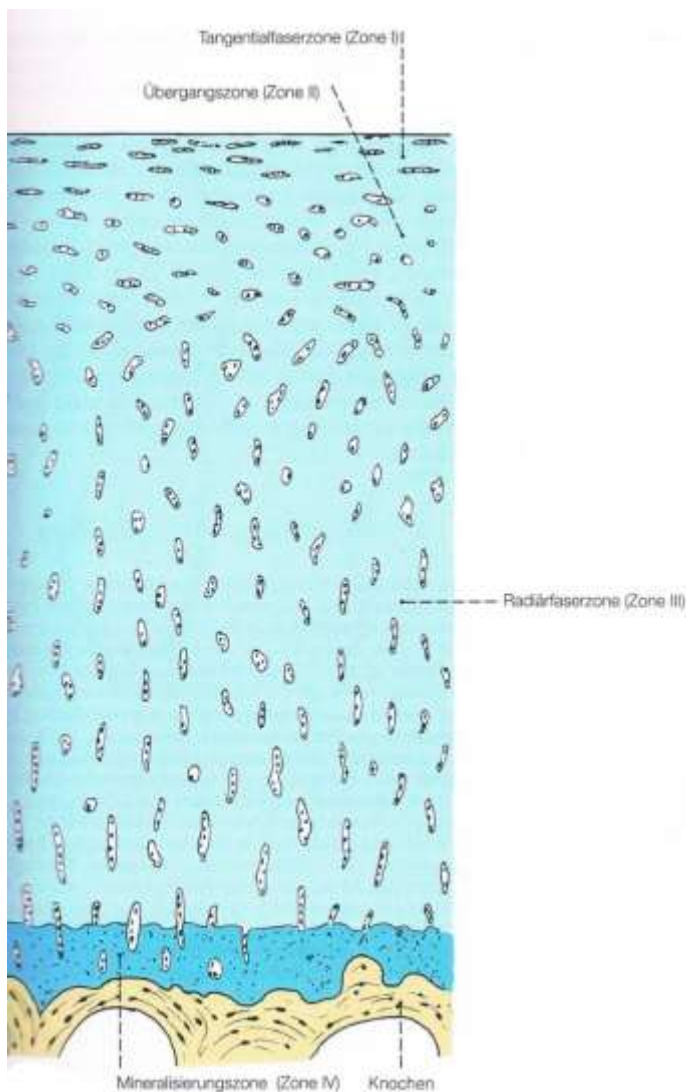
Hier sind die kollagenen Fasern und somit die Chondrone dieser Zone senkrecht zur Knorpeloberfläche orientiert.

#### II Übergangszone

In der Übergangszone sind die Chondrone uneinheitlich orientiert. Sie liegen also senkrecht bis parallel zur Oberfläche.

## I Tangentialfaserzone

Diese Zone ist wenige 100µm stark. In ihr liegen alle Chondrone und Kollagenfasern parallel zur Oberfläche. Sie gehen an den Gelenkgrenzen direkt in die Membrana synovialis der Kapsel über.



**Abbildung 2.1.2.2a**

### **Knorpelaufbau**

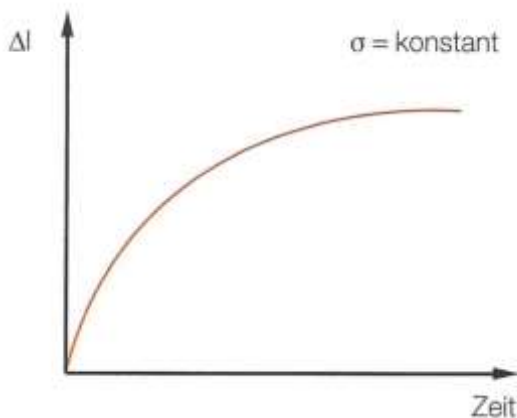
(aus Drenkhahn und Zenker , S.217)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Urban & Fischer Verlags, München*

Auch die artikulierenden Flächen der Radiokarpalgelenke sind mit hyalinem Knorpel überzogen. Laut Kummer und Koebke ist hyaliner Knorpel ein sehr empfindliches Gewebe, das „nur unter eng definierten mechanischen Bedingungen persistiert“ (1998, S. 213). Dies bedeutet, dass sich die Knorpelzellen bei fehlender oder zu geringer Beanspruchung vergrössern und so eine chondrale Ossifikation einleiten. Ist die Belastung jedoch zu gross, werden vermehrt Fibrillen gebildet und der hyaline Knorpel wandelt sich zuerst in Faserknorpel und schließlich in Bindegewebe um (Kummer und Koebke 1998).

„Die Ernährung des Gelenkknorpels und die kontinuierliche Entfernung seiner Abfallprodukte erfolgt hauptsächlich durch molekularen Transport per Diffusion zwischen Knorpelmatrix und Synovialflüssigkeit“ (Mauck *et al.* 2003, Zitat aus Bötsch 2007, S. 176). Die Ernährung aus dem knochennahen subchondralen Gewebe wird dabei kontrovers diskutiert (Bötsch 2007) Malinin und Ouellette wiesen diese subchondrale Ernährung für das Kniegelenk im Tierversuch nach (Malinin und Ouellette 2000).

Funktionell ist Knorpel dazu in der Lage, Kräfte zu verteilen und Gelenkschmierung in Diarthrosen zu bereitzustellen (Boschetti *et al.* 2004). Bei Kraftübertragung kommt es zur Deformation des Gelenkknorpels und zum rapiden Flüssigkeitsaustritt vom Interstitium in den Synovialsplatt. Trägt man die Längenänderung  $\Delta L$  gegen die Zeit bei konstanter Spannung  $\sigma$  auf, erhält man eine Kurve, die sich ansteigend einem Grenzwert nähert (Drenckhahn und Zenker 1994):



**Abbildung 2.1.2.2b**

**Mechanische Eigenschaften des Knorpels**

(aus Drenckhahn und Zenker, S.163)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Urban & Fischer Verlags, München*

### 2.1.3. Bandapparat des Handgelenkes

In Handgelenk und Hand des Menschen gibt es eine Vielzahl von Bändern.

Mikroskopisch liegen hier, wie auch in anderen Bandapparaten, mechanorezeptive Strukturen: VATER-PACINI'sche Lamellenkörperchen und RUFFINI'sche Körperchen. Diese sind nach Nägerl und Kollegen (Nägerl *et al.* 2002) zwischen den Fasern der nicht-kraftübertragenden Bänder (*connecting ligaments*) zu finden und detektieren die unterschiedliche Dehnung benachbarter Fasern. Der Regelkreis dieser Afferenzen führt über spinale Efferenzen zur Adaptation des jeweiligen Muskeltonus.

Makroskopisch wurden bereits von Taleisnik 1976 (Sennwald 1987, „intrinsische und extrinsische Ligamente“) sowie von Bonnel und Allieu 1984 (Sennwald 1987, „intraartikuläre, intrakapsuläre und extrakapsuläre Ligamente“) verschiedene Nomenklaturen verwendet, um sie in Morphologie und Funktion ausreichend darstellen und in den Gesamtkontext einordnen zu können.

Das hier dargestellte System wurde von Sennwald (1987) entwickelt und unterteilt die Bänder in ein artikuläres Bändersystem, das intraartikuläre und intrakapsuläre Bänder umfasst, sowie ein extraartikuläres Bändersystem, welches die Ligamente ohne Gelenkkontakt beschreiben soll.

### **2.1.3.1. Artikulärer Bandapparat**

Sennwald (1987) unterscheidet hier 4 verschiedene Gruppen:

2.1.3.1.1 Interossäre Bänder der distalen und proximalen Reihe, S.21

2.1.3.1.2 Palmare V-Bänder, S.23

2.1.3.1.3 Ulnarkomplex, S.25

2.1.3.1.4 Dorsale V-Gruppe, S.30

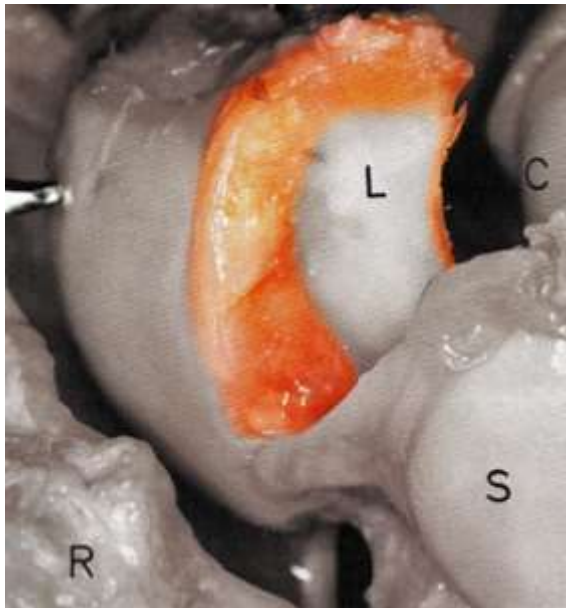
#### **2.1.3.1.1. Interossäre Bänder der distalen und proximalen Reihe**

Die Karpalknochen sind miteinander unterschiedlich stark durch Bänder verbunden. Die distale Reihe wird dabei funktionell als monolithischer Knochenblock beschrieben. Die Bänder sind hier sehr kurz und fest - somit sind nur sehr eingeschränkte Amplituden der Relativbewegungen der Knochen untereinander zu erwarten.

Als Bänder der proximalen Reihe sind die *Ligg. Scapholunatum et Lunotriquetrum* zu nennen. Sie verbinden die Knochen der proximalen Reihe „halbstarr“ (Sennwald 1987) und gewährleisten somit eine gewisse Anpassungsfähigkeit auf Bewegungen des *Radius* von proximal und der distalen Reihe von der entgegengesetzten Seite. Diese Bänder sind mit Faserknorpel bedeckt, „so dass der eiförmige Gelenkkopf einen fortlaufenden Knorpelüberzug besitzt.“ (Fick 1904, S.227)

Das *Ligamentum Scapholunatum* (Abb.2.1.3.1.1a) weist dabei eine halbkreisförmige Morphologie auf. Da das Scaphoid weitaus grössere Bewegungen als das *Lunatum* vollzieht, ist es notwendig, dass ihr interossäres Ligament grossen Zugspannungen widerstehen kann. Es ist

deshalb palmar kräftiger und weist längere und weniger dichtstehende Fasern auf.



**Abbildung 2.1.3.1.1a**

**Ligamentum Scapholunatum**

(modifiziert aus Sennwald 1987, S.19)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags, Heidelberg*

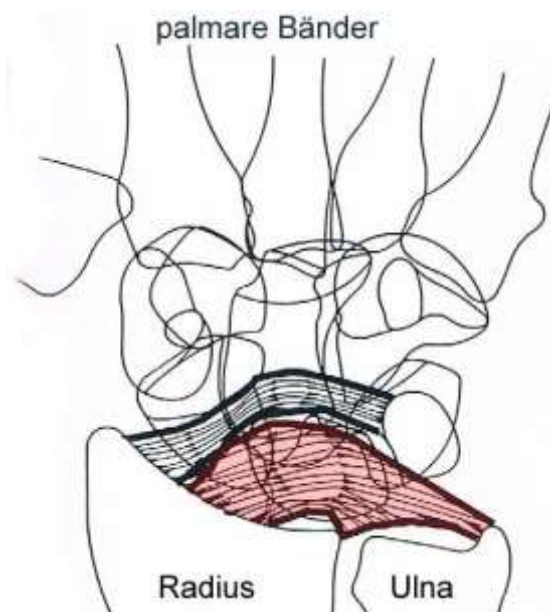
Dies bedingt die grössere palmare Beweglichkeit von Mond- und Kahnbein untereinander und ihr unterschiedliches Verhalten bei Flexion- und Extensionsbewegungen (Sennwald 1987). Durch das Auftreffen axialer Kräfte, übertragen durch den proximalen Anteil des *Os capitatum*, der sich wie ein Keil zwischen *Scaphoid* und *Lunatum* drückt, wird das *Lig. Scapholunatum* zusätzlich belastet. Sennwald (1987) sieht hier den kausalen Zusammenhang zwischen hoher mechanischer Beanspruchung des *Lig. Scapholunatum* und seiner Rupturanfälligkeit.

Das *Ligamentum Lunotriquetrum* ist ähnlich aufgebaut. Da aber die Bewegungen der hier verbundenen Knochen untereinander relativ gering ausfallen, ist die Belastung ihres Bandes völlig andersartig als die des *Lig. Scapholunatum*.

### 2.1.3.1.2. Palmare V-Bänder

Es existieren palmar zwei ihrer Morphologie nach als V-Bänder beschriebene Strukturen: das proximale und das distale V-Band. Erstgenanntes entspringt am palmaren, distalen *Radiuskopf* und verbindet diesen mit dem *Os lunatum*, dem ulnaren Bänderkomplex und dem *Proc. styloideus ulnae*.

Das distale V-Band entspringt etwas weiter radial, distal des *Proc. styloideus radii* (Lewis et al. 1970) und verbindet damit den distalen *Radius* mit den *ossa capitatum*, *hamatum*, *triquetrum* sowie schließlich dem *os pisiforme*.



**Abbildung 2.1.3.1.2a**

#### **Palmare V-Bänder**

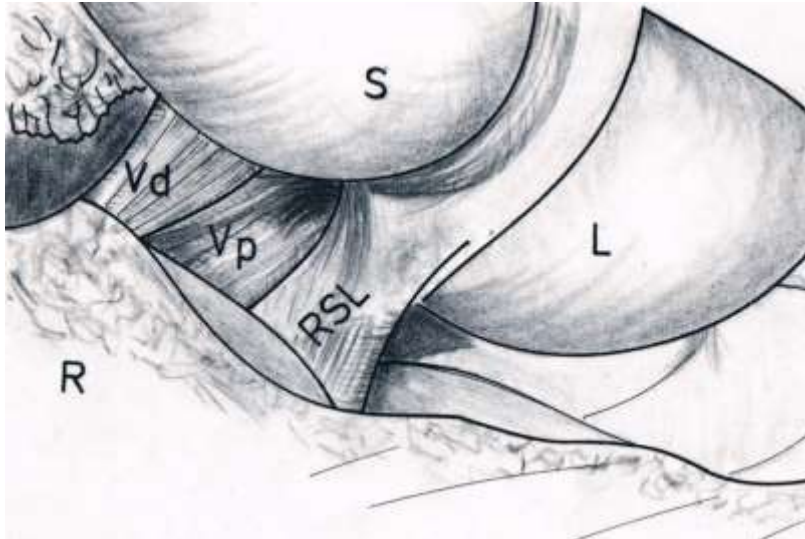
(modifiziert aus Sennwald 1987, S.23)

Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags, Heidelberg

Da die Fasern des distalen V selten vom *Os capitatum* zum *Os lunatum* austrahlen und es keine Faserzüge vom *Lunatum* zum *Capitatum* gibt, wäre die hier entstehende Lücke, auch „space of POIRIER“ genannt, als mögliche „Schwachstelle des Carpus“ (Schmidt und Lanz 1992) aufzufassen.

Das proximale V-Band bildet mit dem ulnaren Komplex eine Schlinge um den *Proc. styloideus ulnae*, die das *Os lunatum* daran hindert, nach

palmar zu luxieren. Zu den tiefen Fasern dieses Bandes zählt auch das sogenannte RSL-Band, ein vaskularisiertes Band, welches vom *Radius* zwischen die *ossa scaphoideum et lunatum* zieht (Sennwald 1987).



**Abbildung 2.1.3.1.2b**

**palmare Bänder** (aus Sennwald 1987, S.24)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags, Heidelberg*

Es werden Vermutungen über die Funktion angestellt, ob das proximale V-Band zur Verstärkung der interossären Bänder der proximalen Reihe oder als Spannungsregulator der Hohlhand dient. Die Verdrillung der Fasern des RL-Bands (Teil des Vp, siehe Abb. 2.1.3.1c) und RSL-Bandes sprechen für die Theorie der Spannungsregulation (Sennwald 1987).

Die oberflächlichen Fasern des distalen V-Bandes scheinen ihrer Funktion nach die durch sie verbundenen knöchernen Strukturen in ihrer Position zu fixieren, wohingegen die tiefen Fasern eine Regelungs- und Führungsfunktion, im Besonderen der Anteil zwischen Radius und *Scaphoid*, zu übernehmen scheinen (Sennwald 1987). Die Fasern des



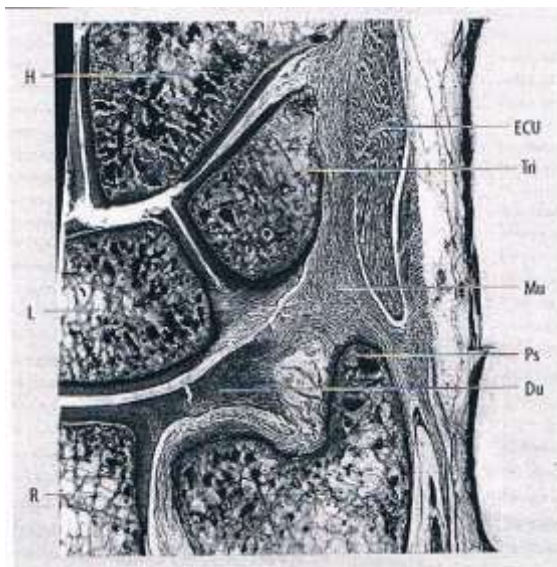
Lig. *collaterale carpi radiale* werden nach Sennwald (1987) denen des palmaren distalen V-Bandes zugerechnet, das laut Fick (1904) seinen ersten Ansatz am Kahnbeinhöcker hat. Drenckhahn und Zenker (1994) beschreiben jedoch eine Zugehörigkeit dieses Bandes vor allem zur dorsalen Seite.

Die Funktion des Bandes liegt in der Hemmung der Ulnarabduktion der Hand sowie der Führung des *Scaphoids* bei Flexion- und Extensionsbewegungen. Bei Radialadduktion erschlafft es.

Fick (1904) beschreibt die direkt am knorpeligen Rand der proximalen Gelenkfläche des *Scaphoids* ansetzenden Fasern als radialen Anteil der radiokarpalen Gelenkkapsel; er sieht keine Zugehörigkeit zum radialen Kollateralband.

### 2.1.3.1.3. Der Ulnarkomplex

Wie schon in Kapitel 2.1.1.2 erwähnt, existiert zwischen *Ulna* und *Carpus* keine diarthrotische Verbindung. Man findet jedoch im sog. TFCC (*triangular fibrocartilage complex*) eine Vielzahl verbindender anatomischer Strukturen.



H: Os hamatum;  
L: Os lunatum; R: Radius;  
DU: Discus ulnocarpalis;  
PS: Processus styloideus  
ulnae; MU: Meniscus ulno-  
carpalis („meniscus homo-  
logue“); Tri: Os triquetrum;  
ECU: Sehne und Sehnen-  
scheide des M. extensor  
carpi ulnaris

Abbildung 2.1.3.1.3a

### TFCC

(modifiziert aus Schmidt  
2004, S. 628)

In einer komparativen Betrachtung des Handgelenkes von Affen mit solchen von Gibbon, Schimpanse und Mensch stellen Lewis und Kollegen (Lewis et al. 1970) die Veränderung der ulno-karpalen Region dar.

Bei Affen artikuliert zusätzlich zur *Articulatio radiocarpeae* die *Ulna* mit den *Ossa pisiforme et triquetrum* diarthrotisch.

Beim Gibbon hat sich diese ulnokarpale Diarthrose zum *Processus styloideus* der distalen *Ulna* entwickelt und hinterlässt das *Os Daubentonii* zwischen Ulnakopf, *Pisiforme* und *Triquetrum*.

Beim Schimpanse wie auch im menschlichen Handgelenk ist diese knöcherne Zwischenstruktur nicht mehr zu finden, anstelle findet man einen gut ausgeprägten Meniskus.

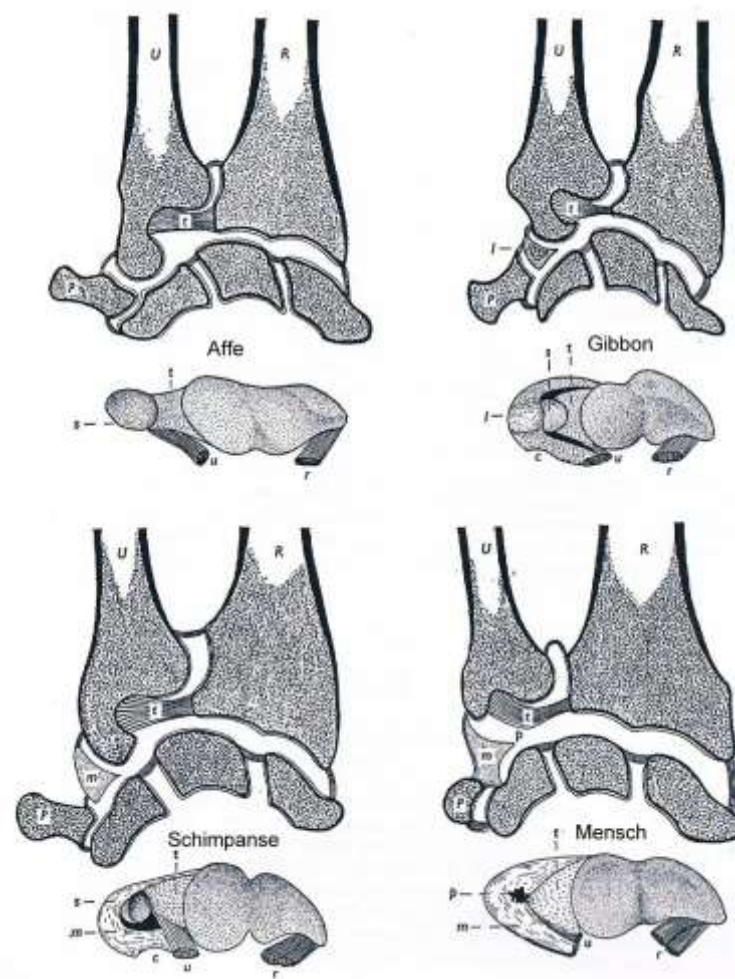


Abbildung 2.1.3.1.3b

Entwicklung des Handgelenkes

(aus Lewis et al. 1970, S.540)

Dieser evolutionäre Kontaktverlust des ulnaren Kompartiments hat eine größere Beweglichkeit des Handgelenkes zur Folge (Kauer 1975).

