

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik  
der Universität Hamburg  
Direktor: Prof. Dr. Wolfgang Rüther

**Anatomische Studie an menschlichen Ellenbogen-  
gelenken zur Weiterentwicklung einer Ellenbogen-  
gelenksprothese**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Universität Hamburg

Vorgelegt von  
Jan Schmitges

aus  
Mönchengladbach

2006

Angenommen vom Fachbereich Medizin  
der Universität Hamburg am 14.02.2007

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs  
Medizin der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss: der Vorsitzende Prof. Dr. W. Rüter

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter Prof. Dr. B. Fink

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter Prof. Dr. M. Davidoff

## Inhaltsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| 1. Einleitung   | 6  |
| 1.1. Anatomie und Mechanik  | 6  |
| 1.2. Pathologie des Ellenbogengelenkes  | 6  |
| 1.3. Therapie des primär und sekundär arthrotischen Ellenbogens   | 7  |
| 1.3.1. Endoprothesen  | 8  |
| 1.3.2. Ergebnisse der Endoprothetik   | 10 |
| 1.4. Fragestellung  | 11 |
| <br>  |    |
| 2. Material   | 12 |
| 2.1. Anatomische Präparate  | 12 |
| 2.2. Konventionelle Röntgenbilder   | 12 |
| 2.3. Röntgenschablonen  | 13 |
| <br>  |    |
| 3. Methodik   | 14 |
| 3.1. Messungen am anatomischen Präparat   | 14 |
| 3.1.1. Messstrecken $S_E$ , $S_A$ , $S_{T(v)}$ und $S_C$  | 14 |
| 3.1.2. Messstrecken $S_{A(d)}$ , $S_{T(d)}$ , $B_{S(ml)prox}$ , $B_{S(ml)dist}$ , $B_{FO}$ und $H_{FO}$ | 15 |
| 3.1.3. Messstrecken $D_{S(dv)prox}$ , $D_{S(dv)dist}$ und $T_{FO}$                                      | 15 |
| 3.1.4. Messstrecken $S_{ET}$ , $S_{EC}$ , $H_{T1}$ , $H_{T2}$ , $H_{T3}$ , $H_{C1}$ und $H_{C2}$        | 16 |
| 3.1.5. Messstrecken $S_{A(u)}$ , $S_{C(u)}$ und $S_{T(u)}$  | 16 |
| 3.1.6. Messstrecken $D_C$ , $D_{TC}$ , $D_T$ und $D_{T2}$   | 17 |
| 3.1.7. Messstrecken $H_{T1(d)}$ , $H_{T2(d)}$ und $H_{T3(d)^}$  | 17 |
| 3.1.8. Winkel $A_{ST}$ und $A_{SC}$   | 18 |
| 3.1.9. Winkel $A_{A(v)}$ , $A_E$ und $A_{A\ hum}$   | 18 |
| 3.1.10. Winkel $A_{C(u)}$ , $A_{T1(u)}$ , $A_{T2(u)}$ , $A_{T3(u)}$ und $A_{A(u)}$                      | 18 |
| 3.1.11. Messstrecken $S_{AP}$ , $S_{AM}$ , $S_{AD(ohne R)}$ und $S_{AD(mit R)}$                         | 20 |
| 3.1.12. Messstrecken $D_{Ap}$ , $D_{Am}$ , $D_{Ad}$ , $D_{S(dv)prox uln}$ und $D_{S(dv)dist uln}$       | 20 |
| 3.1.13. Messstrecken $B_{S(ml)prox uln}$ und $B_{S(ml)dist uln}$  | 20 |
| 3.1.14. Winkel $A_{A(s)}$ , $A_{S uln}$ , $A_{S(s)}$ , $A_{CO}$ , $A_{A uln}$ und Messstrecke $S_O$     | 21 |
| 3.2. Messungen am konventionellen Röntgenbild   | 23 |
| 3.2.1. Humerus  | 23 |
| 3.2.2. Ulna   | 25 |

|         |   |    |
|---------|---|----|
| 3.2.3.  | Radius  | 26 |
| 3.3.    | Messungen an Röntgenschablonen                            | 28 |
| 3.3.1.  | GSB III   | 29 |
| 3.3.2.  | Souter-Strathclyde  | 30 |
| 3.3.3.  | Coonrad-Morrey  | 31 |
| 3.3.4.  | IBP   | 32 |
| 3.3.5.  | Pritchard-Mark II   | 33 |
| 3.3.6.  | Endomodell  | 34 |
| 3.3.7.  | Kudo  | 35 |
| 3.4.    | Statistik   | 36 |
| 4.      | Ergebnisse  | 37 |
| 4.1.    | Auswertung der anatomischen und radiologischen Messreihen | 37 |
| 4.2.    | Auswertung der Messreihen an Prothesen                    | 42 |
| 4.2.1.  | Winkel $A_E$  | 42 |
| 4.2.2.  | Winkel $A_C$  | 43 |
| 4.2.3.  | Winkel $A_T$  | 43 |
| 4.2.4.  | Strecke $S_E$   | 43 |
| 4.2.5.  | Strecke $S_A$   | 46 |
| 4.2.6.  | Strecke $B_{M1ap}$  | 46 |
| 4.2.7.  | Strecke $B_{M2ap}$  | 46 |
| 4.2.8.  | Strecke $D_{M1}$  | 48 |
| 4.2.9.  | Strecke $D_{M2}$  | 48 |
| 4.2.10. | Strecke $D_C$   | 48 |
| 4.2.11. | Strecke $D_T$   | 48 |
| 4.2.12. | Winkel $A_{Suln}$   | 51 |
| 4.2.13. | Winkel $A_{CO}$   | 51 |
| 4.2.14. | Strecke $D_{Muln}$  | 51 |
| 4.2.15. | Strecke $S_{Ap}$  | 51 |
| 4.2.16. | Strecke $S_{Am}$  | 51 |
| 4.2.17. | Strecke $S_{CO}$  | 55 |
| 4.2.18. | Strecke $D_{Ap}$  | 55 |
| 4.2.19. | Strecke $D_{Am}$  | 55 |
| 4.2.20. | Strecke $D_{Ad}$  | 55 |
| 4.3.    | Bewertung der Prothesenmodelle                            | 58 |