Dem „Ulnar- oder Ulnokarpalen Komplex“ sind nach Sennwald (Sennwald 1987) folgende Strukturen zuzuordnen:

- a) *Lig. collaterale carpi ulnare*
- b) *Discus articularis*
- c) *Ulnokarpaler Meniskus*
- d) *Lig. ulnolunatum*
- e) *Hülle des M. extensor carpi ulnaris*

Windisch und Kollegen (Windisch *et al.* 2001) beschreiben die Bestandteile ähnlich, sehen jedoch keine Zugehörigkeit des *Lig. ulnolunatum* zu diesem Komplex. Zusätzlich werden hier die *Ligg. radioulnare palmare et dorsale* einbezogen. In jüngerer Literatur findet man bei Schmidt (2004) eine Vielzahl zusätzlicher Elemente wie die *Ligg. radioulnare palmare et dorsale*, das *Lig. ulnotriquetrum*, das *Lig. ulnocapitatum* und den *Recessus ulnaris*. Als übereinstimmende Bestandteile mit Sennwald (1987) werden hier der *discus articularis*, der ulnokarpale Meniskus, das *Lig. ulnolunatum*, das *Lig. collaterale carpi ulnare* sowie die Sehnenscheide des *M. extensor carpi ulnaris* angeführt. Um die Darstellung der Strukturen weiterhin einheitlich zu gestalten, wird hier die von Sennwald (1987) genutzte Einteilung nach Palmer (Sennwald 1987) übernommen.

a) *Lig. collaterale carpi ulnare*

Das *Lig. collaterale carpi ulnare* besteht aus 2 Faserbündeln, die vom *Proc. styloideus ulnae* als schwächeres vorderes Bündel zum *Os pisiforme* und als stärkeres hinteres Bündel zum *Os triquetrum* ziehen. Dorsal wird es durch die Sehnenscheide des *M. extensor carpi ulnaris* begrenzt. Laut Fick (1904) ist das ulnare Kollateralband meist schwächer ausgeprägt als sein radialer Konterpart. Es wird bei Radialabduktion gespannt und wirkt somit auf diese Bewegung hemmend. Spinner und Kaplan (1970, S.126) zufolge ist es jedoch so dünn und wenig ausgeprägt, dass es „keine Rolle bei der Stabilisation“ spielt.

b) *Discus articularis*

Der *Discus articularis* des distalen Radioulnargelenkes, auch „dreieckiger Faserknorpel“ genannt, hat seine Basis am distalen Rand der *Incisura ulnaris radii* von wo aus er über die Distalfläche des distalen Ellenkopfes zur Basis des *Proc. styloideus ulnae* zieht und dort inseriert. Er liegt distal den Proximalflächen der *Ossa lunatum et triquetrum* an, proximal der Distalfläche des Ulnakopfes. An seiner radialen Anhaftungsstelle findet man laut Fick (1904, S.221) oft einen „feinen Schlitz“, der die Gelenkkompartimente des Radiokarpalgelenks mit dem des distalen Radioulnargelenks verbindet. Seine drei Schenkel sind laut Fick (1904) etwa gleich lang. Die Form gleicht der einer „asymmetrischen bikonkaven Linse“ (Sennwald 1987) deren dorsaler Rand dicker ist als der palmare. Die Dicke des *Discus* ist abhängig von der Längenrelation zwischen *Radius* und *Ulna*: bei einer *Ulna-Plus*-Variante ist der *Diskus* gegenüber einer *Ulna-Null*-Variante dünner, bei einer *Ulna-Minus*-Variante dicker. Der *Discus* ist im Mittel 1-2 mm dick und besteht im inneren, dünnen Anteil aus avaskularisiertem Faserknorpel und kann Druck von der Hand auf die Elle übertragen (Grundmann 1993). Sein äußerer Anteil hingegen besteht aus vaskularisiertem hyalinen Knorpel. Man findet, beginnend ab dem 30.

Lebensjahr, mit zunehmendem Alter vermehrt Läsionen des zentralen Faserknorpelanteils (Ziegler 1999).

#### c) *Ulna-Karpaler Meniskus*

Der *Meniscus ulnocarpalis* entspringt zusammen mit dem *Discus articularis* am distalen Rand der *Incisura ulnaris radii*, zieht dann aber zum disto-palmaren Ende des *Os triquetrum*. Im Laufe der menschlichen Entwicklung weichen das *Os triquetrum* und der *Proc. styloideus ulnae* auseinander (siehe Abb. 2.1.3.1e). Genau dort kommt der *meniscus ulnocarpalis* (engl. *meniscus homologue*) zu liegen (Schmidt und Lanz 1992). Nach Sennwald (1987) bleibt nach der Trennung des Meniskus vom Diskus ein freier Raum zwischen beiden, welcher *Recessus praestyloideus* genannt wird. Zwar gehören Meniskus und Diskus strukturell zusammen, funktionell und embryologisch gesehen aber sind sie zu unterscheiden (Sennwald 1987).

#### d) *Ligamentum ulnolunatum*

Das *Lig. ulnolunatum* zieht vom *Proc. styloideus ulnae* zum Vorderhorn des Mondbeins. Es ist Teil des palmaren Bandkomplexes, das den Ulnarkomplex mit Mondbein und *Radius* verbindet. Das *Lig. ulnolunatum* gehört zu den palmaren V-Bändern.

#### e) Hülle des *M. extensor carpi ulnare*

Nach Schmidt (2004) limitiert die ca. 5 cm lange Sehnenscheide des *M. extensor carpi ulnare* zusammen mit dem *Lig. radioulnare dorsale* und Faserlamellen des *Retinaculum extensorum* den Bewegungsradius der *Articulatio radioulnare distale*. Sie ist vor allem dorso-ulnar fest am ulno-karpalen Komplex fixiert.

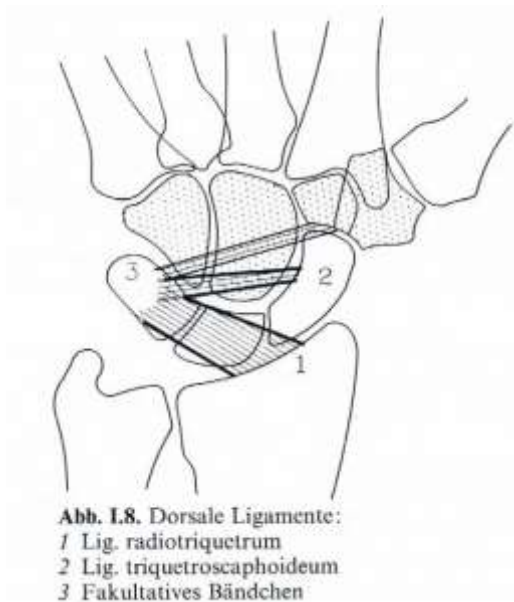
#### 2.1.3.1.4. Dorsale V-Gruppe

Zu dieser Gruppe von Bändern zählen das *Lig. scaphotriquetrum* und das *Lig. radiotriquetrum*, seltener auch ein kleinerer zusätzlicher Faserzug vom *Os triquetrum* zu den *Ossa trapezium et trapezoideum*. Der radiokarpale Bandzug ist dabei insgesamt „dünner und breitflächiger angelegt“ (Schmidt und Lanz 1992) als die Bänder der palmaren Seite.

Das *Lig. radiotriquetrum* ist das kräftigste dorsale Band. Seine Fasern setzen am hinteren Rand der radialen Gelenkfläche an und ziehen zum ebenfalls hinteren Rand des Dreiecksbeins bis zum *Os pisiforme*, wobei sie als Gegenstück zum palmaren proximalen V-Band das *Os lunatum* von dorsal in seiner Position stabilisieren.

Schmidt und Lanz (Schmidt und Lanz 1992) sprechen hier von einem separaten *Lig. radiolunatum*. Auch findet eine Verschmelzung des *Lig. radiotriquetrum* mit den distalen Fasern des *retinaculum extensorum* statt, was schließlich eine Verbindung des artikulären mit dem extraartikulären Bandapparat darstellt. Die beschriebenen dorsalen Faserzüge bilden zusammen mit dem palmaren distalen V eine Bänderschlinge um das Erbsenbein, welche den *Carpus* daran hindert, längs der Gelenkpfanne des Radius abzugleiten (Sennwald 1987).

Das *Lig. scaphotriquetrum* (auch *Lig. intercarpale dorsale*) hat seinen Ursprung an der distalen Fläche des *Os scaphoideum* und seinen Ansatz am *Os triquetrum*, also am Konvergenzpunkt des dorsalen V-Bandes.



**Abbildung 2.1.3.1.4a**

**Dorsale Ligamente der Hand**

(modifiziert aus Sennwald 1987, S.17)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlicher  
Genehmigung des Springer-Verlags,  
Heidelberg*

**2.1.3.2. Extraartikulärer Bandapparat**

Der extraartikuläre Bandapparat besteht im Grunde aus den *Retinaculi flexorum et extensorum*. Im Gegensatz zum artikulären Bandapparat besitzen diese keine direkte Verbindung zu den Gelenken.

Das *Retinaculum extensorum* wird aus den sich treffenden Anteilen der *Fascia antebrachii* und der dorsalen Handfaszie gebildet (Drenckhahn und Zenker 1994) und hat einen schrägen Faserverlauf parallel zu dem des *Lig. radiotriquetrum* des artikulären Systems. Nach Sennwald (1987) liegt für das *Retinaculum extensorum* die mittlere Breite bei 3-8 cm, Schmidt und Lanz (1992) sprechen von einer mittleren Länge von 51 mm proximal und 54 mm distal sowie von einer Breite von radial 15 mm, im mittleren Bereich 26 mm und ulnarseits 20 mm.

Es besitzt sechs dorsale Fächer, die die Sehnen der Strecker für eine optimale Kraftübertragung fixieren und bündeln. Die Sehnen sind von Synovia umgeben und von Sehnenscheiden ummantelt.



**Abbildung 2.1.3.2a**

**Strecksehnenfächer der Hand**

(modifiziert aus Sobotta 2000, S.219)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung der Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München*

Auflistung von radial nach ulnar :

- I. Fach      *Abductor pollicis longus und Extensor pollicis brevis*
- II. Fach     *Extensor carpi radialis longus et brevis*
- III. Fach    *Extensor pollicis longus*
- IV. Fach    *Extensor digitorum und Extensor indicis*
- V. Fach     *Extensor digiti minimi*
- VI. Fach    *Extensor carpi ulnaris*

Das *Retinaculum flexorum* liegt entsprechend auf der palmaren Seite, spannt sich als tiefe Schicht der palmaren Verlängerung der *Fascia antebrachii* quer in ulno-radialer Richtung auf und bildet das Dach des Karpaltunnels.



#### 2.1.4. Muskulatur

Die Muskeln, die im Radiokarpalgelenk Flexion/Extension und Abduktion/Adduktion ermöglichen, befinden sich im Unterarm; die Flexoren größtenteils auf der Palmarseite, die Extensoren dorsal.

Bei differenzierter Betrachtung unter entwicklungsgeschichtlichen Aspekten stellt man fest, dass ein Teil der dorsalen Muskulatur nach ventral gewandert ist. Er ist als kompakte Muskelgruppe gut abzugrenzen und wird als radiale Gruppe beschrieben, die durch ihre Abstammung gleich der dorsalen Gruppe durch den *N.radialis* innerviert wird. Die Innervation der ulnaren Gruppe erfolgt durch die *Nn.medianus et ulnaris*.

Man unterscheidet also:

- 1) eine radiale Gruppe
- 2) eine dorsale Gruppe
- 3) eine ulnare Gruppe. (Waldeyer 1967)

##### 2.1.4.1. Dorsale und radiale Muskelgruppe

Zur dorsalen Gruppe gehören der *M.extensor pollicis longus*, der auf der dorsalen Seite an *Ulna* und der *Membrana interossea antebrachii* entspringt und an der Basis der *Phalanx distalis* des Daumens ansetzt, sowie der *M.extensor indicis* mit seinem Verlauf vom distalen Drittel der *Ulna* zur Dorsalaponeurose des Zeigefingers. Beide fungieren als **Extensoren und Adduktoren** im Handgelenk und werden von den *Mm. extensor carpi radialis longus et brevis* der radialen Gruppe unterstützt. Erstgenannter Muskel entspringt der lateralen Humeruskante, dem *Epicondylus lateralis humeri* und dem *Septum intermusculare brachii laterale* und inseriert schliesslich an der Basis des Os metacarpale II. Als

Ursprung dienen dem *M. extensor carpi radialis brevis* sowohl der *Epicondylus lateralis humeri* als auch das *Ligamentum anulare radii* und das *Septum intermusculare brachii laterale*. Er findet seinen Ansatz an der Basis des des *Os metacarpale III*.

Der *M.extensor digitorum communis* mit seinen Ansätzen an den Dorsalaponeurosen des II.-V. Fingers, der *M.extensor digiti minimi* mit seinem Ansatz an der Dorsalaponeurose des V. Fingers und der *M. extensor carpi ulnaris*, der an der Basis des *Os metacarpale V* inseriert, bedingen die Funktion als **Extensoren und Abduktoren** im Handgelenk.

**Flexoren und Adduktoren** im Handgelenk sind der *M.abductor pollicis longus*, der von den Dorsalflächen des *Radius*, der *Ulna* und der *Membrana interossea antebrachii* entspringt und an der Basis des *Os metacarpale I* inseriert, und der *M.extensor pollicis brevis*, dessen Fasern den gleichen Ursprung haben als auch parallel dazu verlaufen.

#### 2.1.4.2. Ulnare Muskelgruppe

Alle hier beschriebenen Muskeln dieser Gruppe tragen zur Flexion im Handgelenk bei, sie sind also als **Flexoren** zu bezeichnen.

Der einzige **Adduktor** dieser Gruppe ist der *M. flexor carpi radialis*. Er stammt vom *Epicondylus medialis humeri* und der *fascia antebrachii* und zieht zur Basis der *Ossa metacarpalia II et III*.

Die **Abduktoren** sind der *M. flexor digitorum superficialis*, der ebenfalls vom *Epicondylus medialis humeri* sowie mit einem kleinen *Caput ulnare* vom *Proc.coronoideus ulnae* und einem *Caput radiale* der *Facies anterior* des *Radius* entspringt, und der *M. flexor carpi ulnaris*. Letzterer hat seinen Ursprung mit seinem *Caput humerale* am *Epicondylus medialis humeri*,

das *Caput ulnare* entspringt am Olecranon und den proximalen zwei Dritteln der *Ulna* (Waldeyer 1967). Der Ansatzpunkt sind die Basen des *Os metacarpalia III und IV*. Der Muskel wird proximal seines endgültigen Ansatzes durch das *Os pisiforme* umgelenkt.

**Reine Flexoren** des Handgelenkes sind der *M. palmaris longus*, der *M. flexor digitorum profundus* und der *M. flexor pollicis longus*.

Der Erstgenannte zieht vom *Epicondylus medialis humeri* und der *Fascia antebrachii* zur *Palmaraponeurose*.

Der *M. flexor digitorum profundus* beginnt an den proximalen zwei Dritteln der *Facies anterior* der *Ulna* und der *Membrana interossea antebrachii* und inseriert an den Basen der distalen Phalangen des II.-V. Fingers.

Der *M. flexor pollicis longus* besitzt einen zweiköpfigen Ursprung. Das *Caput humerale* setzt am *Epicondylus medialis humeri*, das *Caput radiale* an der *Facies anterior* des *Radius* an. Sein Ansatzpunkt ist die distale Phalanx des Daumens.

Es existieren also 6 Beuger und 9 Strecker nur für das Handgelenk. Die grosse Zahl der Muskeln spricht für sehr differenzierte und genaue Bewegungsmöglichkeiten (Waldeyer 1967).

### **2.1.5. Bewegungsmöglichkeiten des Handgelenkes**

Im Handgelenk sind zwei Bewegungsarten augenfällig ausgeprägt:

- 1) in dorso-palmarer Richtung      (Extension-Flexion)
- 2) in ulno-radialer Richtung      (Abduktion-Adduktion)

In der Literatur sind gelegentlich auch die Begriffe Dorsalflexion oder Radialabduktion gebräuchlich. Im Weiteren sollen hier aber die erstgenannten Begrifflichkeiten gebraucht werden.

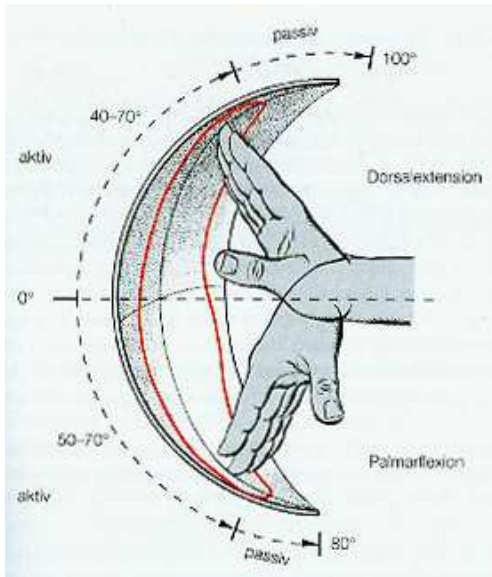
Um Bewegungen eines Gelenks definieren und komplexe Muster beschreiben zu können, benötigt man eine Ausgangsposition oder Grundstellung. Die sogenannte **Neutral-Null-Stellung** nimmt die Hand ein, wenn sie sich in einer Ebene mit dem Unterarm befindet und die Mittelfingerachse der Achse des Unterarms entspricht (Drenckhahn und Zenker 1994).

#### **2.1.5.1. Flexion und Extension**

Extensions- und Flexionsbewegung sind aus der Neutral-Null-Stellung jeweils aktiv bis 60° in die entsprechenden Richtungen durchführbar. Passiv, also unter Zuhilfenahme einer externen Kraft, kann die Extensionsbewegung bis auf 100°, die Flexionsbewegung bis auf 80° vergrößert werden (Drenckhahn und Zenker 1994) (Abb. 2.1.5.2a).

#### **2.1.5.2. Abduktion und Adduktion**

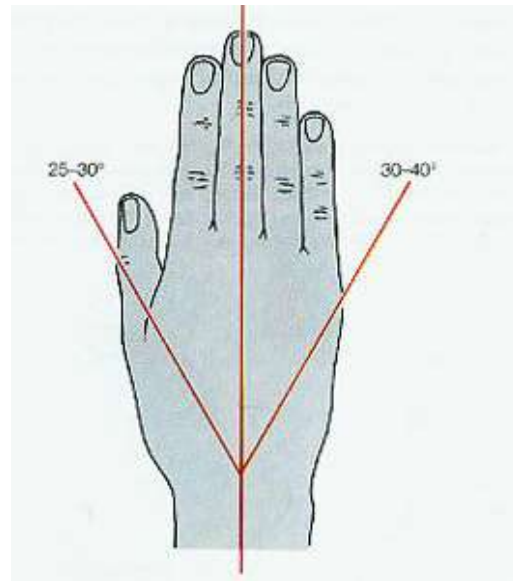
Die Abduktionsbewegung hat ihr Maximum bei etwa 40°, die Adduktionsbewegung bei etwa 30° (Abb. 2.1.5.2b). Passiv können diese Winkel nicht wesentlich vergrößert werden, da Teile des Bandapparates der Hand hier limitierend wirken. Der Abduktionsbewegung stehen hier vor allem die *Ligg. radiocapitatum et collaterale carpi radiale* entgegen (Abb. 2.1.5.2c), die bei aktiver maximaler Abduktion gespannt sind. Auf gleiche Art und Weise begrenzen die *Ligg. capitotriquetrum, collaterale carpi ulnare et radiotriquetrum* die Adduktionsbewegung (Abb. 2.1.5.2d) (Drenckhahn und Zenker 1994).



**Abbildung 2.1.5.2a**

**Flexions-/ Extensionswinkel**

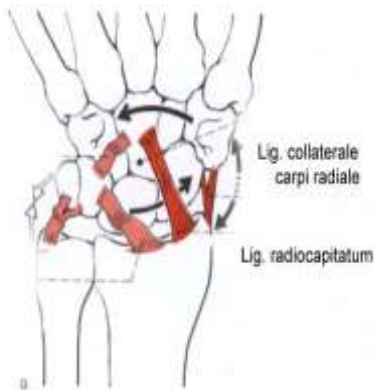
(aus Drenckhahn und Zenker 1994, S.447 )



**Abbildung 2.1.5.2b**

**Abduktions-/Adduktionswinkel**

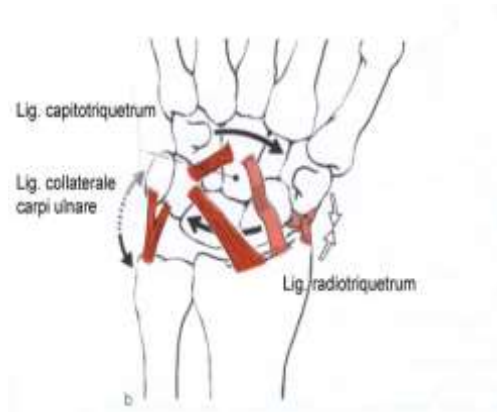
(aus Drenckhahn und Zenker 1994, S.447 )



**Abbildung 2.1.5.2c**

**Hemmung der Abduktion**

(modifiziert aus Drenckhahn und Zenker 1994, S.448)



**Abbildung 2.1.5.2d**

**Hemmung der Adduktion**

(modifiziert aus Drenckhahn und Zenker 1994, S.448)

*Der Abdruck erfolgt mit freundlichen Genehmigung der Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München*

### 2.1.5.3. Bewegungen der Handwurzelknochen

Bei der Adduktion der Hand gleitet die proximale Reihe der Handwurzelknochen nach ulnar. Gleichzeitig unterliegt sie einer Verkürzung durch Rotation des *os scaphoideum*, welches eine Ausweichbewegung am *Os trapezium* palmarwärts vollzieht und somit einen Minimalabstand zwischen Radius und den distalen Handwurzelknochen erreicht. Das *Os lunatum* vollzieht diese Bewegung ebenfalls, allerdings in deutlich reduziertem Umfang. Daraus ergibt sich ein größtmöglicher Adduktionswinkel für das Handgelenk.