|  |    |
|--|----|
| 5. Diskussion  | 60 |
| 5.1. Methodenkritik und Materialsammlung                                     | 60 |
| 5.2. Geometrische Gesichtspunkte   | 61 |
| 5.2.1. Schaftlänge der humeralen Komponente                                  | 61 |
| 5.2.2. Schaftlänge der ulnaren Komponente                                    | 62 |
| 5.2.3. Schaftdicke der humeralen Komponente                                  | 63 |
| 5.2.4. Schaftdicke der ulnaren Komponente                                    | 64 |
| 5.2.5. Prothesenbreite im interepikondylären Bereich                         | 64 |
| 5.2.6. Winkel zwischen Flexions- und Schaftachse<br>der humeralen Komponente | 64 |
| 5.2.7. Winkel zwischen Flexions- und Schaftachse<br>der ulnaren Komponente   | 65 |
| 5.2.8. Epikondylenabstand  | 65 |
| 6. Schlussfolgerung  | 67 |
| 7. Zusammenfassung   | 68 |

# 1. Einleitung

## 1.1. Anatomie und Mechanik

Das Ellenbogengelenk erhält seine Bedeutung als wesentliche Adaptationseinrichtung für die Umwendebewegung der oberen Extremität. Funktionell ist es deshalb nur als Ganzheit mit dem distalen Radioulnargelenk zu verstehen [45]. Aufgrund der Funktion als Gelenk, das die Bewegung der Hand zu Kopf und Rumpf ermöglicht, kommt der Beweglichkeit des Ellenbogengelenks zum Erhalt der selbständigen Alltagsversorgung (z.B. Essen, Trinken, Körperhygiene) eine besondere Bedeutung zu [36].

Das Ellenbogengelenk ist ein zusammengesetztes Dreh-Scharniergelenk, in dem die Articulationes humero-ulnaris, humero-radialis und radio-ulnaris proximalis von einer gemeinsamen Gelenkkapsel umschlossen sind. Miteinander artikulierende Flächen im Ellenbogengelenk sind Trochlea und Incisura trochlearis, Capitulum humeri und Fovea articularis radii sowie Incisura radialis ulnae und Circumferentia articularis radii.

Beugung und Streckung erfolgen sowohl im Humeroulnargelenk als auch im Humeroradialgelenk, wobei die gute knöchernen Führung von Humerus und Ulna durch die zangenartige Umfassung der Humerusrolle von der Incisura trochlearis den Flexions- und Extensionsvorgang maßgeblich bestimmt wird. Durch den verhältnismäßig größeren Radius der proximalen Gelenkfläche der Ulna im Vergleich zur Trochlea humeri ergeben sich geringfügige Translationsbewegungen. Drehbewegungen erfolgen im proximalen und distalen Radioulnargelenk, da sich der Radius um die Ulna dreht. In Supinationsstellung liegen Elle und Speiche parallel. In Pronationsstellung überlagert die Speiche die Elle. Für die wichtigsten Alltagsfunktionen genügen  $100^\circ$  Flexion zwischen  $30^\circ$  und  $130^\circ$  sowie eine Rotation um  $100^\circ$  [18, 33, 38, 39, 51]. Eine Einschränkung der Ellenbogenmobilität reduziert den funktionalen Wert der oberen Extremität bis zu 80 % [49].

## 1.2. Pathologie des Ellenbogengelenkes

Das Ellenbogengelenk erkrankt wie das Hüft- und Kniegelenk an primären und sekundären arthrotischen Veränderungen, wie zum Beispiel der rheumatoiden

Arthritis (Synonym: chronische Polyarthritits, RA, CP), welche als häufigste Form der degenerativen Veränderungen des Ellengelenkes auftritt.

Im Rahmen einer rheumatischen Systemerkrankung wie der rheumatoiden Arthritis kommt es regional zu entzündlichen Prozessen im Ellenbogengelenkbereich (z.B. Synovialis, Gefäße, Haut) mit Destruktionen am Knochen, Knorpel, Kapsel-Band-Apparat und Sehngewebe, die zu Schmerzen, Fehlstellungen, Funktionsverlusten und ligamentärer Instabilität führen können.

Die Häufigkeit von Ellenbogengelenkbeteiligungen im Rahmen der rheumatoiden Arthritis werden in der Literatur in Abhängigkeit von der Dauer der Erkrankung zwischen 33.3 und 72 % (im Durchschnitt 14 Jahre nach Erkrankungsbeginn) angegeben [7, 31, 55]. Meist zeigen sich Symptome der rheumatischen Veränderung erst 11-15 Jahre nach Beginn der Erkrankung. Einige Autoren beschreiben, dass bei männlichen Patienten das Ellenbogengelenk früher Symptome entwickelt als bei weiblichen [15, 21, 36, 48].