Die *Ossa triquetrum et pisiforme* hingegen erreichen bei der Adduktion ihren größtmöglichen Abstand zum Ulnarkomplex (Drenckhahn und Zencker 1994).

Betrachtet man nun die **Abduktion** der Hand, erkennt man bei den ulnar gelegenen Handwurzelknochen keine solche Konfigurationsänderung. Der TFCC mit seinen Weichteilen lässt der proximalen Reihe hier deutlich mehr Spielraum. Auf radialer Seite hingegen vollzieht das *Os scaphoideum* nun eine genau gegenteilige Rotation mit dem Ausfüllen der „Lücke“ zwischen *Lunatum* und *Trapezium* (Drenckhahn und Zencker 1994).

Bei **Flexions- und Extensionsbewegungen** der Hand vollziehen die Knochen der proximalen und distalen Reihe gleichsinnige Bewegungen nach palmar und dorsal. Ab- und Adduktionen werden mit zunehmender Auslenkung der Hand in dorso-palmare Richtung unmöglich (Drenckhahn und Zencker 1994).

### **3 Physikalische Grundlagen**

Schon Ende des 19. Jahrhunderts suchten Forscher wie Wilhelm Braune und Otto Fischer (1887) sowie etwas später Fick (1904) nach Methoden, um Gelenkfunktionen genauer beschreiben zu können. Fick stellt in seinem Vorwort fest, dass ein „wirkliches Handbuch der Gelenklehre“, in dem auf Anatomie, Mechanik und Kinematik gleichermaßen eingegangen werde, im deutschen Sprachraum noch fehle (Fick 1904, S.1). Es wurden mechanische Beispiele zum Vergleich herangezogen, um die mathematische Beschreibung komplexer anatomischer Formen so einfach wie möglich halten und dadurch angeblich erst möglich machen zu können (Fischer 1904). Diese „Vereinfachung“ bestand in der Annahme kongruenter Gelenk-flächenpaare, die bis heute in Lehrbüchern (Waldeyer, Benninghoff etc.) weiterhin üblich ist. Nägerl (1990) wies darauf hin, dass diese Vereinfachungen funktionell nicht zulässig sind, weil damit die Zahl der kinematischen Freiheitsgrade biologischer Gelenke reduziert wird. Auch Zatsiorsky (1998) weist darauf hin, dass es keine ortsfesten Drehachsen gibt und Translation in biologischen Gelenken stattfindet. Zugleich weist er unbegründeter Weise „ellipsoiden“ Gelenken nur zwei kinematische Freiheitsgrade zu (Zatsiorsky 1998).

#### **3.1. Einteilung von Gelenken nach den kinematischen Freiheitsgraden (DOFs)**

Man kann Gelenke nach ihrer individuellen Beweglichkeit unter Zuhilfenahme des Begriffs des Freiheitsgrades kategorisieren.

Ein (nicht punktförmiger) Körper, der sich im Raum frei bewegt, hat 6 DOFs – seine entsprechende Bewegung im Raum wäre als sechsdimensional zu betrachten. Modellmäßig kann man diese Freiheitsgrade abzählen, indem man dem Schwerpunkt des Körpers die drei Freiheitsgrade eines Punktes im Raum zuspricht und für den

ausgedehnten Körper noch die drei Freiheitsgrade der räumlichen Rotationen um den Schwerpunkt dazuzählt.

Berühren sich zwei Körper während aller Relativbewegungen immer punktförmig, so wird für den bewegten Körper die Zahl seiner Freiheitsgrade um einen herabgesetzt. Bei Zweipunktberührungen hat die Relativbewegung nur noch 4 Freiheitsgrade.

Beispiel für ein technisches Gelenk mit 2 DOFs (Rotation und Translation):  
Scharniergelenk



Beispiel für technische Gelenke mit 2 DOFs (rotatorisch):

Ellipsoidgelenk, Sattelgelenk



Beispiel für ein technisches Gelenk mit 3 DOFs (1 rotatorisch, 2 translatorisch): Flaches Gelenk



#### Abbildungen 3.1a-3.1d

#### Beispiele mechanischer Gelenke

(aus Zatsiorsky, S.229)

Der Abdruck erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Human Kinetics, Champaign, IL

Diese Gelenke haben flächenhaften,



jedoch keinen punktförmigen Kontakt.

### **3.2. Einteilung von Gelenken nach anatomischen Kriterien**

Biologische Gelenke lassen sich außerdem nach folgenden Gesichtspunkten einteilen:

- Diarthrosen (echte Gelenke) / Synarthrosen (unechte Gelenke)
- einfaches Gelenk / zusammengesetztes Gelenk
- nach der Form der Gelenkkörper
- nach ihren geometrischen Konturen

### **3.3. Biomechanische Überlegungen**

Der Theorie von Nägerl entsprechend, ist die „Krümmungsinkongruenz von artikulierenden Gelenkflächen als funktionelles Konstruktionsmerkmal anzusehen“ (Nägerl 1990). Durch diese Inkongruenz gewinnt ein Gelenk Freiheitsgrade hinzu, was entsprechend in kinematischen und statischen Betrachtungen berücksichtigt werden muss, da sonst das Ausmaß der möglichen Bewegungen unterschätzt und das Zusammenspiel von Gelenkführung und Muskelkräften nur unzutreffend beschrieben würde (Nägerl 1990, Jähmig 2007).

Viele Diarthrosen besitzen eine ausgeprägte Hauptfunktionsrichtung – Bewegungen außerhalb dieser Hauptfunktionsrichtung sind als klein oder gar sehr klein einzustufen. In diesen Fällen wird die Darstellung komplexer Bewegungsmechanismen als ebene Bewegungen zulässig. Der mobile Gelenkteil bewegt sich relativ zum festen Gelenkteil in einer solchen ebenen Bewegung (Kubein-Meesenburg *et al.* 1990).

### 3.3.1. Morphologische Varianten bei Gelenken mit nahezu ebenen Bewegungen

Um diese ebene Bewegung zu untersuchen, wird das Gelenk parallel zur Hauptfunktionsrichtung geschnitten und die Gelenkkonturen an Kreisen approximiert. Es sind vier verschiedene Gelenktypen denkbar:

- 1) konvex – konvex
- 2) konvex – konkav
- 3) konkav – konvex
- 4) konkav – konkav

#### 3.3.1.1. Das konvex - konkave Gelenk

Das Radiokarpalgelenk hat in Flexion-Extension die Konfiguration konvex – konkav, daher soll im Folgenden ausschließlich dieser Fall besprochen werden.

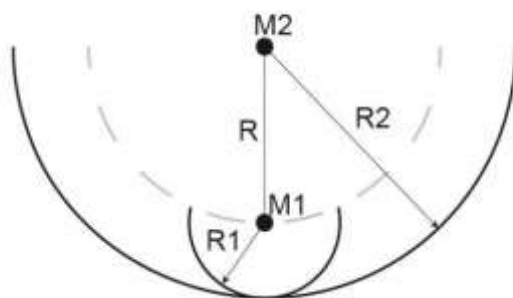


Abbildung 3.3.1.1a

Konvex - Konkaves Gelenk

(nach Kubein-Meesenburg *et al.*1990)

Es wird die Konkavität als ortsfeste Gelenkpfanne angenommen, die Konvexität sei der sich bewegende Teil der Diarthrose.

Der Mittelpunkt der Konvexität M1 mit dem Radius R1 kann sich also kreisförmig um den Mittelpunkt der Konkavität M2 mit dem Radius R2 im

definierten Abstand  $R = R2 - R1$  bewegen. Gleichzeitig kann der konvexe Gelenkkörper auch um seine eigene Achse M1 rotieren.

Es ergeben sich also in Flexion-Extension hier zwei rotatorische Freiheitsgrade und nicht ein rotatorischer Freiheitsgrad.

### **3.3.1.2. Das Konzept der dimeren Ketten**

Da die Haftreibung in einem diarthrotischen Gelenk aufgrund der Glätte der Oberflächen nahezu ausgeschlossen ist, können in einem solchen keine Scherkräfte übertragen werden. Der Kraftvektor steht senkrecht auf den Gelenkflächen; er läuft zwangsläufig durch beide Krümmungsmittelpunkte **M1** und **M2** und wirkt dementsprechend immer längs der sog. Pleuelstange **R** (Nägerl 1990).

Kubein-Meesenburg *et al.* (1990) benutzen die dimere (Gelenk-) Kette als Modell für die Funktionsweise von Diarthrosen.

### **3.3.2. Verhalten des Radiokarpalgelenks unter Kraftschluss**

Die ebene Bewegung als Ausdruck der Hauptfunktionsrichtung der beteiligten Knochen kommt erst unter Kompression des Gelenks, also unter Kraftschluss zustande. Fick (1904) gibt die Dicken der Gelenkknorpel wie folgt an:

Kahnbein: 0,8 mm

Mondbein: 1,1 mm

distales Radiusende: 0,8-1,15 mm.

Nimmt man hier eine 10%ige Kompression des hyalinen Knorpels bei Lastaufnahme an, so erhält man eine Verkleinerung des Radius (**R1** in Abb.3.3.1.1a) der Konvexität im Kontaktbereich in der Größenordnung um

0,1mm (Jähmig 2007). Da diese Abweichung weit unterhalb der Differenzen der beiden Radien liegt, kann somit keine funktionelle Kongruenz der korrespondierenden Gelenkflächen durch Knorpelverformung erreicht werden, wie Fischer (1904), Fick (1904) und Drenckhahn und Zencker (1994) postulierten. Diese geforderte „funktionelle Kongruenz“ der Gelenkflächen unter Kraftschluss wird in den anatomischen Lehrbüchern (z.B. Drenckhahn und Zencker) oder auch Monographien zur Gelenkmechanik (Zatsiorsky 1998) seit nahezu 100 Jahren behauptet. Dieser Annahme liegt die begriffliche Verwechslung von „Kontaktfläche“, produziert aufgrund der elastischen Flächenpressung mit den Gelenkflächen, zugrunde (Nägerl 1993).

Die Aussage, dass Inkongruenzen kinematisch funktionell ausgeglichen werden können, trifft nicht zu (Nägerl 1990), wie im nächsten Kapitel abgeschätzt.

### 3.3.3. Verhalten der dimeren Kette unter Kraftschluss

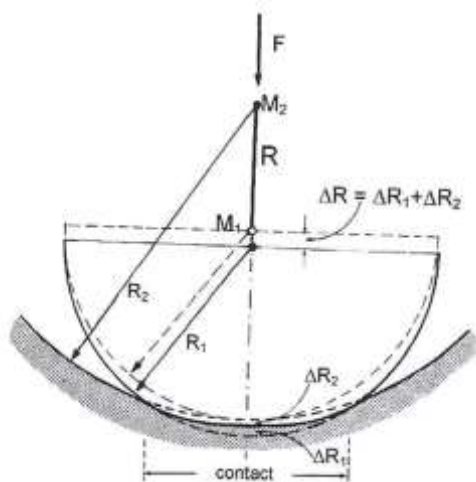
Unter Kompression wird die dimere Kette  $R$  um den Wert der Knorpelkompression verlängert (Abb.3.3.4a). Dabei entspricht die Längenänderung der dimeren Kette ( $\Delta R$ ):

$$\Delta R = \Delta R1 + \Delta R2$$

Die Gesamtlänge der dimeren Kette unter Kompression  $R_{\text{comp}}$  ist dann:

$$R_{\text{comp}} = R2 - R1 + \Delta R \quad \text{mit} \quad \Delta R \ll R_{\text{comp}}$$

$R_{\text{comp}}$  ist praktisch nicht geändert.



**Abbildung 3.3.4a**

**Kompressiv belastetes Gelenk**

$\Delta R_1$  und  $\Delta R_2$  sind übertrieben groß gezeichnet

(aus Nägerl 1993, S.13)

Die Bewegungsfreiheitsgrade sowie der Bewegungsvorgang selbst werden also durch die Gelenkkraft, von deren Betrag die Größe der Kontaktfläche abhängt, nicht eingeschränkt (Nägerl 1990).

## 4 Material und Methode

Die in diesem Kapitel durchgeführten Arbeitsschritte sind in der folgenden Tabelle für eine bessere Übersicht zusammengefasst.

Schrittnr.	Arbeitsschritt	Kapitel
1	Röntgenologische Voruntersuchungen	4.2
2	Fotodokumentation aller Handpräparate	4.3
3	Präparation und Eröffnung der Gelenkkapseln	4.4
4	Abformung der Gelenkflächen mit Adisil	4.4
5	Modellherstellung in Stone-Gips	4.4
6	Morphologische Vermessung	4.5
7	Abformung der Gelenkflächen vom Gipsmodell mit Silaplast	4.5
8	Anfertigung von Schnitten der Silaplastblöcke in sagittaler und transversaler Richtung	4.5
9	Scan der Gelenkflächenkonturen und Ausdruck auf Papier	4.5
10	Kreisapproximierung mithilfe einer Radienschablone	4.5
11	Messwerte	9.1
12	Statistische Auswertung	4.6

**Tabelle 4a : Tabellarische Übersicht der Arbeitsschritte**

#### **4.1. Untersuchungsmaterial**

Es standen 10 Präparate menschlicher Handgelenke, die mit einer Konservierungsflüssigkeit aus *aqua dest.*, Formalin, Glycerin, Alkohol, Thymol und Salicylat (Fanghänel und Schulz 1962) behandelt worden waren, zur Verfügung. Durch diese Konservierungsmethode wurde die Härte und Elastizität von Knorpel, Knochen und Bandstrukturen nicht wesentlich geändert.

Es handelt sich hierbei um 5 rechte und 5 linke Handgelenke. Alle Präparate entstammen dem anatomischen Institut der Universität Greifswald. Eine geschlechts- und altersspezifische Zuordnung der einzelnen Präparate war nicht mehr möglich, da die Präparate bereits abgesetzt waren.

#### **4.2. Röntgenologische Voruntersuchung**

Als erstes wurden von allen Präparaten Röntgenaufnahmen (anterior-posterior) in Abduktions-, Adduktions- und Neutralstellung angefertigt. In Kombination mit den anatomischen Präparaten wurden grobe Schätzungen über Alter und Zustand möglich. Es wurde darauf geachtet, dass die zu untersuchenden Gelenke keine schweren arthrotischen Veränderungen oder andere Atypien aufwiesen, wodurch Gelenk 1 und während der Gelenkpräparation auch Gelenk 6 von der eigentlichen Untersuchung ausgeschlossen werden mussten.

In nachfolgender Tabelle wird der röntgenologische Zustand von DRUG (distales Radioulnargelenk) und RKG (Radiokarpalgelenk) beschrieben. Angaben zum Alter der Humanpräparate fehlten.

1R	Gelenke zerstört / rheumatisch / infektiös verändert? RK, RU, UK, KM destruiert
2R	Gelenk weist Attritionsspuren auf RK, RU, UK, (KM) erhalten
3R	Gelenk weist Attritionsspuren auf RK, (RU), UK, KM erhalten
4R	Gelenk weist Attritionsspuren auf RK, RU, UK, (KM) erhalten
5L	Z. n. distaler Radiusfraktur RK, RV, UK, KM erhalten
6L	Gelenk weist starke Attritionsspuren auf, Ulnakopf atypisch RK, RU, UK, (KM) erhalten
7L	Gelenk mit vergleichsweise wenig Attritionsspuren, Ulnakopf atypisch, RK, (RU), UK, KM erhalten
8L	Gelenk weist Attritionsspuren auf RK, RU, UK, KM erhalten
9R	Gelenk weist Attritionsspuren auf RK, RU, UK, KM erhalten
10R	Gelenk weist Attritionsspuren auf, Z. n. Radiusfraktur RK, RU, UK, KM erhalten

Tabelle 4.2a : Röntgenologische Zustände der Präparate



### 4.3. Fotodokumentation der Handpräparate

Alle Präparate wurden in ihrem jeweiligen Ausgangszustand von dorsal und palmar auf Millimeterpapier fotografiert. Die Aufnahmen wurden mit einer Canon EOS 10D angefertigt, die auf einem Stativ montiert wurde und senkrecht auf das Objekt gerichtet war.

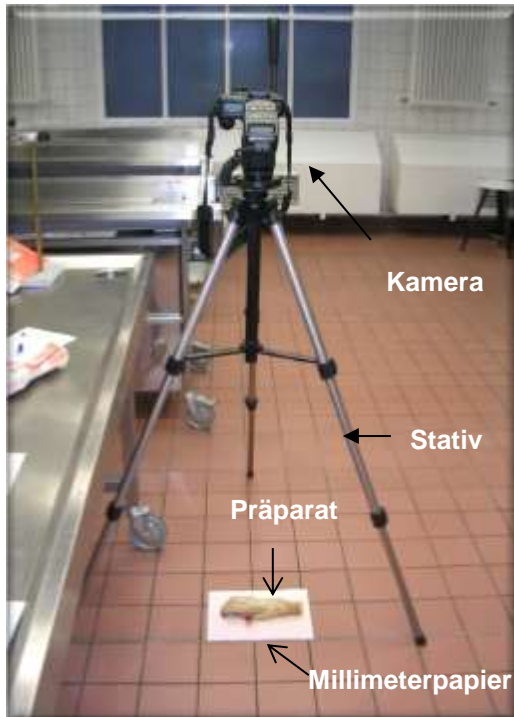


Abbildung 4.3a Fotostativ frontal

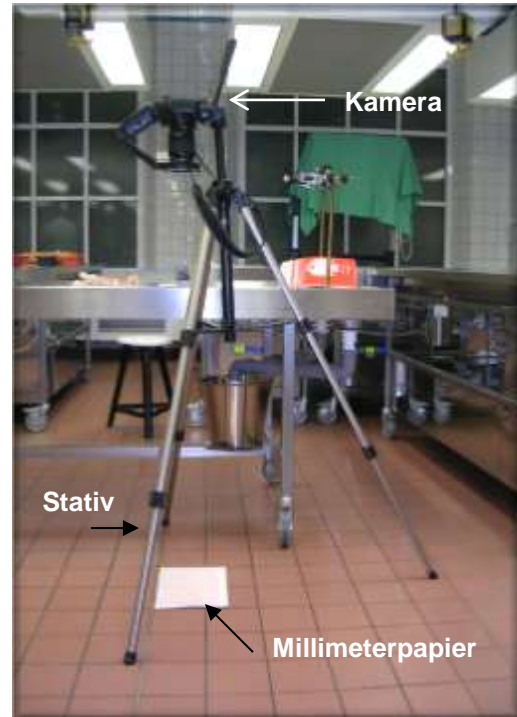


Abbildung 4.3b Fotostativ seitlich

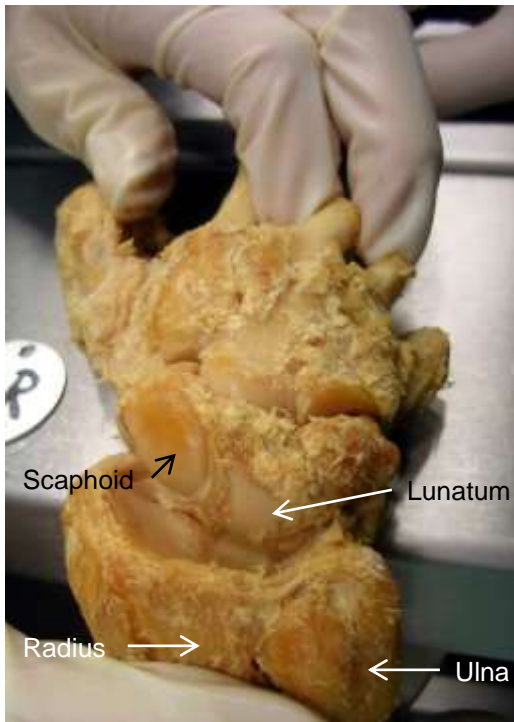
Da die Präparate schon teilweise in studentischen Anatomiekursen zur Darstellung anatomischer Strukturen verwendet worden waren, befanden sie sich auch in unterschiedlichen Ausgangszuständen, in denen sie zur Untersuchung freigegeben wurden.