### **1.3. Therapie des primär und sekundär arthrotischen Ellenbogens**

Die Behandlung rheumatischer Erkrankungen des Ellbogengelenkes hat sich in den letzten zwei Jahrzehnten bedeutend gewandelt. Durch die verbesserte medikamentöse Einstellung [54] ist die Anzahl der Patienten, die einer Synovektomie bedürfen, zurückgegangen. Die arthroskopisch durchgeführte Synovektomie hat zwar die Morbidität dieses Eingriffes verringert, die Langzeitergebnisse dieser Methode als rekonstruktiver Eingriff liegen jedoch noch nicht vor [37]. In den letzten Jahren gewinnt die Endoprothetik des Ellenbogens zunehmend an Bedeutung [16, 32, 51]. Hier jedoch überwiegt die RA der Arthrose als Indikation bei weitem [20].

Die Indikation zur Endoprothese bei RA besteht als rekonstruktive Maßnahme in den fortgeschrittenen Stadien IV – V nach Larsen [12, 30]. Bei Instabilitäten mit Destruktionen (Larsen V) ist die Endoprothese Therapieform der Wahl. Der Grund zum endoprothetischen Ersatz des Ellengelenkes sind vor allem therapieresistente Schmerzen mit entsprechenden Funktionsstörungen [6, 29], Ankylosen oder Instabilitäten [3], die den Einsatz des Armes erheblich erschweren und nicht konservativ angebar sind [18]. Eine Endoprothese ist weiterhin dann gerechtfertigt, wenn sie eine höhere Erfolgsquote als die Resektions-

arthroplastik in Aussicht stellt und aufgrund minimaler Knochenresektion den Rückzug zur einfachen Resektionsarthroplastik offen lässt.

### **1.3.1. Endoprothesen**

Der Kunstgelenkersatz geht, wenn man von frühen Versuchen im 19. Jahrhundert [42] absieht, auf die späten 1960er und 1970er Jahre zurück. Vor diesem Zeitpunkt beschränkte man sich auf die Versorgung schmerzhafter oder eingesteifter Ellenbogen durch Resektions- oder Resektions-Interpositions-Arthroplastiken mit Erfolg in funktioneller Hinsicht, aber schlechten Langzeitergebnissen bezüglich der Standzeiten.

Die Erfolge des totalen Hüftgelenkersatzes Ende der 60er Jahre führte zur Verwendung der ersten Ellenbogentotalendoprothesen 1972 [40], die ausnahmslos starre Metall-Metall-Scharniergelenke waren. Bei einigen Modellen mussten sogar die Kondylen mitsamt dem Bandansatz geopfert werden [4, 35]. Die durchweg hohe aseptische Frühlockerungsquote [20] oder auch septisch bedingte Entfernung der Prothesen führten dann häufig zum sogenannten Schlotterellenbogen [53]. Diese Art des Ellenbogenersatzes wird heutzutage nicht mehr durchgeführt [19, 48]. Auch weiß man heutzutage, dass diese geradezu typischen Komplikationen der formschlüssigen, d.h. starren Scharniergelenke deutlich belegen, wie sehr biomechanische Faktoren ursächlich im Vordergrund für aseptische Lockerungen stehen. Bei einigen wenigen Prothesentypen mit interkondylär platzierten Scharniergelenken mit Metall-Polyethylen Gleitpaarung gelang die Umwandlung in eine relativ stabile und gut bewegliche Sine-sine Arthroplastik.

Der Kunstgelenkersatz des Ellenbogens blieb vor allem wegen der bis in jüngerer Zeit hohen Komplikationsrate ein relativ seltener und nur in wenigen Zentren praktizierter Eingriff. Es handelt sich überwiegend um Fälle von RA, wo der Befall beider Ellenbogen mit einer hochgradigen Behinderung der Selbsthilfe einherging, während bei den meisten posttraumatischen Fällen in der Regel die Möglichkeit eines kompensatorischen Einsatzes des nicht betroffenen Ellenbogens offen stand. Die wichtigsten Komplikationen des Kunstgelenkersatzes des Ellenbogens sind aseptische Lockerung (17,2 % radiologisch und 6,4 % klinische Lockerung), Infektion (8,1 %), Ulnarisläsion (10,4 %), Instabilität (7-19 %),



Dislokation (4,3 %), Subluxation (2,2 – 6,5 %) und intraoperative Frakturen (3,2 %) [13].

Der Begriff der „Linked“ Prothesen beinhaltet zum einen das gekoppelte (constrained) Scharnier-Prinzip mit reiner Metalloberfläche und die moderneren gekoppelten Systeme mit Metall/Polyethylen Oberflächen und zum anderen teilgekoppelte Prothesen, welche Bewegungen außerhalb der Scharnierebene erlauben und als „semiconstrained“ oder „sloppy hinges“ beschrieben werden. Der Begriff der „Unlinked“ Prothesen meint, dass hier die einzelnen Prothesenkomponenten nicht durch eine starre Achse verbunden sind.