1R	Kutis und Subkutis bis zu den Fingern entfernt, Sehnen der extrinsischen Handmuskulatur mit Ansätzen dargestellt
2R	Kutis und Subkutis bis zu den Fingern entfernt, Sehnen der extrinsischen Handmuskulatur mit Ansätzen dargestellt
3R	Nicht präpariert
4R	Kutis und Subkutis entfernt
5L	Kutis und Subkutis bis zu den Fingern entfernt, Sehnen der extrinsischen Handmuskulatur mit Ansätzen dargestellt
6L	Nicht präpariert
7L	Nicht präpariert
8L	Kutis und Subkutis bis zum Handgelenk entfernt
9R	Dorsal: Kutis und Subkutis bis zur Hälfte des Handrückens entfernt Palmar: Kutis und Subkutis bis zum Handgelenk entfernt
10R	Kutis und Subkutis bis zum Handgelenk entfernt

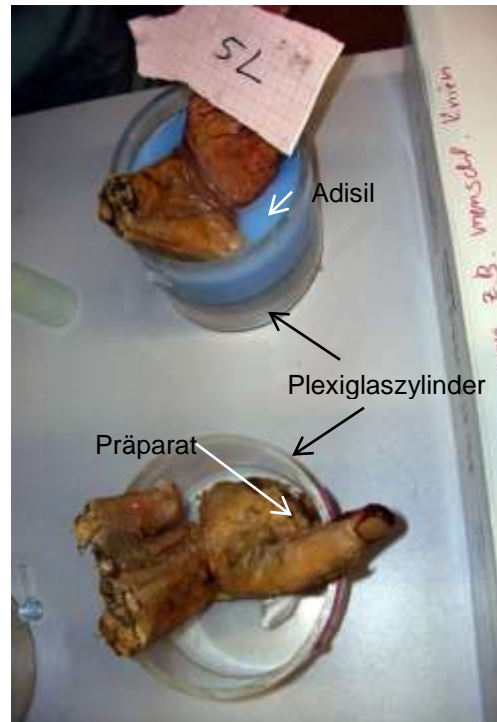
**Tabelle 4.3a : Ausgangszustände der Präparate**

#### **4.4. Präparation, Abdrucknahme und Modellherstellung**

Zunächst wurden die Gelenke 6L und 9R von dorsal von Muskeln, Sehnen und Fettgewebe unter Erhaltung der Gelenkknorpel freipräpariert. Bei allen übrigen Präparaten wurde nur die Kapsel des RKG vorsichtig von dorsal eröffnet, ohne die Gelenkflächen zu tangieren. Die so eröffneten Gelenke sind in Plexiglaszylindern positioniert und mit dentalem Präzisionssilikon (Adisil®blau, Wiedergabetreue laut Hersteller im µm-Bereich, Datenblatt siehe Anhang) aufgefüllt worden.

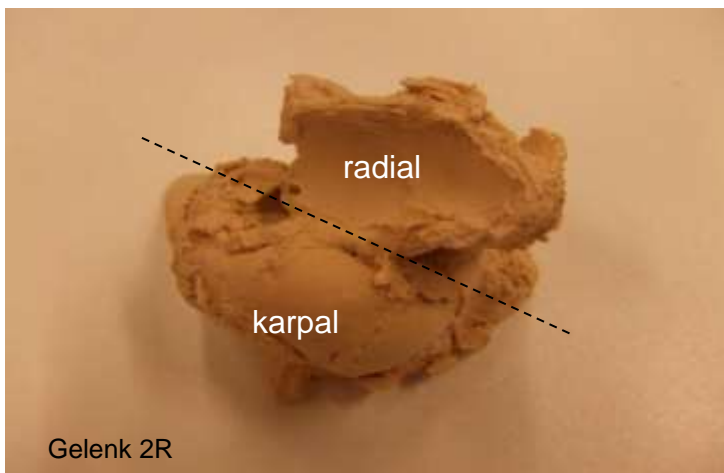


**Abbildung 4.4a**  
von dorsal eröffnetes RKG (9R)



**Abbildung 4.4b**  
Abformung im Plexiglaszylinder

Die auf diese Weise gewonnenen Negativformen wurden mit Superhartgips (Fujirock EP Type 4 Dental Stone, Datenblatt siehe Anhang) ausgegossen, so dass dimensionsgetreue Positivmodelle der Knochen mit ihren Gelenkflächen entstanden (Abb.4.4c). Die weiteren Studien wurden nur anhand der Gipsmodelle durchgeführt; das biologische Material verblieb im Anatomischen Institut Greifswald.



**Abbildung 4.4.c**  
unbearbeitetes Gipsmodell  
des Gelenkes 2R; Gelenk  
dorsal aufgeklappt

#### 4.5. Morphologische Vermessung der Gelenkoberflächen

Mit einem dünnen Bleistift wurden die Gelenkflächen auf den Modellen von Radius und Karpalknochen umrandet (Abb. 4.5a).

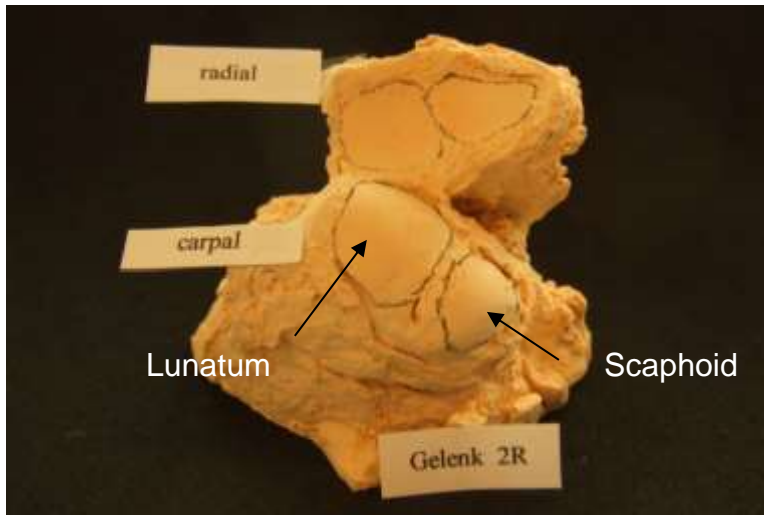


Abbildung 4.5a  
Umrandung der Gelenkflächen

Es wurden die Äquatorlinien sowohl auf den karpalen Knochen also auch auf Seite der radialen Fossae eingezeichnet (Abb. 4.5b)

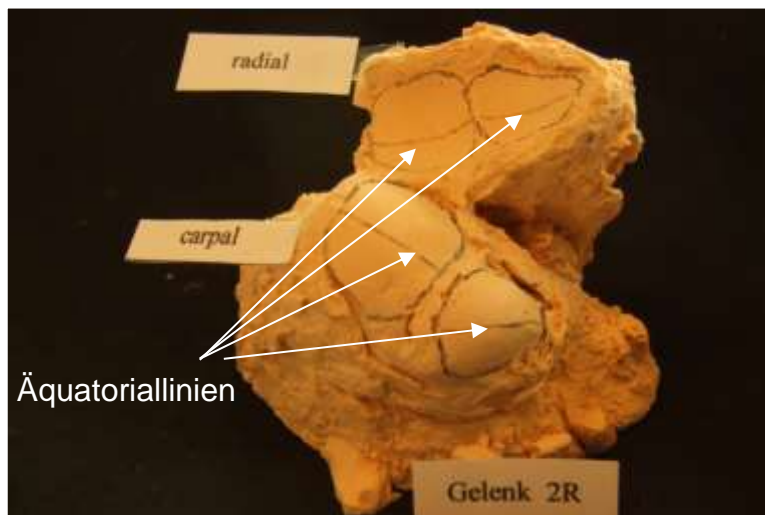
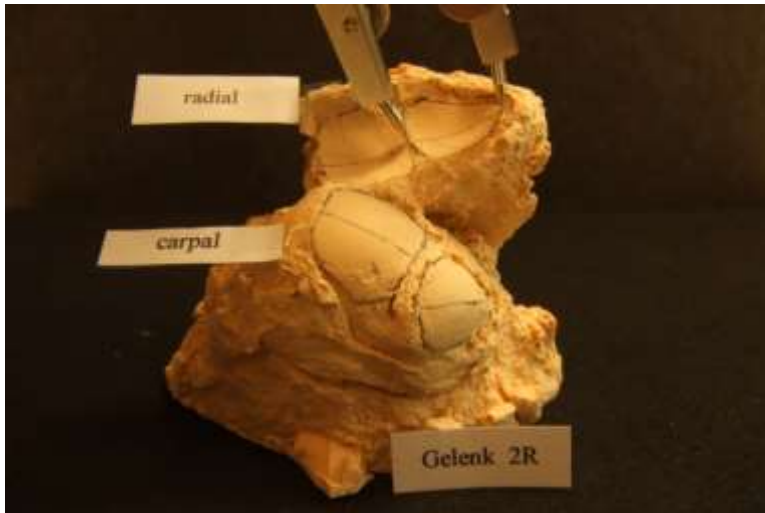


Abbildung 4.5b  
Einzeichnung der radialen und karpalen Äquatorlinien

Danach wurden mit einem Zirkel die Längen der Sehnen der Äquatorlinien auf den radialen Facies articulares carpaes vermessen (Abb. 4.5c), um entsprechend lange antagonistische Flächen auf karpaler Seite zu erhalten (4.5d) und eine morphologische Null-Stellung für das Radiokarpalgelenk in radial-ulnarer Richtung zu definieren.



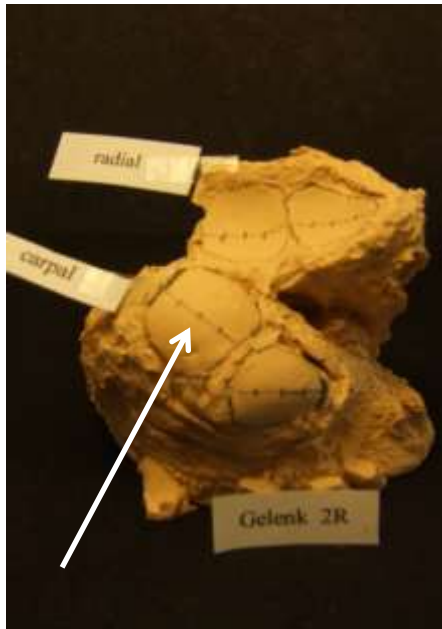
**Abbildung 4.5c**  
**Messung der radialen**  
**Äquatorlinien ...**



**Abbildung 4.5d**  
**... und Übertragung auf die**  
**antagonistischen Flächen**

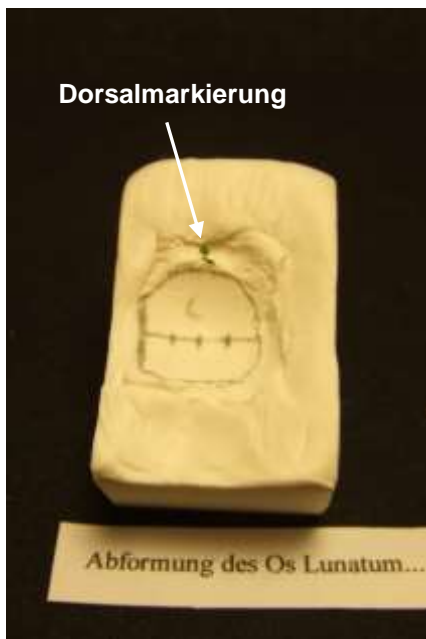
Die mit dem Zirkel abgegriffenen Längen wurden gemessen, notiert und für jede Gelenkfläche geviertelt. Man erhielt nun auf den jeweils korrespondierenden Gelenkflächen eine einheitliche Sehnenlänge und damit auch einheitliche Viertelung - die spätere Schnittdicke. Diese

Einteilungslinien wurden jetzt auf alle Gelenkflächen mit Bleistift übertragen (Abb. 4.5e).



**Abbildung 4.5e**  
**Viertelung der Längsachsen**

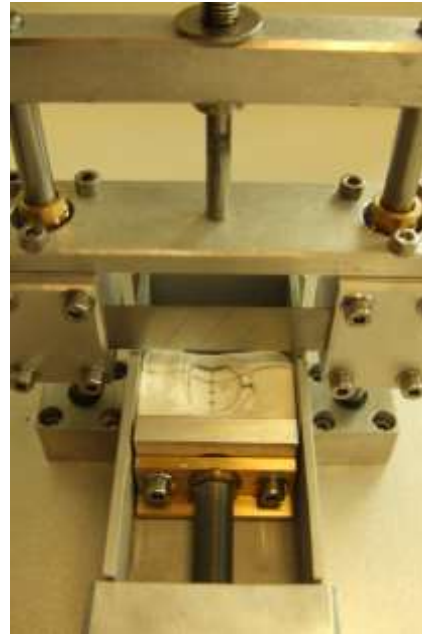
Die so vorbereiteten Gelenkflächen auf den Gipsmodellen wurden mit „Silaplast futur“ einzeln abgeformt, wobei die Bleistiftmarkierungen der Gipsmodelle auf der Abformmasse erhalten blieben. Ein Punkt markierte zur Orientierung immer die dorsale Seite der Abformung (Abb. 4.5f)



**Abbildung 4.5f**  
**Abformung mit Markierungen**  
**carpal**



**Abbildung 4.5g**  
**Abformung mit Markierungen**  
**radial**



**Abbildung 4.5h**  
**Präzisionsschneideapparat**

Jede Gelenkfläche wurde dabei zwei Mal abgeformt – einmal für die Viertelungsschnitte senkrecht zur Äquatorlinie (Sagittalschnitte) und einmal für den Transversalschnitt. Es entstanden also von jedem Handpräparat 8 Abformungen. Die Silikonnegative wurden dann in einer Präzisionsapparat (Abb. 4.5h) geschnitten und beschriftet (Abb.4.5i).

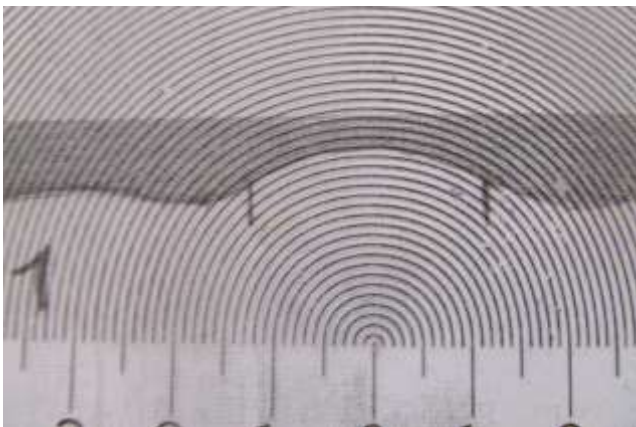


**Abbildung 4.5i**  
**Geschnittener Negativblock**

Um nun die Radien der Gelenkflächen an den Schnittstellen bestimmen zu können, wurden zunächst die vorher eingezeichneten Gelenkflächenbegrenzungen auch auf die Schnittflächen übertragen (Abb. 4.5j). In einem zweiten Schritt wurden jede Schnittfläche eingescannt und auf Papier gedruckt, um in einem dritten Schritt mithilfe einer Schablone diese Radien auf dem Papier messen zu können (Abb. 4.5k).



**Abbildung 4.5j**  
**Gelenkflächenbegrenzung**



**Abbildung 4.5k**  
**Radienbestimmung mit Schablone**

Um Messfehler zu minimieren, wurden alle Radienbestimmungen jeweils drei Mal wiederholt.



#### 4.6. Statistische Auswertung der Messwerte

Die anschließende **Varianzanalyse (ANOVA)** (Kap. 5.1) wurde mit den Daten aller vier Schnitte (drei sagittale, ein transversaler Schnitt) durchgeführt und die **Boxplots der Haupteffekte** implementiert. Sowohl die ANOVA als auch die Boxplots entstammen dem Statistik-Programmpaket „R“.

Für die detaillierte **Auswertung der paarweisen (normierten) Differenzen** (Dathe 2001) (Kap. 5.2) wurden von den Sagittalschnitten jeweils die Daten des zweiten, zentralen Schnittes (Schnitt 2) sowie die Daten des transversalen Schnittes (Schnitt L) gewählt.

Bei den Präparaten **5L** und **8L** war jeweils der Wert vom zweiten, zentralen Schnitt durch eine sehr unebene Kontur nicht exakt am Kreisbogen approximierbar – und zwar jeweils beim Schnitt („scapho-radial, r, Schnitt 2“). Hier wurde aus den sechs Werten von Schnitt 1 und Schnitt 3 jeweils der Mittelwert bestimmt und für die Statistik ausgewählt.

Bei den folgenden Präparaten konnte jeweils auch ein Wert aus o.g. Grund nicht ermittelt werden. Das betrifft

- Präparat 5L, Schnitt („scapho-radial,c,T“)
- Präparat 8L und 10R, jeweils Schnitt („luno-radial,c,T“).

## 5 Ergebnisse

### 5.1. Varianzanalyse (ANOVA)

Die multiple Varianzanalyse der Messdaten zeigt eine hochsignifikante Abhängigkeit der Krümmungsradien ebener Schnittkurven auf den Gelenkflächen von den:

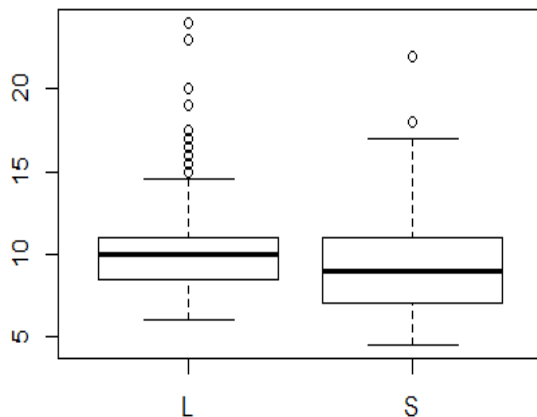
- Gelenken (Kahnbein-Radius-Gelenk bzw. Mondbein-Radius-Gelenk),
- Flächen (radiale Fläche bzw. karpale Fläche),
- Schnittebenen (3 sagittale und der transversale Schnitt):

```
summary(aov(data=rmm, value~Gelenk+Flaeche+Schnitt))
##              Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
## Gelenk         1   72.1    72.1    19.65 1.23e-05 ***
## Flaeche        1  379.9   379.9   103.49 < 2e-16 ***
## Schnitt        3 1556.5   518.8   141.34 < 2e-16 ***
## Residuals     360  1321.5
##
## Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1
' ' 1
## 18 observations deleted due to missingness
```

**Tabelle 5.1a Ergebnisse der multiplen Varianzanalyse**

Die Anova bestätigt, dass das proximale Handgelenk aus zwei Gelenken, dem Kahnbein-Radius-Gelenk und dem Mondbein-Radius-Gelenk, zusammengesetzt ist, weil beide Gelenke sich generell bezüglich der Krümmungsradien ihrer Gelenkflächen signifikant unterscheiden. Der

zugehörige Boxplot<sup>1</sup> (Abb. 5.2a) veranschaulicht die Radienverteilungen und zeigt, dass im Durchschnitt die Gelenkflächen im Kahnbein-Radius-Gelenk gegenüber dem Mondbein-Radius-Gelenk die kleineren Krümmungsradien besitzen. Dieser Radienunterschied beträgt bezüglich der Mediane etwa einen Zentimeter.



L = Luno-radiales Gelenk

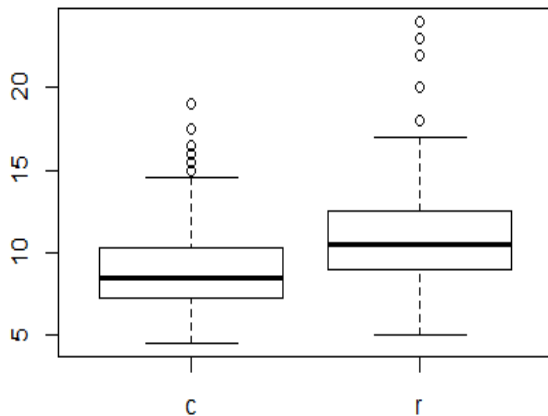
S = Scapho-radiales Gelenk

Ordinateneinheit = mm

**Abbildung 5.1a** Boxplots der Krümmungsradien in Abhängigkeit der Variablen „Gelenk“

Der hochsignifikante Haupteffekt „Fläche“ beweist, dass generell die jeweilige karpale Gelenkfläche der beiden Gelenke die kleineren Krümmungsradien besitzt (Abb. 5.1b). Damit ist eine ausgeprägte Inkongruenz der miteinander artikulierenden Gelenkflächen bewiesen. Die Mediane der beiden Verteilungen der Krümmungsradien, die sich auf beide Gelenke beziehen, lassen erkennen, dass die Krümmungsradien der radialen Gelenkflächen um etwa 3 mm größer als jene auf den karpalen Gelenkflächen.

<sup>1</sup> Jeder Boxplot veranschaulicht die Verteilung der Krümmungsradien mit Median, Quartilen, Wertebereich sowie Ausreißern.



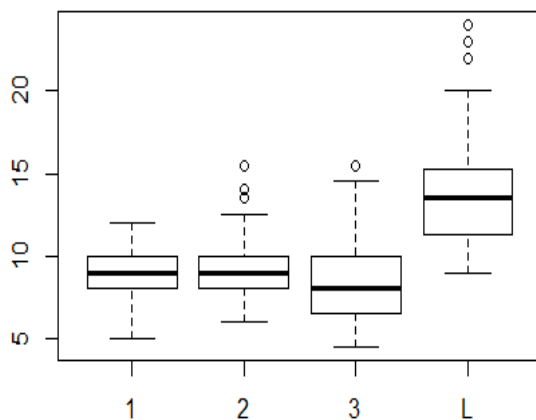
c = karpale Gelenkfläche

r = radiale Gelenkfläche

Ordinateneinheit = mm

**Abbildung 5.1b** Boxplots der Krümmungsradien in Abhängigkeit der Variablen „Fläche“

Der hochsignifikante Haupteffekt „Schnitt“ zeigt generell die Abhängigkeit der Krümmungsradien von der Schnittrichtung (Abb. 5.1c). Im Transversalschnitt sind die Krümmungsradien um etwa 5 mm größer als im Sagittalschnitt, während die Krümmungsradien der drei sagittalen Schnittkurven kaum voneinander abweichen.