Die Klassifikation der totalen Endoprothesen des Ellenbogens ist ungenau und beinhaltet deskriptive Begriffe wie „Oberflächenersatz“, was eigentlich nahezu jedwedes Prothesendesign einschließt. Häufig versuchen Autoren, die verschiedenen Formen der Gelenke nach dem Grad des Bewegungswiderstandes oder „Gekoppeltseins“ zu klassifizieren. Die Begriffe „constrained“ oder „fully constrained“, „semiconstrained“ und sogar „unconstrained“ und „non-constrained“ werden benutzt, um diese Eigenschaft zu beschreiben. Jene Beschreibungen jedoch werden unsterk benutzt und bleiben ohne klare Definition. Die Bedeutung von „constrained“ oder „fully constrained“ ist klar und meint ein einachsiges Prinzip mit Bewegungseinschränkung auf eine einzelne Ebene. Der Begriff „semiconstrained“ hingegen ist ohne Definition. So auch „unconstrained“ und „non-constrained“. Werden diese Begriffe benutzt, drängt sich die Vorstellung von artikulierenden Oberflächen auf, welche in keiner Ebene Widerstand entgegensetzen und somit eigentlich als disloziert beschrieben werden müssen.

Die Einteilung von Pooley [43] in die zwei großen Gruppen „linked“ und „unlinked“ und deren jeweilige Unterteilung in kongruent und nichtkongruent was die artikulierenden Oberflächen angeht, stellt eine systematische Einteilung her. Ein „linked congruous“ Design meint somit das eigentliche einachsige Scharniergelenk, ein „linked non-congruous“ Design beschreibt ein „sloppy hinge“. „Unlinked congruous“ beschreibt nach dieser Definition alle zurzeit auf dem Markt befindlichen unlinked Modelle, außer der Kudo-Prothese. Das menschliche Ellenbogengelenk wäre somit nach Pooley als „unlinked non-congruous“ zu werten.

Viele Systeme werden in der Regel im Humerus und der proximalen Ulna zementiert. Die Mehrzahl der Prothesen ersetzt das radiohumerales und radioulnares Gelenk nicht. Vor der Implantation einer Prothese sind die Weichteile am Ellenbogen besonders zu beachten. Infektionen und Voroperationen können zur Kontraindikation für die Implantation einer Alloarthroplastik führen. Der Eingriff ist als anspruchsvoll bezüglich der Operationstechnik und Nachbehandlung zu werten.

### **1.3.2. Ergebnisse der Endoprothetik**

Im Vergleich zu Endoprothesen in anderen Regionen des Körpers wird in der Literatur über hohe Lockerungsraten bei allen Typen des Ellenbogenersatzes, besonders aber bei gekoppelten Scharnierprothesen berichtet. Bei rekonstruktiven Eingriffen sind dann häufig große Knochendefekte zu behandeln [48].

Bei der rheumatoiden Arthritis des Ellenbogengelenkes im fortgeschrittenen Destruktionsstadium wird jedoch übereinstimmend in der aktuellen Literatur eine konstant gute Schmerzbefreiung, eine Verbesserung des Bewegungsumfanges, hier vor allem der wesentlicheren Flexion [34], und eine hohe Patientenzufriedenheit nach der Implantation einer Ellenbogengelenkprothese beschrieben [1, 2, 5, 24, 27, 46]. Es gibt bisher nur wenige Studien mit einem Follow-Up von mehr als 10 Jahren. Es finden sich in der Literatur bisher nur drei solcher Studien, welche annähernd eine 10-Jahres-Überlebens-Rate von 90 % bei RA-Patienten beschreiben [10, 11, 13]. Somit nähern sich die Resultate denen beschriebener für Hüft- und Knieprothesen [14, 22], bleiben jedoch mit einer hohen Komplikationsrate behaftet [58]. Loehr et al. beschrieben 2003 eine 10-Jahres-Überlebensrate der GSB-III-Prothese von 90 % [32]. Für die Kudo-Prothese werden ähnliche Überlebensraten angegeben [56]. Morrey konnte 1998 der Coonrad-Morrey-Prothese eine Überlebensrate von 92 % nachweisen, bei einem Follow-Up von 10-15 Jahren [11]. Diese Angaben gelten für Prothesen, welche wegen einer rheumatoiden Arthritis als Grunderkrankung eingebracht wurden [16]. Andere Arbeiten, welche eine Überlebensrate von 80 % angeben, differenzieren nicht zwischen Grunderkrankungen, weisen kleine Fallzahlen auf und haben kürzere Nachbeobachtungszeiträume [5, 50].

#### **1.4. Fragestellung**

Durch bessere Technik und Weiterentwicklung der Kunstgelenke resultiert die höhere Anzahl von Endoprothesen am Ellenbogen. Schon 1985 wurde gezeigt, dass eine 90 %ige Abdeckung der Variabilität des menschlichen Humerus mit 3-5 Größen zu bewerkstelligen ist [59]. Hiermit stellt sich die Frage, wie gut die auf dem Markt etablierten Prothesen mit meist nur zwei bis drei Größen an die anatomische Variabilität des Ellenbogens angepasst und wie viele Größen für Ellenbogengelenksendoprothesen sinnvoll sind. Daher war es Ziel dieser anatomischen Studie des menschlichen Ellenbogengelenkes, die anatomische Streubreite des Ellenbogens zu untersuchen und zu überprüfen, wie gut diese durch die auf dem Markt befindlichen Prothesen abgedeckt wird.

## **2. Material**

### **2.1. Anatomische Präparate**

Es wurden 46 Unter- und Oberarmknochen von erwachsenen Leichen des Anatomiekurses des Jahrgangs 2001 der Universität Hamburg untersucht, wobei es sich um 20 weibliche und 26 männliche Ellenbogengelenke handelte. Bei vier Leichen konnten beidseits die Ellengelenke vermessen werden zum Abschluss intraindividuelle Unterschiede. Des Weiteren wurden solche Verstorbenen ausgewählt, deren Krankheiten bzw. Todesursachen nicht in Zusammenhang mit Skelettsystemveränderungen standen. Die Leichen waren in Alkohol fixiert, und der Todeszeitpunkt lag mehr als ein halbes Jahr zurück.

Die Knochen waren bereits muskelpräpariert, und die Gefäß-Nervenstraßen waren dargestellt. Über einen lateralen Zugang vom Olecranon bis zum Styloideus ulnae wurden die Knochen zunächst freigelegt, um in weiteren Schritten von allem Gewebe befreit zu werden. Die Membrana interossea sowie der Kapselbandapparat wurden durchtrennt, da die dreidimensionale Ausrichtung des Gelenkes und die funktionelle Einheit von Radius und Ulna der Vermessung der einzelnen Knochen im Wege standen. Geschlecht, Alter und Armseite wurden dokumentiert.

### **2.2. Konventionelle Röntgenbilder**

Zur Erweiterung des Patientenkollektivs wurden 184 konventionelle Archiv-Röntgenbilder der Klinik für Radiologie der Universität Hamburg zusätzlich vermessen. Der Fokusfilmabstand für diese Aufnahmen betrug 110 cm. Die a.p.-Aufnahmen wurden mit 48 KV und 6.4 mAs, die seitliche mit 50 KV und 8 mAs angefertigt.

Bei einer Vergrößerung der Aufnahmen auf 105 % wurden die gemessenen Werte durch den Faktor 0,952 auf die ursprüngliche Größe herunter gerechnet. Nicht vermessen wurden Patienten mit Frakturen und mit bereits stark deformierten Gelenkanteilen. Das Altersspektrum hier wurde breit gehalten, weil die Erweiterung des Patientenkollektivs vor dem Hintergrund der begrenzten Anzahl von Röntgenbildern relevanter war und sich die knöchernen Anatomie nach Abschluss des Wachstums nicht mehr ändert.

Es wurden die Maße, die bereits am Knochenpräparat genommen wurden, auch am Röntgenbild analog vermessen. Aus gegebenen Gründen konnten einige Maße der anatomischen Vermessung nicht übernommen werden, dafür aber andere wichtige hinzugefügt werden. Es wurden Geburtsdatum, Geschlecht, Röntgennummer und Armseite dokumentiert. Es sind 94 Röntgenbilder von weiblichen und 90 Röntgenbilder von männlichen Patienten ausgewertet worden.

### **2.3. Röntgenschablonen**

Zum Vergleich wurden die Röntgenschablonen aller gängigen auf dem Markt befindlichen Ellenbogengelenksprothesen vermessen.

Hierunter befanden sich das Endomodell der Firma Link (Norderstedt, Deutschland), die Coonrad-Morrey-Prothese der Firma Zimmer (Warsaw, IN, USA), die Kudo-Prothese der Firma Biomet/Merck (Warsaw, IN, USA), die IBP-Prothese der Firma Biomet/Merck (Warsaw, IN, USA), die GSB III-Prothese der Firma Zimmer (Winterthur, Schweiz), die Pritchard-Mark II-Prothese und die Souter-Strathclyde-Prothese der Firma Stryker-Howmedica-Osteonics (Limerick, Irland). Die jeweiligen Vergrößerungsfaktoren der Röntgenschablonen wurden korrigiert.

### 3. Methodik

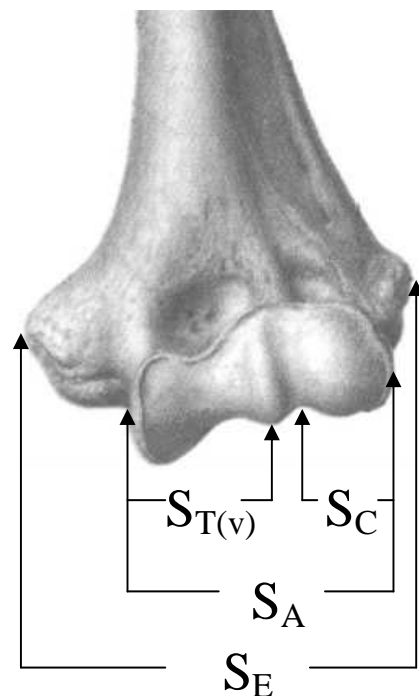
#### 3.1 Messungen am anatomischen Präparat

Zur Messung von Abständen am freipräparierten Knochen wurde eine handelsübliche Präzisionsschiebelehre aus Metall verwendet mit einer Genauigkeit von 1/10 mm. Zur Messung von Winkelgraden wurde ein Winkelmesser aus Kunststoff gebraucht, so, wie er im stationären Alltag verwendet wird mit 1° Genauigkeit. Es wurden jeweils alle artikulierenden Knochenanteile des Ellenbogengelenks vermessen. Insgesamt wurden 80 Messwerte festgelegt. Die Abkürzungen sind Tabelle 1 zu entnehmen. Die weiteren Erklärungen werden in diesem Kapitel abgehandelt.

| Abkürzung | Parameter   |
|-----------|-------------|
| A         | Winkel      |
| B         | Breite      |
| D         | Dicke       |
| DM        | Durchmesser |
| H         | Höhe        |
| S         | Strecke     |
| T         | Tiefe       |