1-3 = Sagittalschnitte

L = Transversalschnitt

Ordinateneinheit = mm

**Abbildung 5.1c** Boxplots der Krümmungsradien in Abhängigkeit der Variablen „Schnitt“

Um den Vergleich der Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen in beiden und zwischen beiden Gelenken detaillierter zu beschreiben, werden im Folgenden paarweise Differenzen auf ihre statistische Bedeutsamkeit untersucht. Um diese Vergleiche aussagekräftiger zu gestalten, wird das Augenmerk insbesondere auf die normierten Radiendifferenzen gelegt.

## 5.2. Auswertung paarweiser (normierter) Radiendifferenzen

Die normierten Radiendifferenzen  $\Delta$  berechnen sich wie folgt:

$$\Delta = (R_x - R_y) / (R_x + R_y) ,$$

wobei  $R_x$  und  $R_y$  den beiden zu vergleichenden Krümmungsradien entsprechen. Die zugehörigen Auswertungstabellen sind im Anhang (Kap.9.2) zu finden.

### 5.2.1. Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächenpaare in beiden Gelenken

#### 5.2.1.1. *Articulatio scapho-radialis*

a) Vergleich der Krümmungsradien in sagittaler Richtung:

Für die **radiale Gelenkfläche** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 10,1 mm, der Mittelwert bei  $\bar{r}=10,0$  mm bei einer Standardabweichung von  $\sigma=2,4$  mm.

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **scaphoidalen Gelenkfläche** beträgt 7,25 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=7,4$  mm mit der Standardabweichung  $\sigma=0,8$  mm.

Der **Mittelwert der Differenzen** beider sagittaler Krümmungsradien beträgt 2.5mm. Der Median liegt bei 2,6 mm. Der t-Test liefert  $t=3,182$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei 0,0154.

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von 0,13 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,11$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,476$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t=3,483$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei 0,0102. Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood (1946) ergibt in diesem Fall für  $n = 8$  und  $r = 0$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 1%, dass  $\Delta \leq 0$  ist.

b) Vergleich der Krümmungsradien in transversaler Richtung:

Für die **radiale Gelenkfläche** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 13,7 mm, der Mittelwert bei  $\bar{r}=14,2$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=2,8$  mm.

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **scaphoidalen Gelenkfläche** beträgt 12,2 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=12,2$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,8$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** in der *Articulatio scapho-radialis* in transversaler Schnittrichtung beträgt 2,0 mm. Der Median liegt bei 1,5 mm. Der t-Test liefert  $t=2,405$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=6$  bei 0,0529.

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\Delta^-$  ergibt sich

ein Wert von 0,07 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\Delta^-} = 0,07$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,968$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t=2,646$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=6$  bei  $p=0,0382$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 7$  und  $r = 1$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 5%, dass  $\Delta \leq 0$  ist.

*Fazit: Die karpale Gelenkfläche ist sowohl in sagittaler Richtung wie auch in transversaler Richtung stärker gekrümmt als die radiale Gelenkfläche: Die Flächenkrümmungen sind inkongruent.*

### 5.2.1.2. *Articulatio luno-radialis*

a) Vergleich der Krümmungsradien in sagittaler Richtung:

Für die **radiale Gelenkfläche** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 9,65 mm, der Mittelwert liegt bei  $\bar{r}=10,0$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,4$  mm

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **lunaren Gelenkfläche** beträgt 9,0 mm, der Mittelwert beträgt hier  $\bar{r}=9,1$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,1$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** in der *Articulatio luno-radialis* in sagittaler Schnittrichtung beträgt 0,9 mm. Der Median liegt bei 0,4 mm. Der entsprechende t-Test liefert  $t=2,828$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0255$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von 0,05 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,04$ . Der Shapiro-Wilk-Test ergibt  $p=0,013$ . Der Wilcoxon-signed rank Test (im Folgenden kurz: Wilcoxon Test genannt) ergibt  $p=0,008$ . Der entsprechende t-Test liefert  $t=3,536$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0095$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 8$  und  $r = 0$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 1%, dass  $\Delta \leq 0$  ist.

b) Vergleich der Krümmungsradien in transversaler Richtung:

Für die **radiale Gelenkfläche** beträgt der Medianwert des Krümmungsradius 14,65 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=15,0$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=3,8$  mm.

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **lunaren Gelenkfläche** beträgt 12,4 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=13,1$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=3,0$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** in der *Articulatio luno-radialis* in transversaler Schnittrichtung beträgt 2,4 mm. Der Median liegt bei 2,35 mm. Der entsprechende t-Test liefert  $t=3,094$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=5$  bei  $p=0,0270$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von 0,08 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,10$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,379$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t=1,960$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=5$  bei  $p=0,1073$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 6$  und  $r = 0$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 5%, dass  $\Delta \leq 0$  ist.

*Fazit: Die Krümmung der karpalen Gelenkfläche ist sowohl in sagittaler Richtung wie auch in transversaler Richtung stärker als die der radialen Gelenkfläche: Die Flächenkrümmungen sind inkongruent.*

## **5.2.2. Vergleich beider Gelenke bezüglich der proximalen und distalen Flächenkrümmungen**

### **5.2.2.1. Proximale (radiale) Gelenkflächen**

a) Vergleich der Krümmungsradien der radialen Fossae in sagittaler Richtung:

Für die **mit dem Kahnbein artikulierende radiale Gelenkfläche** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 10,1 mm, der Mittelwert bei  $\bar{r}=10,0$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=2,4$  mm.

Für die **mit dem Mondbein artikulierende radiale Gelenkfläche** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 9,65 mm, der Mittelwert liegt bei  $\bar{r}=10,0$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,4$  mm.



Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** beider Fossae in sagittaler Schnittrichtung beträgt 0 mm. Der Median liegt bei -0,25 mm. Der t-Test liefert  $t=0$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  somit bei  $p=1,0$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von -0,01 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,12$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,642$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t= -0,236$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,8202$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood kommt in diesem Fall für  $n = 8$  und  $r = 4$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  zu keiner Aussage.

*Fazit: Die beiden proximalen Gelenkflächen der Fossa sind bezüglich ihrer sagittalen Krümmungen nicht unterschieden.*

b) Vergleich der Krümmungsradien der radialen Fossae in transversaler Richtung:

Für die **mit dem Kahnbein artikulierende radiale Gelenkfläche** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 13,0 mm, der Mittelwert bei  $\bar{r}=13,9$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=2,7$  mm.

Für die **mit dem Mondbein artikulierende radiale Gelenkfläche** beträgt der Medianwert des Krümmungsradius 14,65 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=15,2$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=3,3$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** beider Fossae in transversaler Schnittrichtung beträgt -1,3 mm. Der Median liegt bei -1,3 mm. Der t-Test liefert  $t= -1,599$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,1539$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von -0,04 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,08$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,448$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t= -1,697$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,2003$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und

Mood kommt in diesem Fall für  $n = 8$  und  $r = 5$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  zu keiner Signifikanz.

*Fazit: Die beiden proximalen Gelenkflächen der Fossa sind auch bezüglich ihrer transversalen Krümmungen nicht unterschieden.*

#### 5.2.2.2. Distale (karpale) Gelenkflächen

a) Vergleich der Krümmungsradien von Kahn- und Mondbein in sagittaler Richtung:

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **scaphoidalen Gelenkfläche** beträgt 7,25 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=7,4$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=0,8$  mm.

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **lunaren Gelenkfläche** beträgt 9,0 mm, der Mittelwert beträgt hier  $\bar{r}=9,1$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,1$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** von Kahnbein und Mondbein in sagittaler Schnittrichtung beträgt -1,6 mm. Der Median liegt bei -1,7 mm. Der t-Test liefert  $t= -3,481$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0103$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von -0,10 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,07$ . Der Shapiro-Wilk-Test liefert  $p=0,009$ , deshalb wurde hier der Wilcoxon-Test angewandt, der  $p=0,016$  liefert. Der entsprechende t-Test liefert  $t= -4,04$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0049$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 8$  und  $r = 1$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 1%, dass  $\Delta \geq 0$  ist.

*Fazit: Der sagittale Krümmungsradius der Kahnbeingelenkfläche ist signifikant kleiner als der sagittale Krümmungsradius der Mondbeingelenkfläche.*

b) Vergleich der Krümmungsradien von Kahn- und Mondbein in transversaler Richtung:

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **scaphoidalen Gelenkfläche** beträgt 12,2 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=11,8$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,4$  mm

Der Medianwert für den Krümmungsradius der **lunaren Gelenkfläche** beträgt 13,5 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=13,7$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=2,9$  mm

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** von Kahnbein und Mondbein in transversaler Schnittrichtung beträgt -1,9 mm. Der Median liegt bei -2,5 mm. Der t-Test liefert  $t= -1,847$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=4$  bei  $p=0,1385$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von -0,07 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,08$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,389$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t= -1,957$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=4$  bei  $p=0,1220$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood kommt in diesem Fall für  $n = 5$  und  $r = 3$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  zu keiner Aussage.

*Fazit: Der transversale Krümmungsradius der Kahnbeingelenkfläche ist von dem der der Mondbeingelenkfläche nicht unterschieden.*

### 5.2.3. Form der Gelenkflächen

#### 5.2.3.1. Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen in den radialen Fossae

a) Form der „Kahnbeinfossa“:

Für die **sagittale Schnittebene** der Kahnbeinfossa liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 10,1 mm, der Mittelwert bei  $\bar{r}=10,0$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=2,4$  mm

Für die **transversale Schnittebene** der Kahnbeinfossa liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 13,0 mm, der Mittelwert bei  $\bar{r}=13,9$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=2,7$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** der Kahnbeinfossa der sagittalen und transversalen Schnittrichtung beträgt -4,0 mm. Der Median liegt bei -4,5 mm. Der t-Test liefert  $t= -4,919$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0017$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von -0,17 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,10$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,800$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t= -4,808$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0019$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 8$  und  $r = 1$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 5%, dass  $\Delta \geq 0$  ist.

b) Form der „Mondbeinfossa“:

Für die **sagittale Schnittebene** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 9,65 mm, der Mittelwert liegt bei  $\bar{r}=10,0$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,4$  mm.

Für die **transversale Schnittebene** beträgt der Medianwert des Krümmungsradius 14,65 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=15,2$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=3,3$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** der Mondbeinfossa der sagittalen und transversalen Schnittrichtung beträgt -5,2 mm. Der Median liegt bei -4,5 mm. Der t-Test liefert  $t= -4,903$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0017$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von -0,2 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,09$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,959$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t= -6,285$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=7$  bei  $p=0,0004$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 8$  und  $r = 0$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 1%, dass  $\Delta \geq 0$  ist.

*Fazit: Der Krümmungsradius der „scaphoidalen“ radialen Gelenkfläche ist in transversaler Richtung schwach signifikant größer als in sagittaler Richtung, während auf der „lunaren“ Gelenkfläche der entsprechende „transversale“ Radius hoch signifikant größer wird als der in sagittaler Richtung.*

### 5.2.3.2. Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen auf den distalen Gelenkflächen

a) Form der Gelenkfläche des Kahnbeins:

Für die **sagittale Schnittebene** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 7,3 mm, der Mittelwert liegt bei  $\bar{r}=7,6$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=0,6$  mm.

Für die **transversale Schnittebene** beträgt der Medianwert des Krümmungsradius 12,2 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=12,2$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,8$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** der sagittalen und transversalen Schnittrichtung beträgt 4,6 mm. Der Median liegt bei 5,0 mm. Der t-Test liefert  $t = 5,795$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=6$  bei  $p=0,0012$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von 0,23 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,08$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,422$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t = 7,607$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=6$  bei  $p=0,0003$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 7$  und  $r = 0$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 1%, dass  $\Delta \geq 0$  ist.

b) Form der Gelenkfläche des Mondbeins:

Für die **sagittale Schnittebene** liegt der Medianwert des Krümmungsradius bei 9,45 mm, der Mittelwert liegt bei  $\bar{r}=9,4$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=1,0$  mm.

Für die **transversale Schnittebene** beträgt der Medianwert des Krümmungsradius 12,4 mm, der Mittelwert beträgt  $\bar{r}=13,1$  mm. Die Standardabweichung beträgt  $\sigma=3,0$  mm.

Der **Mittelwert der Radiendifferenzen** der sagittalen und transversalen Schnittrichtung beträgt 3,7 mm. Der Median liegt bei 2,75 mm. Der t-Test liefert  $t = 3,940$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=5$  bei  $p=0,0110$ .

Für den **Mittelwert der normierten Radiendifferenz**  $\bar{\Delta}$  ergibt sich ein Wert von 0,15 mit einer Standardabweichung von  $\sigma_{\bar{\Delta}} = 0,07$ . Der Shapiro-Wilk-Test lehnt die Hypothese auf Normalverteilung mit  $p=0,217$  nicht ab. Der entsprechende t-Test liefert  $t = 5,249$ . Der p-Wert liegt mit  $DF(n-1)=5$  bei  $p=0,0033$ . Der statistische Vorzeichentest nach Dixon und Mood ergibt in diesem Fall für  $n = 6$  und  $r = 0$  für die normierte Radiendifferenz  $\Delta$  ein Signifikanzniveau von 1%, dass  $\Delta \geq 0$  ist.

*Fazit: Sowohl auf der Gelenkfläche des Kahnbeins als auch auf der des Mondbeins ist der Krümmungsradius in transversaler Richtung signifikant größer als in sagittaler Richtung.*

#### 5.2.4. Zusammenfassung der Ergebnisse

Kapitel	Gelenkflächen	Mittelwert ( $\sigma$ )	t-Test Dixon/Mood
5.2.1.1a	Art. scapho-radialis <i>sagittal</i>	0,13 (0,11)	p = 0,01 DM < 0,01
5.2.1.1b	Art. scapho-radialis <i>transversal</i>	0,07 (0,07)	p = 0,038 DM < 0,05
5.2.1.2a	Art. luno-radialis <i>sagittal</i>	0,05 (0,04)	p = 0,01 DM < 0,01
5.2.1.2b	Art. luno-radialis <i>transversal</i>	0,08 (0,10)	p < 0,11 DM < 0,05
5.2.2.1a	Proximale (radiale) Gelenkflächen <i>sagittal</i>	-0,01 (0,12)	p = 0,82 DM: n.s.
5.2.2.1b	Proximale (radiale) Gelenkflächen <i>transversal</i>	-0,04 (0,08)	p = 0,20 DM: n.s.
5.2.2.2a	Distale (karpale) Gelenkflächen <i>sagittal</i>	-0,1 (0,07)	p = 0,0049 DM < 0,01
5.2.2.2b	Distale (karpale) Gelenkflächen <i>transversal</i>	-0,07 (0,08)	p = 0,122 DM: n.s.
5.2.3.1a	Form der „Kahnbeinfossa“ <i>sagittal versus transversal</i>	-0,17 (0,10)	p = 0,0019 DM < 0,05
5.2.3.1b	Form der „Mondbeinfossa“ <i>sagittal versus transversal</i>	-0,20 (0,09)	p = 0,0004 DM < 0,01
5.2.3.2a	Gelenkfläche des Kahnbeins <i>transversal versus sagittal</i>	0,23 (0,08)	p = 0,0003 DM < 0,05
5.2.3.2b	Gelenkfläche des Mondbeins <i>transversal versus sagittal</i>	0,15 (0,07)	p = 0,0033 DM < 0,05

Tabelle 5.2.4a Auswertung der normierten Radiendifferenzen und Gelenkflächeninkongruenzen

Die **Kahnbein/Radius-Artikulation** (5.2.1.1a, 5.2.1.1b) hat in sagittaler Richtung den größten normierten Unterschied der Krümmungsradien. Die Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächen ist in sagittaler Richtung am größten. In transversaler Richtung ist sie jedoch kleiner, was die geringere Signifikanz des normierten Radienunterschiedes bedingt.

Die **Mondbein/Radius-Artikulation** (5.2.1.2a, 5.2.1.2b) besitzt in sagittaler Richtung einen kleinen, aber hochsignifikanten normierten Unterschied der Krümmungsradien. Transversal zeigt sich der Radienunterschied nur im Vorzeichentest nach Dixon und Mood, der keine Gaußverteilung der Messwerte verlangt, mit kleiner Signifikanz.

In beiden Fällen ist die Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächen besonders in sagittaler Richtung ausgeprägt.

Die Kahnbein/Radius-Artikulation hat im Vergleich zu der von Mondbein und Radius in sagittaler Richtung einen großen Spielraum.

Der **Vergleich der Gelenkflächen der beiden Fossae** (5.2.2.1a, 5.2.2.1b) lässt keinen Unterschied in der Flächenkrümmung erkennen.

Der **Vergleich der Gelenkfläche des Kahnbeins mit der des Mondbeins** (5.2.2.2a, 5.2.2.2b) ergibt, dass das Mondbein in sagittaler Richtung hochsignifikant den größeren Krümmungsradius besitzt, während in transversaler Richtung der größere Krümmungsradius sich nicht als signifikant erwies.

Die **Gestalten der radialen Fossa-Gelenkflächen** (5.2.3.1a, 5.2.3.1b) haben sagittal im Vergleich zu transversal die kleineren Krümmungsradien. Dabei deuten die Daten darauf hin, dass in der



Kahnbein-Artikulation die ellipsoide Gelenkfläche weniger transversal gestreckt ist als in der Mondbein-Artikulation.

Die **Gestalten der Gelenkflächen von Kahn- und Mondbein** (5.2.3.2a, 5.2.3.2b) haben sagittal im Vergleich zu transversal die kleineren Krümmungsradien. Dabei deuten die Daten darauf hin, dass in der Kahnbein-Artikulation die ellipsoide Gelenkfläche transversal gestreckter ist als in der Mondbein-Artikulation. Die Krümmungsradien beider Gelenkflächen sind sagittal hochsignifikant kleiner, als in transversaler Richtung.

## **6 Diskussion**

### **6.1. Kritische Betrachtung der Methode**

Es wurde ein aufwändiges „Abformung – Modell – Abformung“-Verfahren gewählt, um die Gelenkflächen zu untersuchen. Warum wurde kein modernes, bildgebendes Verfahren (MRT) gewählt, um die Krümmungsmorphologie der Gelenkknorpel zu untersuchen?

Durch das vorgegebene Auflösungsvermögen zum Zeitpunkt der Untersuchungen war dieses Verfahren zu ungenau, um Krümmungsradien exakt bestimmen zu können. (Nägerl, persönl. Mitteilung 2006)

#### **6.1.1. Untersuchungsmaterial**

Es standen insgesamt 10 Handpräparate für die Untersuchung des Radiokarpalgelenks am anatomischen Institut der Ernst-Moritz-Arndt Universität zu Greifswald zur Verfügung, wovon zwei Präparate aufgrund pathologischer Veränderungen aus der Untersuchung entfernt werden mussten; es blieben acht Gelenke für die Untersuchungen. Alle Präparate wurden post mortem in einer Formalin-Alkohol-Lösung mit Zusätzen von Glycerin, Thymol und Salicylsäure (Fanghänel, persönl. Mitteilung 2005) behandelt, die insbesondere die knöchernen Strukturen und die Elastizität des Knorpels nicht wesentlich verändern (s. Kapitel. 4.1.1).

#### **6.1.2. Präzision der Abformung**

Als Abformmaterial für die Gelenkoberflächen kam ein in der Zahnmedizin zur Dublierung verwendetes A-Silikon (Adisil® blau) zum Einsatz.

Diese Abformungen wurden mit Fuji-Rock, einem Klasse IV Superhartgips mit sehr geringer Expansion ausgegossen.

Die erneute Abformung der Gelenkflächen am Gipsmodell zur Herstellung von schneidbaren Blöcken erfolgte schliesslich mit Silaplast futur, einem K-Silikon für die Präzisionsabformung in der Zahnmedizin.

Eine minimale Ungenauigkeit beim Abform-Modell-Abform-Prozess ist sicherlich gegeben durch die Nutzung hochpräziser Materialien wie Adisil blau (hohe Wiedergabetreue im 1/1000 mm-Bereich) und FujiRock EP (Abbindeexpansion nach 2 h 0,08%) dürfte sie jedoch unterhalb des Messfehlers liegen und damit keine Relevanz haben.

### **6.1.3. Schneiden der Silaplastblöcke**

Die Wissenschaftlichen Werkstätten der Universitätsmedizin Göttingen stellten eine für die Bedürfnisse dieser Arbeit ausgerichtete Präzisionsschneidmaschine her (Abb.4.1.5h). Mithilfe dieser Apparatur war es möglich, eine Rasiermesser Klinge präzise an gewünschter Stelle durch den im Gerät fixierten Silaplastblock zu führen. Dabei waren die Scheiben der Silaplastblöcke von ausreichender Dicke, so dass eine denkbare elastische Verformung des Silikons keine Rolle spielte und damit zum Verschnitt kommen konnte.

### **6.1.4. Scannen, Bearbeiten und Drucken**

Die Silikonnegative wurden jetzt mit einem Medion 2400dpi Scanner zunächst im Maßstab 1:1 digitalisiert, später mit Photoshop 7 auf 200% skaliert, um die Messgenauigkeit zu erhöhen und schließlich mit einem HP Deskjet 710c auf Papier gedruckt, um im nächsten Arbeitsschritt die Kreisapproximierung durchführen zu können.

Um die Dimensionstreue beim Scan- und Druckprozeß zu verifizieren, wurden zum einen die Silikonscheiben auf ihrem jeweiligen Ausdruck zur Deckung gebracht und die Übereinstimmung visuell verifiziert, zum zweiten konnte die Dimensionstreue rechnerisch nachgewiesen werden.

### **6.1.5. Kreisapproximierung mithilfe der Radienschablone**

Es wurde nun jede so erhaltene Schnittfläche 3mal unter Zuhilfenahme einer Radienschablone am Kreis approximiert, um eine bei diesem Verfahren sicherlich gegebene Messungenauigkeit zu minimieren. Zusätzlich wurden diese Messungen von 2 verschiedenen Personen durchgeführt. Die so erhaltenen Krümmungsradien wurden schließlich auf den Maßstab 1:1 rückgerechnet und in der Messwertetabelle (Kapitel 9.1) notiert.

Die Verwendung von Radienschablonen stellt ein bewährtes Verfahren zur Approximierung von Gelenkflächen an der Kreisform dar. Es wurde seit Schelper (1998) in unserer AG Biomechanik ebenfalls von Stempel (2004) und Jähmig (2007) verwendet.

## **6.2. Bewertung der Messergebnisse**

Zur Vermessung standen nach der Voruntersuchung 8 Handgelenkpräparate und somit 16 Gelenkpaare zur Verfügung. Die Anzahl der möglichen Messungen war dadurch begrenzt.

Bei der Messung der Krümmungsradien der Gelenke 5L, 7L, 8L und 10R konnten einzelne Schnitte nicht am Kreisbogen approximiert werden, da die Gelenkkontur sich zu flach darstellte oder durch morphologische Unregelmäßigkeiten eine solche Messung nicht zuließ. Wie bereits in Kapitel 4.1.6 erläutert, wurde für die detaillierte Auswertung der paarweisen (normierten) Differenzen (Kap. 5.2) von den Sagittalschnitten jeweils die Daten des zweiten, zentralen Schnittes (Schnitt 2) sowie die Daten des transversalen Schnittes (Schnitt L) gewählt.

Bei den Präparaten **5L** und **8L** war jeweils der Wert vom zweiten, zentralen Schnitt durch eine sehr unebene Kontur nicht exakt am Kreisbogen approximierbar – und zwar jeweils beim Schnitt „scapho-radial, r, Schnitt 2“. Hier wurde aus den sechs Werten von Schnitt 1 und Schnitt 3 jeweils der Mittelwert bestimmt und für die Statistik ausgewählt.

Bei den folgenden Präparaten konnte jeweils auch ein Wert aus o.g. Grund nicht ermittelt werden. Das betrifft

- Präparat 5L, Schnitt („scapho-radial,c,T“)
- Präparat 8L und 10R, jeweils Schnitt („luno-radial,c,T“).

Durch die statistische Auswertung der Messergebnisse konnten aber signifikante Unterschiede in der Krümmungsmorphologie des scapho-radialen und luno-radialen Gelenkkompartiments ermittelt werden.

### 6.3. Vergleich der Ergebnisse mit Angaben in der Literatur

In der Literatur der letzten 100 Jahre wurden die Radiokarpalgelenke durch verschiedene Autoren wie folgt klassifiziert (Tabelle 6.3a):

#	Autor	Jahr	Bezeichnung
1	Strasser	1917	eischalenförmig
2	Waldeyer	1967	ellipsoidisch
3	Koebke	1983	ellipsoidisch
4	Drenckhahn und Zenker	1994	eiförmig

**Tabelle 6.3a Klassifizierung des Radiokarpalgelenks in der Literatur**

„Diese Einteilung hat jedoch zur Voraussetzung, dass die artikulierenden Flächen praktisch kongruent sind und dass die Rotationsachsen bzw. Mittelpunkte der artikulierenden Flächen übereinstimmen.“ (Nägerl 1990, S.2)

Des Weiteren wird in bisheriger Literatur von **einem** radio-karpalen Gelenk ausgegangen. Nach dieser klassischen Betrachtungsweise soll unser Gelenk 2 DOFs (Abbildung 3.1b) besitzen.

Die übliche strukturell ungeprüfte und geglaubte Annahme ist mit den vorgestellten Rechnungen widerlegt: das „Handgelenk“ setzt sich aus einem Kahnbein-Radius- und einem Mondbein-Radius-Gelenk mit jeweils 5 Freiheitsgraden zusammen.

#### 6.4. Diskussion der Arbeitshypothesen

Verifizierte Hypothese 1:

Die *Articulatio radiocarpea* besteht aus zwei getrennt voneinander arbeitenden Diarthrosen: Der *Articulatio scapho-radialis* und der *Articulatio luno-radialis*.

Durch die durchgeführte multiple Varianzanalyse (ANOVA) konnte eindeutig belegt werden, dass das proximale Handgelenk aus 2 Diarthrosen zusammengesetzt ist: dem Kahnbein-Radius-Gelenk und dem Mondbein-Radius-Gelenk.

Verifizierte Hypothese 2:

Der Krümmungsradius der radialen Gelenkpfannen ist in transversaler und sagittaler Richtung größer als der der Gelenkköpfchen von Kahn- und Mondbein.

Die Hypothese kann eindeutig sowohl durch die ANOVA (Kap. 5.1) als auch durch die Bildung paarweiser (normierter) Differenzen (Kap. 5.2) bestätigt werden (Tabelle 5.2.4a): In beiden Fällen ist die Krümmungskongruenz der Gelenkflächen besonders in sagittaler Richtung ausgeprägt.

Verifizierte Hypothese 3:

Aufgrund der Krümmungsmorphologie entstehen **zwei Gelenke** mit **fünf Freiheitsgraden** zwischen den Gelenkflächen der *Articulatio radiocarpea*.

Die Gelenke besitzen je einen Punktkontakt zwischen den artikulierenden Flächen.

Durch die statistische Auswertung der Messergebnisse wurde die Inkongruenz der miteinander artikulierenden Gelenkflächen in den Radiokarpalgelenken bestätigt.

Wie in Kapitel 3 beschrieben, erhöht sich die Anzahl der Freiheitsgrade durch Inkongruenz der Gelenkflächen. Das Modell der dimeren Kette beschreibt dabei die unter Kraftschluss (also in Funktion) möglichen Bewegungen der beiden nicht-identischen Rotationsachsen M1 und M2 im festen Abstand R umeinander (Abbildung 3.3.1.1a). Hierdurch entsteht je ein Gelenk mit **5 DOFs**, wie es in einem überschlagenen Kugelgelenk der Fall ist. Hier allerdings unterscheiden sich die Krümmungsradien der Gelenkflächen in transversaler und sagittaler Richtung. Die Gelenkflächen sind keine Kugelflächen (Tabelle 5.3.13a).

Unter Einwirkung einer orthograd auf den Gelenkflächen stehenden Kraft verläuft ihr Vektor durch beide Rotationsachsen entlang der dimeren Kette (MB,MC) (Abbildung 6.3a, Teilabbildung a)

Bei Scherkrafteinwirkung stabilisiert sich jedes Gelenk selbst, im Sinne eines muskulär stabilisierten labilen Gleichgewichtes. Die Rotationsachse MB erfährt ein Drehmoment und rotiert im festen Abstand (MB,MC) um MC (Abbildung 6.3a, Teilabbildung b), bis der Kraftvektor wiederum durch die „Pleuelstange“ (MB,MC), also entlang der dimeren Kette läuft (Abbildung 6.3a, Teilabbildung c) (Nägerl 1990).

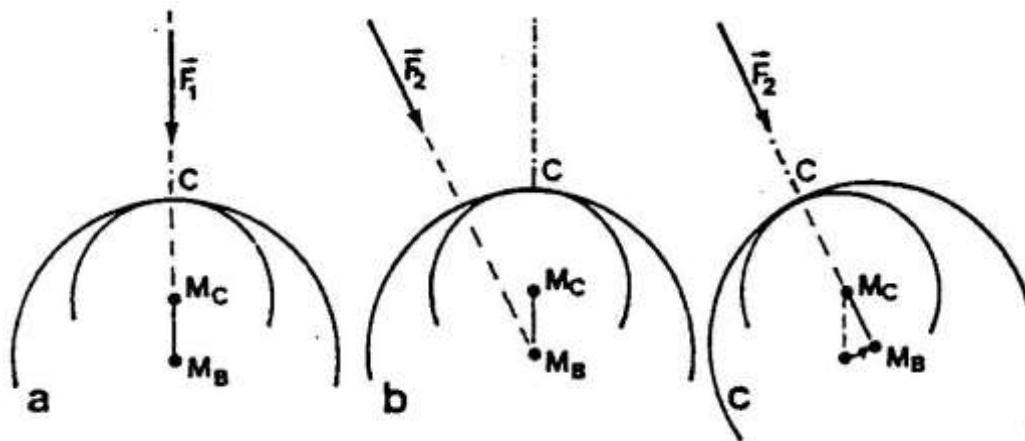


Abbildung 6.4a Drehung des Kontaktpunktes in die Kraftwirkungslinie

(aus Nägerl 1990, S.21)

Die Klassifizierung des Radiokarpalgelenks (Tabelle 6.3a), wie es durch Strasser (1917), Waldeyer (1967), Koebke (1983) und Drenckhahn und Zencker (1994) erfolgte, ist somit als nicht zutreffend einzustufen.

Zatsiorsky klassifiziert Gelenke allgemein in der Tradition der mechanischen, kongruenten Modelle. Obwohl er eingangs explizit nicht-ortsfeste Rotationsachsen und Translationsmöglichkeiten in den Gelenken fordert (Zatsiorsky 1998).

#### Verifizierte Hypothese 4:

Die Inkongruenz von Gelenkflächen in Diarthrosen ist als physiologisch anzusehen und ist Voraussetzung für Lubrikation und Nutrition des Knorpels menschlicher Gelenke.

Wie bereits in Kapitel 3.3.1.1 angedeutet, kann eine nahezu punktförmige und damit physiologische Belastung der artikulierenden Gelenkflächen sowie eine kontinuierliche und ausreichende Lubrikation des Gelenkspaltes mit Synovia nur unter der Voraussetzung der Inkongruenz der Gelenkflächen erreicht werden. In der Summe ergibt sich aus der Rotation des Mittelpunktes der Konvexität  $M_1$  um den Mittelpunkt der



Konkavität M2 (Bewegung 1) sowie der Drehung der Konvexität um ihren eigenen Mittelpunkt M1 (Bewegung 2) eine **Gesamtbewegung** (Abbildung 3.3.1.1a), die die mechanische und osmotische Verteilung der Synovia eben auch unter Kraftschluss ermöglicht.

Diese Bewegung im Gelenk erzeugt eine Kontaktpunktwanderung, durch die eine gleichmäßige Schmierung im Gelenkspalt erst ermöglicht wird (Stempel 2004).

Bullough (1981) schreibt im gleichen Sinn, dass das lebenslange remodelling im Gelenkknorpel dazu dient, die physiologisch notwendige Inkongruenz aufrechtzuerhalten, um die

- Ernährung des Knorpels durch ein ausreichendes Volumen im Gelenkspalt zu gewährleisten und
- Abnutzungserscheinungen durch zu große Kontaktbereiche und Reibungskräften entgegenzuwirken.

Dazu eine beispielhafte Rechnung des maximalen Rotationswinkels und der Strecke der Kontaktpunktwanderung mit **Präparat 3R, Scaphoid, radial, Schnitt 2 sagittal:**

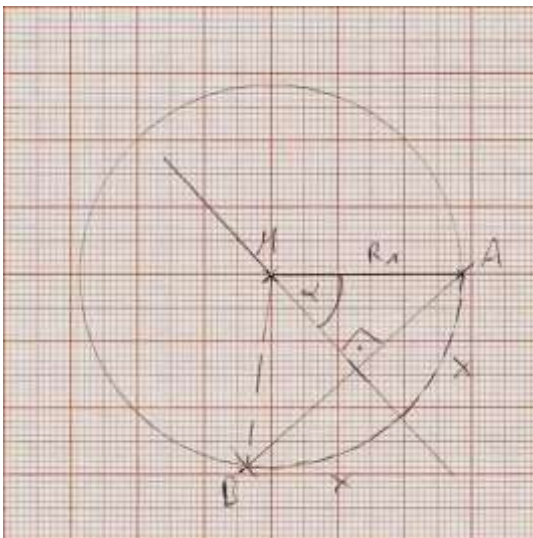


Abbildung 6.4b

Maximaler Rotationswinkel ( $2\alpha$ ) sowie Strecke der maximalen sagittalen Kontaktpunktwanderung ( $2x$ ).

Gelenk 3R, Scaphoid, radial, Schnitt2.

(200% Skalierung auf mm-Papier)

### 1. Berechnung des maximalen Rotationswinkels (rw) um M (2α)

Aus Tabelle 9.1 ergibt sich aus den Mittelwerten für den Krümmungsradius  $R_1$  von Gelenk 3R, Scaphoid, radial, Schnitt 2:

$$R_1 = 1,4\overline{33} \text{ mm}$$

Mit dem gemessenen Abstand  $\overline{AB}$  der beiden Gelenkflächenbegrenzungspunkte A und B:  $\overline{AB} = 1,075 \text{ mm}$  folgt (siehe Abbildung 6.4a):

$$\sin \alpha = \frac{\overline{AB}}{2} / R_1 = \frac{0,5375 \text{ cm}}{1,4\overline{33} \text{ cm}} = 0,375$$

$$\alpha = \sin^{-1}(0,375)$$

$$\alpha = \underline{22,02^\circ}$$

$$\underline{\underline{rw = 2\alpha = 44,05^\circ}}$$

### 2. Berechnung der Strecke der maximalen sagittalen

#### Kontaktpunktwanderung auf dem Kreisbogen um M

Für die Bogenlänge  $x$  ergibt sich aus der Beziehung  $x = \alpha \cdot R_1$ :

$$x = \sin^{-1}(0,375) \cdot 1,4\overline{33} \text{ cm}$$

$$x = \underline{0,55 \text{ cm}}$$

$$\underline{\underline{2x = 1,10 \text{ cm}}}$$

**3. Berechnung der Winkelsummen beider Rotationswinkel ( $rw_{\text{rad}} + rw_{\text{carp}}$ ) der paarweisen Gelenkflächen der dieser Arbeit zugrundeliegenden Präparate und Schnitte nach dem unter 1. genannten Rechenweg**

Gelenk	Präparat	Schnitt	Winkelsumme	Gelenk	Präparat	Schnitt	Winkelsumme
			(Grad) ( $rw_{rad}+rw_{carp}$ )				(Grad) ( $rw_{rad}+rw_{carp}$ )
Sca-Rad	2R	1	168,1	Lun-Rad	2R	1	190,3
		2	172,0			2	194,8
		3	181,6			3	193,8
		T	128,6			T	nb
	3R	1	156,1		3R	1	219,7
		2	nb			2	208,6
		3	174,0			3	nb
		T	121,0			T	87,0
	4R	1	177,2		4R	1	166,5
		2	160,2			2	184,6
		3	153,1			3	171,5
		T	123,6			T	118,1
	5L	1	192,3		5L	1	203,8
		2	nb			2	216,7
		3	nb			3	200,8
		T	nb			T	157,3
	7L	1	192,5		7L	1	nb
		2	198,3			2	176,0
		3	nb			3	183,6
		T	150,2			T	112,0
	8L	1	156,2		8L	1	177,9
		2	nb			2	256,1
		3	198,5			3	193,2
		T	131,5			T	nb
9R	1	190,2	9R	1	154,1		
	2	177,7		2	145,5		
	3	177,8		3	148,5		
	T	164,5		T	101,9		

Bezieht man sich jetzt auf die von Drenckhahn und Zencker beschriebenen maximalen Winkel für Extensions- und Flexionsbewegungen aus der Neutral-Null-Stellung (Kap.2.1.5.1, jeweils aktiv bis  $\pm 60^\circ$ ) - also einer Winkelsumme von maximal  $120^\circ$  - so kann man hier zumindest eine Diskrepanz zwischen eben genannter Literatur und der vorliegenden Berechnung feststellen.

## **7 Zusammenfassung und Ausblick**

### **7.1. Zusammenfassung**

Thema dieser Arbeit war die Analyse des Radiokarpalgelenks im Hinblick auf funktionelle Konsequenzen aus den morphologischen Gegebenheiten.

Nach der Literaturdurchsicht war ein Konsens in der Einteilung des Radiokarpalgelenks zu ellipsoiden oder Eigel Gelenken bei den verschiedenen Autoren zu erkennen. Die Darstellung der Zusammenhänge zwischen Oberflächenmorphologie und Funktion zeigten sich ambivalent: In der allgemeinen Gelenktheorie beschrieben die Autoren die Eigenschaften des o.g. technischen Gelenktyps. In der Darstellung praktisch durchgeführter Untersuchungen wurden jedoch tatsächlich gemessene Bewegungsmuster beschrieben, die teils konträr zur Theorie stehen.

Die Arbeiten von Nägerl (1990), Kubein-Meesenburg et al. (1990,1991 a,b) und Nägerl et al. (1991) zugrunde legend, in denen die Inkongruenz von Gelenkoberflächen für das stomatognathe System, das Kniegelenk und das Hüftgelenk untersucht und bewiesen worden sind, wurden spezielle Arbeitshypothesen für das Radiokarpalgelenk aufgestellt.

Schelper untersuchte bereits das Humeroulnar- und das Humeroradialgelenk (Schelper 1998), Stempel das proximale Radioulnargelenk (Stempel 2004) und Jähmig das distale Radioulnargelenk (Jähmig 2007) auf diese Hypothesen.

Um die Gelenkoberflächen der Radiokarpalgelenke untersuchen zu können, wurden von 8 humanen Präparaten Abformungen genommen, mit Gips zu Positivmodellen ausgegossen und schließlich in schneidbare Silikonnegativformen überführt. Diese wurden mehrmals in sagittaler und transversaler Richtung geschnitten, gescannt und die so erhaltenen Profilkonturen an Kreisbögen approximiert.

Das Ergebnis der statistischen Auswertung zeigt einen signifikanten Unterschied in den normierten Mittelwerten der Radiendifferenzen der *Articulatio scapho-radialis* sowie bei der *Articulatio luno-radialis*.

Beide Gelenke zeigen für sich betrachtet eine deutliche Inkongruenz ihrer Gelenkflächen, wobei die Inkongruenz des Kahnbein-Radius-Gelenks wesentlich stärker ausgeprägt ist als die des Mondbein-Radius-Gelenks.

Diese Beobachtung geht mit der Beschreibung der großen Kahnbeinbeweglichkeit im Röntgenbild von Sennwald einher, wobei das Kahnbein sich bei radialer Adduktion „[...] vertikal einstellt, seine Achse steht senkrecht zur Längsachse des Radius“ (Sennwald 1987, S.37). Bei ulnarer Abduktion „[...] gewinnt das Scaphoid ein längliches Aussehen; seine große Längsachse stellt sich parallel zu derjenigen des Radius ein[...]“. (Sennwald 1987, S.35)

Aufgrund der hier bewiesenen Inkongruenzen kann „das Radiokarpalgelenk“ als zwei überschlagene Kugelgelenke mit zusammen 10 DOFs eingeordnet werden.

Die Funktionsweise solcher Gelenke wurde erläutert und in kritischer Betrachtung zur vorhandenen Literatur diskutiert. Es konnte ebenfalls gezeigt werden, dass vorhandene Inkongruenzen nicht durch *Disci* und *Menisci* ausgeglichen werden (können), sondern im Gegenteil ein prinzipielles Strukturmerkmal von Diarthrosen darstellen, ohne das eine physiologische *synoviale* Schmierung und eine nahezu punktförmige Kraftübertragung nicht möglich wären. Ebenfalls wäre die Kinematik nicht ausreichend genau beschrieben.

## **7.2. Ausblick**

Thema dieser Arbeit war die Ableitung der Funktion des Radiokarpalgelenks aus seinen anatomischen Gegebenheiten.

Führt man den Gedanken dieser und der Arbeiten von Nägerl, Kubein-Meesenburg, Fanghänel (1990,1991a,1991b) und Meesenburg (2008) fort, so wäre in zukünftigen Arbeiten über Krümmungsmorphologie und Funktion des Mondbein-Kahnbein-Gelenkes oder über die Verbindungen der proximalen mit der distalen Reihe der Handwurzelknochen zu berichten, bis hin zur kompletten biomechanischen Erschließung des Handgewölbes, um den sehr komplexen Mechanismus der Hand noch genauer darstellen und bestehende Stabilitätskonzepte um das Bild des Getriebekomplexes erweitern zu können. Das Zusammenspiel aller anatomischen Strukturen der Hand unter Lastaufnahme ist bereits durch Meesenburg (2008) untersucht worden.

Zielsetzung dieser Untersuchung ist es, der Handchirurgie und Endoprothetik eine Anregung für neue Behandlungskonzepte zu sein.