**Tab. 1** Abkürzungen der in dieser Arbeit gemessenen Parameter

**Abb. 1**



##### 3.1.1. Messstrecken $S_E$ , $S_A$ , $S_{T(v)}$ und $S_C$

Gemessen wurde der Abstand der Epikondylen vom jeweils äußersten Punkt des Epikondylus medialis zum äußersten Punkt des Epikondylus lateralis. Diese Strecke entspricht der Bezeichnung  $S_E$  (Abbildung 1). Die Strecke  $S_A$  entspricht der Ausdehnung der Facies articularis humeri, gemessen vom äußersten Rand der cartilaginären Trochlea bis zum äußersten Rand des Capitulum (Abbildung 1). Mit  $S_{T(v)}$  bezeichnet wurde die Breite der ventralen Trochlea, gemessen von ihrem äußersten Rand bis zum medialen Rand des Sulcus capitulotrochlearis (Abbildung 1).  $S_C$  entspricht der Strecke vom tiefsten Punkt des Sulcus capitu-

lotrochlearis bis zum lateralen Rand des Capitulum (Abbildung 1).

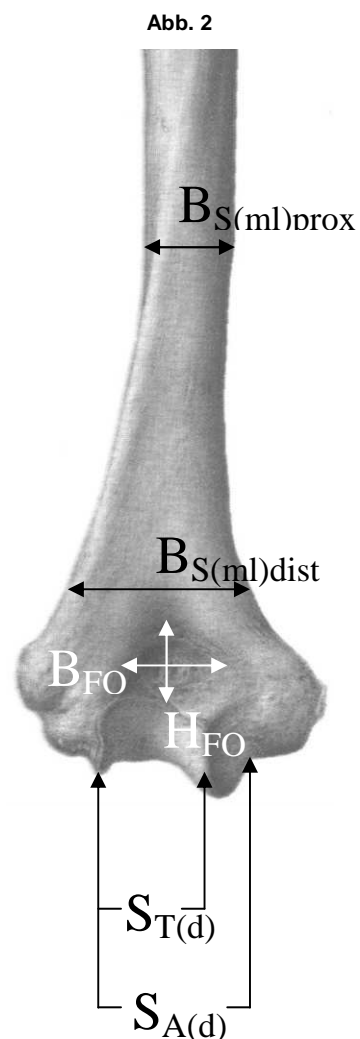
### 3.1.2. Messstrecken $S_{A(d)}$ , $S_{T(d)}$ , $B_{S(ml)prox}$ , $B_{S(ml)dist}$ , $B_{FO}$ und $H_{FO}$

Gemessen wurde die Strecke  $S_{A(d)}$  des hinteren Gelenkflächenkomplexes vom lateralen Rand der dorsalen trochleären Gelenkfläche bis zum medialen Rand der knöchernen Trochlea im Bereich des Sulcus nervi ulnaris (Abbildung 2). Die Strecke  $S_{T(d)}$  bezeichnet den Abstand der äußeren Ränder der dorsalen Gelenkfläche der Trochlea (Abbildung 2).

$B_{S(ml)prox}$  beschreibt die Breite des Schaftes bei mediolateral gelegenen Messpunkten im Bereich des sich nicht mehr weiter verjüngenden Schaftes (Abbildung 2).

$B_{S(ml)dist}$  beschreibt die Breite des Schaftes bei mediolateral gelegenen Messpunkten im Bereich des Schaftes unmittelbar oberhalb der Epikondylen (Abbildung 2).

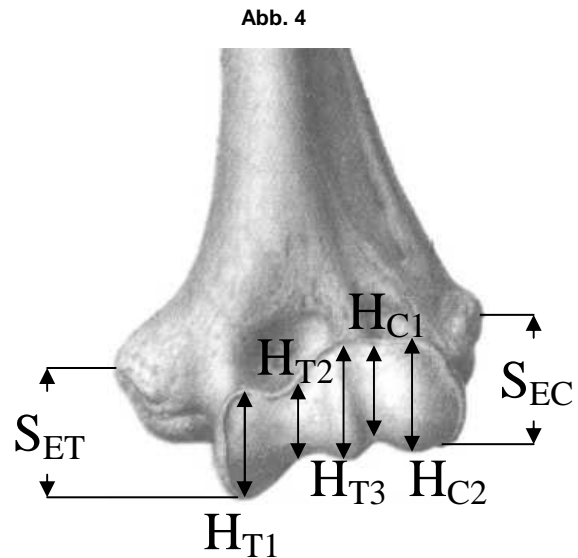
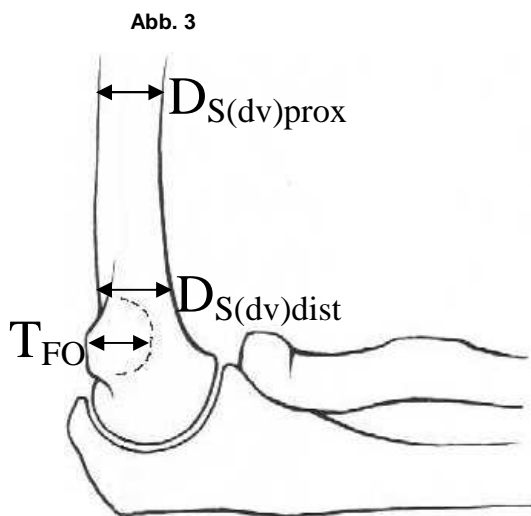
Die Breite der Fossa olecrani wurde gemessen von ihrem äußersten mediodorsal gelegenen Punkt zum äußersten laterodorsal gelegenen Punkt und mit  $B_{FO}$  bezeichnet (Abbildung 2). Die Höhe der Fossa olecrani wurde gemessen von ihrem tiefsten an die Trochlea grenzenden Punkt bis zu ihrem höchsten Punkt, wo sie in ihren Sulcus mündet, und mit  $H_{FO}$  bezeichnet.



### 3.1.3. Messstrecken $D_{S(dv)prox}$ , $D_{S(dv)dist}$ und $T_{FO}$

Die Dicke des Humerusschaftes in dorsoventraler Ausbreitung an der Stelle, wo Dorsum und Ventrum bei seitlicher Aufsicht beginnen parallel zu verlaufen, ist mit  $D_{S(dc)prox}$  bezeichnet (Abbildung 3).  $D_{S(dv)dist}$  beschreibt die Dicke des Humerusschaftes in dorsoventraler Ausbreitung unmittelbar oberhalb der Epikondylen (Abbildung 3). Die Tiefe der Fossa olecrani,  $T_{FO}$  benannt, wurde vermessen von

ihrem tiefsten Punkt bis zur Verbindungslinie zwischen beiden Epikondylen an ihrer am weitesten dorsal gelegenen Stelle (Abbildung 3).



#### 3.1.4. Messstrecken $S_{ET}$ , $S_{EC}$ , $H_{T1}$ , $H_{T2}$ , $H_{T3}$ , $H_{C1}$ und $H_{C2}$

Gemessen wurde hier der Abstand zwischen dem untersten Rand der medialen Trochlea humeri und dem Mittelpunkt des Epikondylus medialis und mit  $S_{ET}$  bezeichnet (Abbildung 4). Die ventral gemessene Höhe der Trochlea wurde an drei verschiedenen Stellen vermessen und von medial nach lateral mit  $H_{T1-3}$  bezeichnet (Abbildung 4). Gleiches erfolgte mit der Höhe des Capitulum ventral.  $H_{C1}$  beschreibt die Höhe des Sulcus capitulotrochlearis,  $H_{C2}$  beschreibt die Höhe des Capitulum in seinem Scheitelpunkt bei ventraler Aufsicht (Abbildung 4). Die Strecke zwischen dem untersten äußeren Rand des Capitulum bis zur Mitte des Epikondylus lateralis wird durch  $S_{ET}$  wiedergegeben (Abbildung 4).

#### 3.1.5. Messstrecken $S_{A(u)}$ , $S_{C(u)}$ und $S_{T(u)}$

Die Ausdehnung der gesamten humeralen Gelenkfläche in der Frontalebene in kaudaler Aufsicht ist mit  $S_{A(u)}$  bezeichnet (Abbildung 5). Die Ausdehnung des Capitulum in Ansicht von unten wurde gemessen vom Sulcus capitulotrochlearis bis zum äußeren Rand der Gelenkfläche und trägt die Bezeichnung  $S_{C(u)}$  (Abbildung 5). Die Ausdehnung der trochlearen Gelenkfläche beginnt am medial gelegenen äußeren Rand und reicht bis zum lateralen äußeren Scheitelpunkt der Gelenkrolle und ist mit  $S_{T(u)}$  benannt (Abbildung 5).



Abb. 5

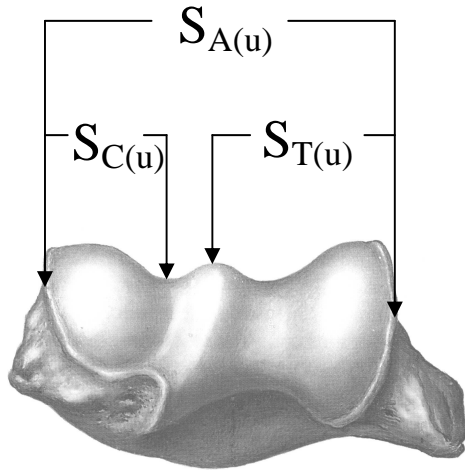
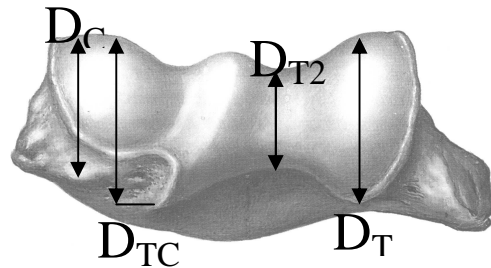


Abb. 6



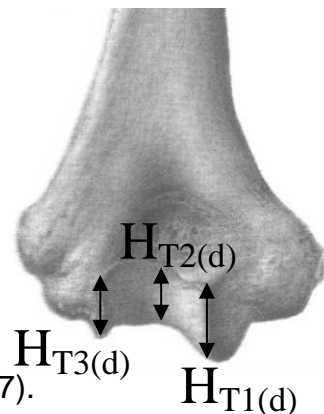
### 3.1.6. Messstrecken $D_C$ , $D_{TC}$ , $D_T$ und $D_{T2}$

Die Dicke des Capitulum mit knöchernem dorsalem Anteil wurde vermessen von der ventralen Seite bis zum dorsal gelegenen Ende des Epikondylus lateralis und ist mit  $D_C$  bezeichnet (Abbildung 6). Mit  $D_{TC}$  wird die Strecke vom ventral gelegenen Scheitelpunkt des Capitulum bis zum am weitesten lateral gelegenen äußeren Teils der Gelenkfläche der Trochlea bezeichnet (Abbildung 6).  $D_T$  benennt die Dicke der Trochlea bei kaudaler Aufsicht, gemessen vom ventralen zum dorsalen Scheitelpunkt der medialen Seite der Gelenkrolle (Abbildung 6). Die Dicke der Trochlea in ihrer kleinsten Ausbreitung von kaudal gesehen trägt die Bezeichnung  $D_{T2}$  (Abbildung 6).