## 8 Literaturverzeichnis

Bötsch K: Funktionelle Anatomie des Gelenkknorpels. Vet.-Med. Diss. München 2007

Boschetti F, Pennati G, Gervaso F, Peretti GM, Dubini G (2004): Biomechanical properties of human articular cartilage under compressive loads. *Biorheology* 41, 159-166

Braune W, Fischer O: Untersuchungen über die Gelenke des menschlichen Armes. 2.Theil: Das Handgelenk. Abhandlungen der mathematisch-physischen Classe der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften XIV. Hirzel, Leipzig 1887

Bullough PG (1981): The Geometry of Diarthrodial Joints, its Physiologic Maintenance, and the Possible Significance of Age-Related Changes in Geometry-to-Load Distribution and the Development of Osteoarthritis. *Clin Orthop* 156, 61-66

Dathe H: Der elastisch aufgehängte starre Körper. Mathemat.-Naturwiss. Diss. Göttingen 2001

Dixon WJ, Mood AM (1946): The statistical sign test. *J Am Stat Assoc* 41(236), 557-566

Drenckhahn D, Zenker W (Hrsg.): Benninghoff – Anatomie. Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen. Band 1: Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungsbiologie, Bewegungsapparat,

Herz-Kreislaufsystem, Immunsystem, Atem- und Verdauungsapparat. 15. völlig neu bearbeitete Auflage; Urban und Schwarzenberg, München 1994

Fanghänel J, Schulz F (1962): Mitteilung über eine Konservierungsflüssigkeit für anatomisches Präpariermaterial. Z Med Labortech 3, 329-332

Fick R: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln. Erster Teil: Anatomie der Gelenke. (Handbuch der Anatomie des Menschen in acht Bänden), Fischer Verlag, Jena 1904

Fischer O (1904): Physiologische Mechanik. Encyklopädie der mathematischen Wissenschaften mit Einschluss ihrer Anwendungsgebiete. Band 4; Teil 2. Teubner, Leipzig 1898-1935

Grundmann J: Histomorphologie des Discus articularis des distalen Radioulnargelenkes. Med. Diss. Hannover 1993

Jähmig J: Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen im distalen Radioulnargelenk und funktionelle Konsequenzen. Med. Diss. Göttingen 2007

<https://opac.sub.uni-goettingen.de/DB=1/LNG=DU/CMD?ACT=SRCHA&IKT=1016&SRT=YOP&TRM=j%C3%A4hnig%20janine%20diss>

Kauer JMG (1975): The articular disc of the hand. Acta Anat 93, 590-605



Koebke J (1983): A Biomechanical and Morphological Analysis of Human Hand Joints. *Adv Anat Embryol Cell Biol* 80, 1-85

Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Fanghänel J (1990): Elements of a general theory of joints. 1. Basic kinematic and static function of diarthrosis. *Anat Anz* 170, 301-308

Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Fanghänel J (1991a): Elements of a general theory of joints. 4. Coupled joints as simple gear systems. *Anat Anz* 172, 309-321

Kubein-Meesenburg D, Nägerl H, Fanghänel J (1991b): Elements of a general theory of joints. 5. Basic mechanics of the knee. *Anat Anz* 173, 131-142

Kummer B, Koebke J (1998): Welchen Wert haben biomechanische Erkenntnisse für die Chirurgie der Hand? *Handchir Mikrochir Plast Chir* 30, 212-218

Lewis O, Hamshere R, Bucknill T (1970): The anatomy of the wrist joint. *J Anat* 1970, 106(3), 539-552

Malinin T, Ouellette EA (2000): Articular cartilage nutrition is mediated by subchondral bone: a long-term autograft study in baboons. *Osteoarthritis Cartilage* 8(6), 483-491

Mauck RL, Wang CCB, Oswald ES, Ateshian GA, Hung CT (2003): The role of cell seeding density and nutrient supply for articular cartilage tissue

engineering with deformational loading. *Osteoarthritis Cartilage* 11, 879-890

Meesenburg LK: Zur Biomechanik der Hand – eine theoretische Studie. Med. Diss. Greifswald 2008

Nägerl H: Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Med.Habil.-Schr. Göttingen 1990

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Mieke B, Fanghänel J (2002): The sensory apparatus for perception in the tibiofemoral joint and outlines of a functional knee endoprosthesis. *Acta Bioeng Biomech* 4(1), 319-320

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Fanghänel J, Thieme KM, Klamt B, Schwestka-Polly R (1991): Elements of a general theory of joints. 6. General kinematical structure of mandibular movements. *Anat Anz* 173, 249-264

Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Cotta H, Fanghänel J, Kirsch S (1993): Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Teil 2: Die Articulatio humeri als dimeres Kugelgelenk. *Z. Orthop.* 131,293-301

Schelper I: Über die Morphologie und Funktion der Articulationes Humeroradialis und Humeroulnaris. Med. Diss. Göttingen 1998

Schmidt HM (1998): Chirurgische Anatomie des distalen Radioulnargelenkes und des ulnokarpalen Gelenkkompartimentes. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 30, 346-350

Schmidt HM (2004): Die Anatomie des ulnocarpalen Komplexes. Orthopäde 6, 628-637

Schmidt HM, Lanz U: Chirurgische Anatomie der Hand. Hippokrates, Stuttgart 1992

Sennwald G: Das Handgelenk. Springer-Verlag, Berlin 1987

Spinner M, Kaplan EB (1970): Extensor carpi ulnaris. Its relationship to stability of the distal radio ulnar joint. Clin Orthop 68, 124-129

Putz R, Papst R unter Mitarb. von Putz R (Hrsg.): Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1: Kopf, Hals, obere Extremität. 21. neu bearbeitete Auflage; Urban und Fischer, München - Jena 2000

Strasser H: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik. IV. Band. Spezieller Teil. Die obere Extremität. Springer-Verlag, Berlin 1917

Stempel F: Biomechanische Untersuchungen des Radioulnargelenks. Med. Diss. Göttingen 2004

Waldeyer A: Anatomie des Menschen. Zweiter Teil. 4.+5. überarbeitete Auflage; De Gruyter, Berlin 1967

Windisch G, Weiglein A, Grechenig W, Peicha G (2001): Anatomie des distalen radioulnaren Gelenkes (DRUG) und des ulnocarpalen Komplexes. J Trauma, E-Supplement 1/2001

Zatsiorsky VM: Kinematics of Human Motion. Human Kinetics, Champaign 1998

Ziegler PV: Über die radioulnare Differenz. Med. Diss. Ulm 1999

## 9 Anhang

### 9.1. Messwerte

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
2R	scapho-radial	r	1	10,5	9	9
2R	scapho-radial	r	2	10	10	10
2R	scapho-radial	r	3	9,5	10	11
	scapho-radial	r	T	12,5	11	12,5
2R	scapho-radial	c	1	8,5	8	8
2R	scapho-radial	c	2	7,5	8	8,5
2R	scapho-radial	c	3	6	6,5	6
2R	scapho-radial	c	T	12,5	12,5	14
2R	luno-radial	r	1	10	10	10
2R	luno-radial	r	2	10	10	10
2R	luno-radial	r	3	9,5	9,5	9,5
2R	luno-radial	r	T	17	15,5	17
2R	luno-radial	c	1	9,5	9	9
2R	luno-radial	c	2	10	10	9
2R	luno-radial	c	3	9,5	9,5	9,5
2R	luno-radial	c	T	15,5	16	15

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
3R	scapho-radial	r	1	11	10,5	12
3R	scapho-radial	r	2	15,5	14	13,5
3R	scapho-radial	r	3	15,5	13	14,5
3R	scapho-radial	r	T	22	18	17
3R	scapho-radial	c	1	9	9	7,5
3R	scapho-radial	c	2	8	7	9
3R	scapho-radial	c	3	6	6	6,5
3R	scapho-radial	c	T	12	14,5	12,5
3R	luno-radial	r	1	10	10,5	10,5
3R	luno-radial	r	2	10,5	11,5	11
3R	luno-radial	r	3	11,5	10,5	11,5
3R	luno-radial	r	T	24	20	23
3R	luno-radial	c	1	9,5	9	10
3R	luno-radial	c	2	10	10,5	11
3R	luno-radial	c	3	8,5	8	11
3R	luno-radial	c	T	19	16,5	17,5

## 9 Anhang

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
4R	scapho-radial	r	1	9,5	10,5	9,5
4R	scapho-radial	r	2	12,5	10	12,5
4R	scapho-radial	r	3	12,5	11	10,5
4R	scapho-radial	r	T	12,5	9,5	11,5
4R	scapho-radial	c	1	5	5,5	6
4R	scapho-radial	c	2	6,5	7,5	7,5
4R	scapho-radial	c	3	6,5	7	7,5
4R	scapho-radial	c	T	10,5	10	11
4R	luno-radial	r	1	7,5	8,5	8,5
4R	luno-radial	r	2	9	9,5	9,5
4R	luno-radial	r	3	9	9,5	9,5
4R	luno-radial	r	T	16	14,5	12,5
4R	luno-radial	c	1	9	9,5	9,5
4R	luno-radial	c	2	9	9	9,5
4R	luno-radial	c	3	9	9,5	10
4R	luno-radial	c	T	10,5	10,5	10,5

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
5L	scapho-radial	r	1	7	7,5	7
5L	scapho-radial	r	2	.	.	.
5L	scapho-radial	r	3	5,5	5	6
5L	scapho-radial	r	T	11	11,5	13,5
5L	scapho-radial	c	1	5,5	5,5	5,5
5L	scapho-radial	c	2	6	7	6
5L	scapho-radial	c	3	5	5	4,5
5L	scapho-radial	c	T	.	.	.
5L	luno-radial	r	1	7,5	8	8
5L	luno-radial	r	2	8	8,5	8
5L	luno-radial	r	3	7,5	7	7,5
5L	luno-radial	r	T	10,5	11	12
5L	luno-radial	c	1	7,5	7,5	7,5
5L	luno-radial	c	2	8	8	8
5L	luno-radial	c	3	6,5	6,5	7
5L	luno-radial	c	T	10	10,5	10

## 9 Anhang

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
7L	scapho-radial	r	1	7,5	7,5	8,5
7L	scapho-radial	r	2	7,5	8,5	8
7L	scapho-radial	r	3	6,5	9	7
7L	scapho-radial	r	T	11	13,5	12,5
7L	scapho-radial	c	1	7,5	7,5	8
7L	scapho-radial	c	2	7,5	8	6,5
7L	scapho-radial	c	3	6,5	6,5	6,5
7L	scapho-radial	c	T	11	9	10,5
7L	luno-radial	r	1	.	.	.
7L	luno-radial	r	2	12	12,5	12,5
7L	luno-radial	r	3	10,5	10,5	11
7L	luno-radial	r	T	13,5	13,5	14
7L	luno-radial	c	1	10,5	10	10
7L	luno-radial	c	2	10,5	10,5	10,5
7L	luno-radial	c	3	10,5	9,5	10
7L	luno-radial	c	T	13,5	14,5	12,5

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
8L	scapho-radial	r	1	9	8,5	10
8L	scapho-radial	r	2	.	.	.
8L	scapho-radial	r	3	7,5	9,5	8,5
8L	scapho-radial	r	T	14	15,5	14,5
8L	scapho-radial	c	1	9,5	8,5	8,5
8L	scapho-radial	c	2	9	8	9
8L	scapho-radial	c	3	7,5	8,5	8
8L	scapho-radial	c	T	12,5	11	10,5
8L	luno-radial	r	1	10	10,5	9,5
8L	luno-radial	r	2	9	9,5	9,5
8L	luno-radial	r	3	8	7,5	7,5
8L	luno-radial	r	T	12,5	12,5	14,5
8L	luno-radial	c	1	8,5	8,5	8
8L	luno-radial	c	2	7,5	7,5	7,5
8L	luno-radial	c	3	8	8	8
8L	luno-radial	c	T	.	.	.

## 9 Anhang

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
9R	scapho-radial	r	1	10,5	9,5	10,5
9R	scapho-radial	r	2	10	10,5	10,5
9R	scapho-radial	r	3	10,5	10,5	11
9R	scapho-radial	r	T	13,5	13,5	14
9R	scapho-radial	c	1	7	7	7
9R	scapho-radial	c	2	7	7,5	7
9R	scapho-radial	c	3	6	6	6
9R	scapho-radial	c	T	12	12,5	12
9R	luno-radial	r	1	10,5	11	11,5
9R	luno-radial	r	2	11	11	11
9R	luno-radial	r	3	10,5	10,5	11
9R	luno-radial	r	T	15	15,5	14,5
9R	luno-radial	c	1	11	11,5	10,5
9R	luno-radial	c	2	9	9	8,5
9R	luno-radial	c	3	6,5	6	6
9R	luno-radial	c	T	11	12	11

Präparat	Gelenkteil	Fläche	Schnitt	Messung 1 (mm)	Messung 2 (mm)	Messung 3 (mm)
10R	scapho-radial	r	1	9,5	9	9,5
10R	scapho-radial	r	2	11	9,5	10
10R	scapho-radial	r	3	7	9	9
10R	scapho-radial	r	T	16	16,5	17
10R	scapho-radial	c	1	8	8	8
10R	scapho-radial	c	2	7	7	6,5
10R	scapho-radial	c	3	5	5	5
10R	scapho-radial	c	T	15	15	16,5
10R	luno-radial	r	1	9	8,5	9
10R	luno-radial	r	2	8,5	8,5	9
10R	luno-radial	r	3	10	9,5	10
10R	luno-radial	r	T	16,5	14,5	15
10R	luno-radial	c	1	8	8	8
10R	luno-radial	c	2	8,5	8,5	8
10R	luno-radial	c	3	7,5	7,5	8
10R	luno-radial	c	T	.	.	.



## 9 Anhang

### Zeichenerklärung

r = radiale Gelenkfläche

L = Längsachsenschnitt

c = karpale Gelenkfläche

. = Nicht messbar

(1-3) = Schnitte senkrecht zur Längsachse

## 9.2. Ergebnistabellen

Die Datenwerte werden hier und im Folgenden aufgrund der statistischen Genauigkeit jeweils gerundet auf eine Nachkommastelle angezeigt. Die Differenzen, Summen und der Quotient  $\Delta$  wurden mit den exakten Werten ermittelt und dann gerundet. Für den Quotienten  $\Delta$  werden zwei Nachkommastellen angezeigt.

### Zu 5.2.1.1a *Articulatio scapho-radialis, sagittal*

Tabelle 9.2a zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Konvexität ( $R_{sca}$ ) und seiner korrespondierenden radialen Fossa ( $R_{rad}$ ) in sagittaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{diff}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{sum}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{diff} = R_{rad} - R_{sca}$$

$$R_{sum} = R_{rad} + R_{sca}$$

$$\Delta = (R_{rad} - R_{sca}) / (R_{rad} + R_{sca})$$

Präparat	$R_{rad}$ (mm)	$R_{sca}$ (mm)	$R_{diff}$ (mm)	$R_{sum}$ (mm)	$\Delta$
2R	10	8	2	18	0,11
3R	14,3	8	6,3	22,3	0,28
4R	11,7	7,2	4,5	18,8	0,24
5L	6,3	6,3	0	12,7	0
7L	8	7,3	0,7	15,3	0,04
8L	8,8	8,7	0,2	17,5	0,01
9R	10,3	7,2	3,2	17,5	0,18
10R	10,2	6,8	3,3	17	0,2
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	10	7,4	2,5	17	0,13
$\sigma$	2,4	0,8	2,2	2,8	0,11

Tabelle 9.2a Vergleich von Kahnbeinfossa mit dem Kahnbein in sagittaler Schnittrichtung

**Zu 5.2.1.1b *Articulatio scapho-radialis, transversal***

Tabelle 9.2b zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Konvexität ( $R_{sca}$ ) und seiner korrespondierenden radialen Fossa ( $R_{rad}$ ) in transversaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{diff}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{sum}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{diff} = R_{rad} - R_{sca}$$

$$R_{sum} = R_{rad} + R_{sca}$$

$$\Delta = (R_{rad} - R_{sca}) / (R_{rad} + R_{sca})$$

Präparat	$R_{rad}(mm)$	$R_{sca}(mm)$	$R_{diff}(mm)$	$R_{sum}(mm)$	$\Delta$
2R	12	13	-1	25	-0,04
3R	19	13	6	32	0,19
4R	11,2	10,5	0,7	21,7	0,03
7L	12,3	10,2	2,2	22,5	0,1
8L	14,7	11,3	3,3	26	0,13
9R	13,7	12,2	1,5	25,8	0,06
10R	16,5	15,5	1	32	0,03
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	14,2	12,2	2	26,4	0,07
$\sigma$	2,8	1,8	2,2	4,1	0,07

**Tabelle 9.2b Vergleich von Kahnbeinfossa mit dem Kahnbein in transversaler Schnittrichtung**

*Anmerkung: wie aus Tabelle 9.2b ersichtlich, fehlt für diese Tabelle das Präparat 5L. Das muss damit begründet werden, dass in der Transversalen die Vermessung der Scaphoidkrümmung von Präparat 5L durch eine sehr unebene Kontur der Gelenkfläche nicht möglich war.*

**Zu 5.2.1.2a *Articulatio luno-radialis, sagittal***

Tabelle 9.2c zeigt die Mittelwerte der Radien der lunaren Konvexität ( $R_{Lun}$ ) und seiner korrespondierenden radialen Fossa ( $R_{rad}$ ) in sagittaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{diff}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{sum}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{diff} = R_{rad} - R_{lun}$$

$$R_{sum} = R_{rad} + R_{lun}$$

$$\Delta = (R_{rad} - R_{lun}) / (R_{rad} + R_{lun})$$

<b>Präparat</b>	<b><math>R_{rad}(mm)</math></b>	<b><math>R_{lun}(mm)</math></b>	<b><math>R_{diff}(mm)</math></b>	<b><math>R_{sum}(mm)</math></b>	<b><math>\Delta</math></b>
<b>2R</b>	10,0	9,7	0,3	19,7	0,02
<b>3R</b>	11,0	10,5	0,5	21,5	0,02
<b>4R</b>	9,3	9,2	0,2	18,5	0,01
<b>5L</b>	8,2	8,0	0,2	16,2	0,01
<b>7L</b>	12,3	10,5	1,8	22,8	0,08
<b>8L</b>	9,3	7,5	1,8	16,8	0,11
<b>9R</b>	11	8,8	2,2	19,8	0,11
<b>10R</b>	8,7	8,3	0,3	17,0	0,02
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	10,0	9,1	0,9	19,0	0,05
$\sigma$	1,4	1,1	0,9	2,4	0,04

**Tabelle 9.2c Vergleich der Radien von Mondbeinfossa mit dem Mondbein in sagittaler Schnittrichtung**

**Zu 5.2.1.2b *Articulatio luno-radialis, transversal***

Tabelle 9.2d zeigt die Mittelwerte der Radien der lunaren Konvexität ( $R_{\text{lun}}$ ) und seiner korrespondierenden radialen Fossa ( $R_{\text{rad}}$ ) in transversaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{rad}} - R_{\text{lun}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{rad}} + R_{\text{lun}}$$

$$\Delta = (R_{\text{rad}} - R_{\text{lun}}) / (R_{\text{rad}} + R_{\text{lun}})$$

Präparat	$R_{\text{rad}}$ (mm)	$R_{\text{lun}}$ (mm)	$R_{\text{diff}}$ (mm)	$R_{\text{sum}}$ (mm)	$\Delta$
2R	16,5	15,5	1,0	32,0	0,03
3R	22,3	17,7	4,7	40,0	0,12
4R	14,3	10,5	3,8	24,8	0,15
5L	11,2	10,2	1,0	21,3	0,05
7L	13,7	13,5	0,2	27,2	0,01
9R	15,0	11,3	3,7	26,3	0,14
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	15,0	13,1	2,4	28,6	0,08
$\sigma$	3,8	3,0	1,9	6,6	0,1

**Tabelle 9.2d Vergleich der Radien von Mondbeinfossa mit dem Mondbein in transversaler Schnittrichtung**

*Anmerkung: wie aus Tabelle 9.2d ersichtlich, fehlen für diese Tabelle die Präparate 8L und 10R. Das muss damit begründet werden, dass in der Transversalen die Vermessung der Mondbeinkrümmung von Präparat 8L und 10R durch eine sehr unebene Kontur der Gelenkfläche nicht möglich war.*

**Zu 5.2.2.1a Proximale (radiale) Gelenkflächen, sagittal**

Tabelle 9.2e zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Fossa ( $R_{\text{radSca(sag)}}$ ) und der lunaren Fossa ( $R_{\text{radLun(sag)}}$ ) in sagittaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{radSca(sag)}} - R_{\text{radLun(sag)}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{radSca(sag)}} + R_{\text{radLun(sag)}}$$

$$\Delta = (R_{\text{radSca(sag)}} - R_{\text{radLun(sag)}) / (R_{\text{radSca(sag)}} + R_{\text{radLun(sag)})$$

Präparat	$R_{\text{radSca(sag)}}(\text{mm})$	$R_{\text{radLun(sag)}}(\text{mm})$	$R_{\text{diff}}(\text{mm})$	$R_{\text{sum}}(\text{mm})$	$\Delta$
2R	10,0	10,0	0,0	20	0,00
3R	14,3	11	3,3	25,3	0,13
4R	11,7	9,3	2,3	21	0,11
5L	6,3	8,2	-1,8	14,5	-0,13
7L	8,0	12,3	-4,3	20,3	-0,21
8L	8,8	9,3	-0,5	18,2	-0,03
9R	10,3	11,0	-0,7	21,3	-0,03
10R	10,2	8,7	1,5	18,8	0,08
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	10,0	10,0	0,0	19,9	-0,01
$\sigma$	2,4	1,4	2,4	3,1	0,12

**Tabelle 9.2e Vergleich der radialen Fossae in sagittaler Schnittrichtung**

**Zu 5.2.2.1b Proximale (radiale) Gelenkflächen, transversal**

Tabelle 9.2f zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Fossa ( $R_{\text{radSca(trans)}}$ ) und der lunaren Fossa ( $R_{\text{radLun(trans)}}$ ) in transversaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{radSca(trans)}} - R_{\text{radLun(trans)}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{radSca(trans)}} + R_{\text{radLun(trans)}}$$

$$\Delta = (R_{\text{radSca(trans)}} - R_{\text{radLun(trans)}) / (R_{\text{radSca(trans)}} + R_{\text{radLun(trans)})$$

Präparat	$R_{\text{radSca(trans)}}(\text{mm})$	$R_{\text{radLun(trans)}}(\text{mm})$	$R_{\text{diff}}(\text{mm})$	$R_{\text{sum}}(\text{mm})$	$\Delta$
2R	12,0	16,5	-4,5	28,5	-0,16
3R	19,0	22,3	-3,3	41,3	-0,08
4R	11,2	14,3	-3,2	25,5	-0,12
5L	12,0	11,2	0,8	23,2	0,04
7L	12,3	13,7	-1,3	26,0	-0,05
8L	14,7	13,2	1,5	27,8	0,05
9R	13,7	15,0	-1,3	28,7	-0,05
10R	16,5	15,3	1,2	31,8	0,04
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	13,9	15,2	-1,3	29,1	-0,04
$\sigma$	2,7	3,3	2,3	5,6	0,08

**Tabelle 9.2f Vergleich der radialen Fossae in transversaler Schnittrichtung**

**Zu 5.2.2.2a Distale (karpale) Gelenkflächen, sagittal**

Tabelle 9.2g zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Konvexität ( $R_{\text{Sca(sag)}}$ ) und der lunaren Konvexität ( $R_{\text{Lun(sag)}}$ ) in sagittaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{Sca(sag)}} - R_{\text{Lun(sag)}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{Sca(sag)}} + R_{\text{Lun(sag)}}$$

$$\Delta = (R_{\text{Sca(sag)}} - R_{\text{Lun(sag)}}) / (R_{\text{Sca(sag)}} + R_{\text{Lun(sag)}})$$

Präparat	$R_{\text{Sca(sag)}}(\text{mm})$	$R_{\text{Lun(sag)}}(\text{mm})$	$R_{\text{diff}}(\text{mm})$	$R_{\text{sum}}(\text{mm})$	$\Delta$
2R	8,0	9,7	-1,7	17,7	-0,09
3R	8,0	10,5	-2,5	18,5	-0,14
4R	7,2	9,2	-2,0	16,3	-0,12
5L	6,3	8,0	-1,7	14,3	-0,12
7L	7,3	10,5	-3,2	17,8	-0,18
8L	8,7	7,5	1,2	16,2	0,07
9R	7,2	8,8	-1,7	16,0	-0,10
10R	6,8	8,3	-1,5	15,2	-0,10
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	7,4	9,1	-1,6	16,5	-0,10
$\sigma$	0,8	1,1	1,3	1,4	0,07

**Tabelle 9.2g Vergleich von Kahn- und Mondbein in sagittaler Schnittrichtung**



**Zu 5.2.2.2b Distale (karpale) Gelenkflächen, transversal**

Tabelle 9.2h zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Konvexität ( $R_{\text{Sca(trans)}}$ ) und der lunaren Konvexität ( $R_{\text{Lun(trans)}}$ ) in transversaler Schnittrichtung. Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{Sca(trans)}} - R_{\text{Lun(trans)}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{Sca(trans)}} + R_{\text{Lun(trans)}}$$

$$\Delta = (R_{\text{Sca(trans)}} - R_{\text{Lun(trans)}}) / (R_{\text{Sca(trans)}} + R_{\text{Lun(trans)}})$$

Präparat	$R_{\text{Sca(trans)}}(\text{mm})$	$R_{\text{Lun(trans)}}(\text{mm})$	$R_{\text{diff}}(\text{mm})$	$R_{\text{sum}}(\text{mm})$	$\Delta$
2R	13,0	15,5	-2,5	28,5	-0,09
3R	13,0	17,7	-4,7	30,7	-0,15
4R	10,5	10,5	0,0	21,0	0,00
7L	10,2	13,5	-3,3	23,7	-0,14
9R	12,2	11,3	0,8	23,5	0,04
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	11,8	13,7	-1,9	25,5	-0,07
$\sigma$	1,4	2,9	2,3	4,0	0,08

**Tabelle 9.2h Vergleich von Kahn- und Mondbein in transversaler Schnittrichtung**

*Anmerkung: wie aus den Messwerttabellen in Kapitel 9.1 ersichtlich, fehlen für diesen Vergleich die Messwerte dreier Präparate (5L, 8L und 10R), was damit begründet werden muss, dass in der Transversalen die Vermessung der Mondbein- und Kahnbeinkrümmungen dieser Präparate durch zu unebene Konturen nicht möglich war.*

**Zu 5.2.3.1a Form der Kahnbeinfossa, sagittal vs. transversal**

Tabelle 9.2i zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Fossa in sagittaler ( $R_{\text{radSca(sag)}}$ ) und transversaler Schnittrichtung ( $R_{\text{radSca(trans)}}$ ). Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{radSca(sag)}} - R_{\text{radSca(trans)}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{radSca(sag)}} + R_{\text{radSca(trans)}}$$

$$\Delta = (R_{\text{radSca(sag)}} - R_{\text{radSca(trans)}) / (R_{\text{radSca(sag)}} + R_{\text{radSca(trans)})$$

Präparat	$R_{\text{radSca(sag)}}(\text{mm})$	$R_{\text{radSca(trans)}}(\text{mm})$	$R_{\text{diff}}(\text{mm})$	$R_{\text{sum}}(\text{mm})$	$\Delta$
2R	10,0	12,0	-2,0	22,0	-0,09
3R	14,3	19,0	-4,7	33,3	-0,14
4R	11,7	11,2	0,5	22,8	0,02
5L	6,3	12,0	-5,7	18,3	-0,31
7L	8,0	12,3	-4,3	20,3	-0,21
8L	8,8	14,7	-5,8	23,5	-0,25
9R	10,3	13,7	-3,3	24,0	-0,14
10R	10,2	16,5	-6,3	26,7	-0,24
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	10,0	13,9	-4,0	23,9	-0,17
$\sigma$	10,0	12,0	-2,0	22,0	-0,09

Tabelle 9.2i Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen der Kahnbeinfossa

**Zu 5.2.3.1b Form der Mondbeinfossa, sagittal vs. transversal**

Tabelle 9.2j zeigt die Mittelwerte der Radien der lunaren Fossa in sagittaler ( $R_{\text{radLun(sag)}}$ ) und transversaler Schnittrichtung ( $R_{\text{radLun(trans)}}$ ). Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{radLun(sag)}} - R_{\text{radLun(trans)}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{radLun(sag)}} + R_{\text{radLun(trans)}}$$

$$\Delta = (R_{\text{radLun(sag)}} - R_{\text{radLun(trans)}) / (R_{\text{radLun(sag)}} + R_{\text{radLun(trans)})$$

Präparat	$R_{\text{radLun(sag)}}(\text{mm})$	$R_{\text{radLun(trans)}}(\text{mm})$	$R_{\text{diff}}(\text{mm})$	$R_{\text{sum}}(\text{mm})$	$\Delta$
2R	10,0	16,5	-6,5	26,5	-0,25
3R	11,0	22,3	-11,3	33,3	-0,34
4R	9,3	14,3	-5,0	23,7	-0,21
5L	8,2	11,2	-3,0	19,3	-0,16
7L	12,3	13,7	-1,3	26,0	-0,05
8L	9,3	13,2	-3,8	22,5	-0,17
9R	11,0	15,0	-4,0	26,0	-0,15
10R	8,7	15,3	-6,7	24,0	-0,28
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	10,0	15,2	-5,2	25,2	-0,20
$\sigma$	1,4	3,3	3,0	4,0	0,09

Tabelle 9.2j Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen der Mondbeinfossa

**Zu 5.2.3.2a Gelenkfläche des Kahnbeins, transversal vs. sagittal**

Tabelle 9.2k zeigt die Mittelwerte der Radien der scaphoidalen Krümmung in sagittaler ( $R_{\text{Sca(sag)}}$ ) und transversaler Schnittrichtung ( $R_{\text{Sca(trans)}}$ ). Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{\text{diff}}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{\text{sum}}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{\text{diff}} = R_{\text{Sca(trans)}} - R_{\text{Sca(sag)}}$$

$$R_{\text{sum}} = R_{\text{Sca(trans)}} + R_{\text{Sca(sag)}}$$

$$\Delta = (R_{\text{Sca(trans)}} - R_{\text{Sca(sag)}}) / (R_{\text{Sca(trans)}} + R_{\text{Sca(sag)}})$$

Präparat	$R_{\text{Sca(trans)}}(\text{mm})$	$R_{\text{Sca(sag)}}(\text{mm})$	$R_{\text{diff}}(\text{mm})$	$R_{\text{sum}}(\text{mm})$	$\Delta$
<b>2R</b>	13,0	8,0	5,0	21,0	0,24
<b>3R</b>	13,0	8,0	5,0	21,0	0,24
<b>4R</b>	10,5	7,2	3,3	17,7	0,19
<b>7L</b>	10,2	7,3	2,8	17,5	0,16
<b>8L</b>	11,3	8,7	2,7	20,0	0,13
<b>9R</b>	12,2	7,2	5,0	19,3	0,26
<b>10R</b>	15,5	6,8	8,7	22,3	0,39
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	12,2	7,6	4,6	19,8	0,23
$\sigma$	1,8	0,6	2,1	1,8	0,08

**Tabelle 9.2k Vergleich der transversalen und sagittalen Krümmungen des Kahnbeins**

**Zu 5.2.3.2b Gelenkfläche des Mondbeins, transversal vs. sagittal**

Tabelle 9.2I zeigt die Mittelwerte der Radien des Mondbeins in sagittaler ( $R_{Lun(sag)}$ ) und transversaler Schnittrichtung ( $R_{Lun(trans)}$ ). Die Differenz der Mittelwerte ist als ( $R_{diff}$ ) beschrieben. Ferner werden die Summe der Mittelwerte ( $R_{sum}$ ) und die normierte Radiendifferenz ( $\Delta$ ) gezeigt.

$$R_{diff} = R_{Lun(trans)} - R_{Lun(sag)}$$

$$R_{sum} = R_{Lun(trans)} + R_{Lun(sag)}$$

$$\Delta = (R_{Lun(trans)} - R_{Lun(sag)}) / (R_{Lun(trans)} + R_{Lun(sag)})$$

Präparat	$R_{Lun(trans)}(mm)$	$R_{Lun(sag)}(mm)$	$R_{diff}(mm)$	$R_{sum}(mm)$	$\Delta$
2R	15,5	9,7	5,8	25,2	0,23
3R	17,7	10,5	7,2	28,2	0,25
4R	10,5	9,2	1,3	19,7	0,07
5L	10,2	8,0	2,2	18,2	0,12
7L	13,5	10,5	3,0	24,0	0,13
9R	11,3	8,8	2,5	20,2	0,12
$\bar{R} ; \bar{\Delta}$	13,1	9,4	3,7	20,2	0,15
$\sigma$	3,0	1,0	2,3	3,8	0,07

**Tabelle 9.2I Vergleich der transversalen und sagittalen Krümmungen des Mondbeins**

### 9.3. Technische Datenblätter

#### 9.3.1. GC Fujirock EP

##### *GC Fujirock EP*

<http://www.gceurope.com/products/detail.php?id=82>  
vom 14.05.2016

##### **Type 4 Dental Stone**

**The superior quality Type 4 dental die stone ideal for all kinds of prosthetics, with high precision, outstanding edge hardness and high pressure stability. Thus a precise model as a basis for precise prosthetics is achieved.**

##### **Advantages**

- Excellent physical properties
- Short mixing time (about 1 minute)  
Fast and easy to use
- Extended working time (over 8 minutes)
- Short setting time (only 12 minutes)
- Removable from cast after just 30 minutes  
Time saving
- Highly fluid "thixotropic" properties
- Low expansion (less than 0.08%)  
Precise detail reproduction
- Immediate stability  
Perfect fit with the prosthesis

### 9.3.2. Adisil blau

Sie sind hier: [Startseite](#) » [Katalog](#) » [Dubliermassen](#) » [Dubliersilikone](#) » [Adisil® blau 9 : 1](#)

## Adisil® blau 9 : 1

<http://www.siladent-shop.de/adisil-blau-p-644.html>

vom 14.05.2016

Beschreibung	Downloads	Tech. Daten
<p>Das additionsvernetzende Dubliersilikon für höchste Ansprüche. Seit nunmehr 20 Jahren das führende Dubliersilikon für das küvettenlose SILADENT-System (Klebebandtechnik).</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Hohe Wiedergabetreue im 1/1000 mm Bereich</li><li>• Keine Schrumpfung- Keine Alterung- Hervorragende Eigenschaften und Werte bei Reißfestigkeit und Weiterreißwiderstand</li><li>• Dublierung praktisch unbegrenzt häufig ausgießfähig</li></ul>		

### 9.4. Abkürzungsverzeichnis

KM	-	Karpo-Metakarpalgelenk
DOF	-	<i>degree of freedom</i>
RU, DRUG	-	distales Radioulnargelenk
RK, RKG	-	Radiokarpalgelenk
UK, TFCC	-	ulnokarpaler Komplex <i>triangular fibrocartilage complex</i>

**9.5. Abbildungsverzeichnis**

<b>Abbildung</b>	<b>Benennung</b>	<b>Seite</b>
Abbildung 2.1.1.1a	Radius und Ulna	12
Abbildung 2.1.1.2a	Knochen der Hand	15
Abbildung 2.1.2.2a	Knorpelaufbau	18
Abbildung 2.1.2.2.b	Mechanische Eigenschaften des Knorpels	19
Abbildung 2.1.3.1.1a	Ligamentum Scapholunatum	22
Abbildung 2.1.3.1.2a	Palmare V-Bänder	23
Abbildung 2.1.3.1.2b	Palmare Bänder	24
Abbildung 2.1.3.1.3a	TFCC	25
Abbildung 2.1.3.1.3b	Entwicklung des Handgelenkes	26
Abbildung 2.1.3.1.4a	Dorsale Ligamente der Hand	31
Abbildung 2.1.3.2a	Strecksehnenfächer der Hand	32
Abbildung 2.1.5.2a	Flexions-/Extensionswinkel	37
Abbildung 2.1.5.2b	Abduktions-/Adduktionswinkel	37
Abbildung 2.1.5.2c	Hemmung der Abduktion	37
Abbildung 2.1.5.2d	Hemmung der Adduktion	37
Abbildung 3.1a	Beispiele mechanischer Gelenke	40
Abbildung 3.1b	Beispiele mechanischer Gelenke	40
Abbildung 3.1c	Beispiele mechanischer Gelenke	40
Abbildung 3.1d	Beispiele mechanischer Gelenke	40
Abbildung 3.3.1.1a	Konvex-Konkaves Gelenk	42
Abbildung 3.3.4a	Kompressiv belastetes Gelenk	45
Abbildung 4.3a	Fotostativ frontal	49



## 9 Anhang

Abbildung 4.3b	Fotostativ seitlich	49
Abbildung 4.4a	von dorsal eröffnetes RKG	51
Abbildung 4.4b	Abformung im Plexiglaszylinder	51
Abbildung 4.4c	unbearbeitetes Gipsmodell des Gelenkes 2R; Gelenk dorsal aufgeklappt	51
Abbildung 4.5a	Umrandung der Gelenkflächen	52
Abbildung 4.5b	Einzeichnung der radialen und karpalen Äquatorlinien	52
Abbildung 4.5c	Messung der radialen Äquatorlinien ...	53
Abbildung 4.5d	... und Übertragung auf die antagonistischen Flächen	53
Abbildung 4.5e	Viertelung der Längsachsen	54
Abbildung 4.5f	Abformung mit Markierungen karpal	54
Abbildung 4.5g	Abformung mit Markierungen radial	55
Abbildung 4.5h	Präzisionsschneideapparatur	55
Abbildung 4.5i	Geschnittener Negativblock	55
Abbildung 4.5j	Einzeichnen der Gelenkflächen- Begrenzungen	56
Abbildung 4.5k	Radienbestimmung mit Schablone	56
Abbildung 5.1a	Boxplots der Krümmungsradien in Abhängigkeit der Variablen „Gelenk“	59
Abbildung 5.1b	Boxplots der Krümmungsradien in Abhängigkeit der Variablen „Fläche“	60
Abbildung 5.1c	Boxplots der Krümmungsradien in Abhängigkeit der Variablen „Schnitt“	60

## 9 Anhang

Abbildung 6.4a	Drehung des Kontaktpunktes in die Kraftwirkungslinie	80
Abbildung 6.4b	Maximaler Rotationswinkel ( $2\alpha$ ) sowie Strecke der maximalen sagittalen Kontaktpunktwanderung ( $2x$ ). Gelenk 3R, Scaphoid, radial, Schnitt2. (200% Skalierung auf mm-Papier)	81

**9.6. Tabellenverzeichnis**

<b>Tabelle</b>	<b>Benennung</b>	<b>Seite</b>
Tabelle 4a	Tabellarische Übersicht der Arbeitsschritte	46
Tabelle 4.2a	Röntgenologische Zustände der Präparate	48
Tabelle 4.3a	Ausgangszustände der Präparate	50
Tabelle 5.1a	Ergebnisse der multiplen Varianzanalyse	58
Tabelle 5.2.4a	Auswertung der normierten Radien- differenzen und Gelenkflächen- inkongruenzen	71
Tabelle 6.3a	Klassifizierung des Radiokarpalgelenkes  In der Literatur	77
Tabelle 6.4a	Winkelsummen korrespondierender Schnittpaare im Kahnbein-Radius- Gelenk (Sca-Rad) und Mondbein- Radius-Gelenk (Lun-Rad).	83
Tabelle 9.2a	Vergleich der Kahnbeinfossa mit dem Kahnbein in sagittaler Schnittrichtung	98
Tabelle 9.2b	Vergleich der Kahnbeinfossa mit dem Kahnbein in transversaler Schnittrichtung	99
Tabelle 9.2c	Vergleich der Radien von Mondbeinfossa mit dem Mondbein in sagittaler Schnitt- richtung	100
Tabelle 9.2d	Vergleich der Radien von Mondbeinfossa	115

## 9 Anhang

	mit dem Mondbein in transversaler Schnitt- richtung	101
Tabelle 9.2e	Vergleich der radialen Fossae in sagittaler Schnittrichtung	102
Tabelle 9.2f	Vergleich der radioalen Fossae in transversaler Schnittrichtung	103
Tabelle 9.2g	Vergleich von Kahn- und Mondbein in sagittaler Schnittrichtung	104
Tabelle 9.2h	Vergleich von Kahn- und Mondbein in transversaler Schnittrichtung	105
Tabelle 9.2i	Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen der Kahnbeinfossa	106
Tabelle 9.2.j	Vergleich der sagittalen und transversalen Krümmungen der Mondbeinfossa	107
Tabelle 9.2k	Vergleich der transversalen und sagittalen Krümmungen des Kahnbeins	108
Tabelle 9.2l	Vergleich der transversalen und sagittalen Krümmungen des Mondbeins	109

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Hans Nägerl.

Ohne seine Anstrengungen - über viele Jahre hinweg - hätte aus dieser Arbeit nicht das werden können, was nun hier gedruckt vorliegt. Seine Faszination von Ursprung und Wirkung der Dinge, insbesondere der biomechanischen Betrachtungsweise menschlicher Gelenke, haben mich seit dem ersten Kennenlernen maßgeblich beeinflusst. Diese Faszination hat es letztendlich ermöglicht, diese Arbeit abzuschließen. Vielen Dank!

Prof. Dr. Dietmar Kubein-Meesenburg möchte ich für sein intensives und langjähriges Engagement danken, die Forschung und seine damit verbundene Begeisterung an Studenten und Doktoranden weitergegeben zu haben. Auch seine große Hilfsbereitschaft hat diese Arbeit erst möglich gemacht.

Prof. Dr. J. Fanghänel und Prof. Dr. C. Dumont möchte ich herzlich danken für ihre Bereitschaft den Mitgliedern der AG Biomechanik nicht nur die korrekte Präparationstechnik zu zeigen, sondern auch unser Verständnis der funktionellen Anatomie zu formen.

Herrn Dr. Henning Dathe möchte ich aus dieser AG Biomechanik besonders hervorheben. Er hat mir in unzähligen Stunden mit viel Geduld das nötige Wissen über die statistischen Verfahren und deren korrekte Ergebnisanalyse beigebracht.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. Ulrich Vetter für seine Motivation und die Opferung seiner so knappen Zeit danken. Er hat mir mit zahllosen kritischen Diskussionen sowie dem Bereitstellen eines eigenen, meist während der Nachtstunden genutzten, Büroplatzes geholfen und beigebracht, effizient wissenschaftlich zu arbeiten.

Auch wäre eine exakte Umsetzung der Mess- und Schneidvorgänge ohne die wissenschaftlichen Werkstätten um Herrn R. Wegner und Herrn S. Köhler und ihren großen Erfahrungsschatz unendlich schwerer gewesen. Vielen Dank!

## Danksagung

Last but not least möchte ich der gesamten AG Biomechanik danken, da auch ohne jeden einzelnen von Euch dieser Arbeit ein Großteil des Fundamentes fehlen würde.

## **Lebenslauf**

Ich, Marc Jähnig, wurde am 28.08.1980 als einziger Sohn von Gabriele und Volker Ziegenbein in Seesen geboren.

Im Sommer 1987 wurde ich in die Linnenschule Seesen eingeschult, 1988 folgte der Wechsel zur Grundschule Jahnstraße im selben Ort.

Ab 1991 besuchte ich die Orientierungsstufe Seesen und wechselte 1993 auf das Jacobson-Gymnasium Seesen, wo ich im Juni 2000 die Allgemeine Hochschulreife erlangte.

Im Anschluss leistete ich Zivildienst im Alten- und Pflegeheim St. Vitus in Seesen bis zum Studienbeginn.

Im Wintersemester 2001/02 begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Georg-August-Universität in Göttingen. Die Approbation als Zahnarzt erhielt ich am 25.06.2007.

Meine Zeit als Weiterbildungsassistent verbrachte ich sowohl bei Dr. J. Wenzel in Göttingen als auch bei Herrn Zahnarzt Mark André Tesmer in Heilbad Heiligenstadt, wo ich bis 2015 als angestellter Zahnarzt arbeitete.

Im Januar 2016 gründete ich die „Zahnarztpraxis am Pandelbach“ in Seesen, Münchehof.

Mit meiner Frau Dr. Marie Janine Jähnig bin ich seit März 2013 verheiratet und habe einen Sohn: Nils Benjamin Jähnig, geboren im Mai 2013