### 3.1.7. Messstrecken $H_{T1(d)}$ , $H_{T2(d)}$ und $H_{T3(d)}$

Die Höhe der Trochlea bei dorsaler Aufsicht an ihrer medialen Seite, gemessen vom untersten Punkt der Gelenkaußenfläche bis zu ihrem obersten gelegenen Punkt wird mit  $H_{T1(d)}$  bezeichnet (Abbildung 7).  $H_{T2(d)}$  beschreibt die Höhe der Trochlea in der Mitte der Gelenkfläche,  $H_{T3(d)}$  die Höhe der Gelenkrolle an ihrer lateralen Außenseite bei Aufsicht von hinten (Abbildung 7).

Abb. 7



### 3.1.8. Winkel $A_{ST}$ und $A_{SC}$

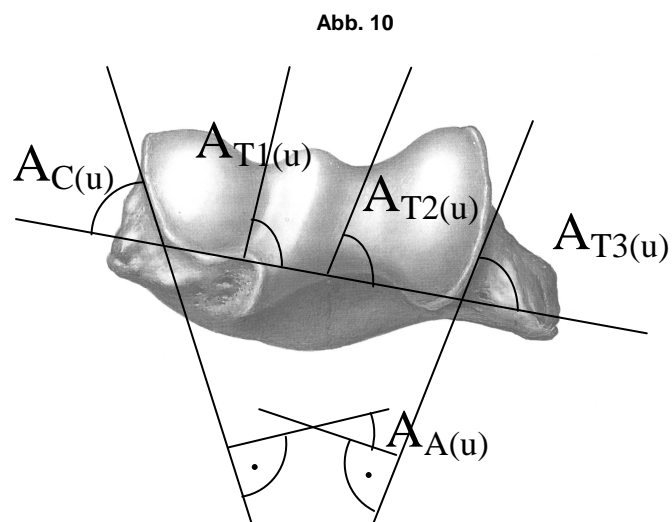
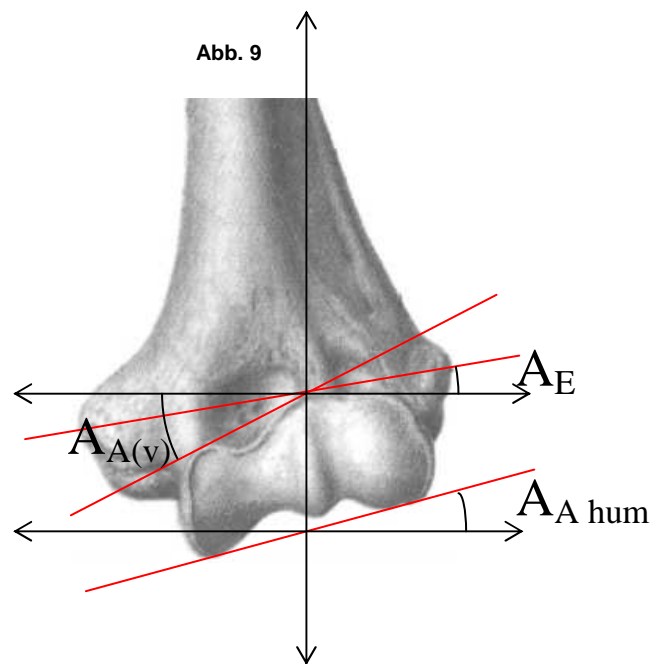
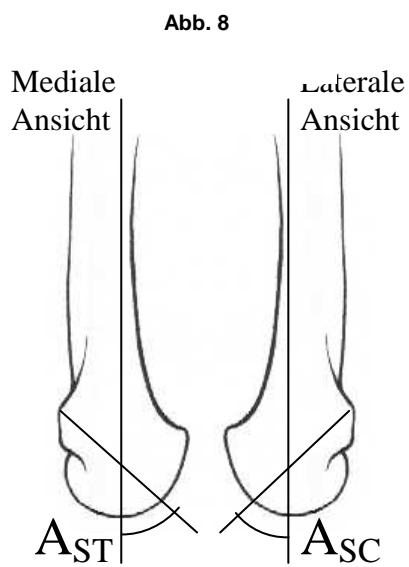
Der Winkel der Trochlea zur Schaftachse bei medialer Aufsicht wird mit  $A_{ST}$  beschrieben (Abbildung 8).  $A_{SC}$  benennt den Winkel zwischen Capitulum und Schaftachse bei lateraler Aufsicht (Abbildung 8).

### 3.1.9. Winkel $A_{A(v)}$ , $A_E$ und $A_{A\text{ hum}}$

Mit  $A_{A(v)}$  wird der Winkel zwischen der senkrecht zur Schaftachse stehenden Ebene und der bei ventraler Aufsicht nach medial abfallenden Tangente der proximalen Gelenkfläche der Trochlea beschrieben (Abbildung 9). Der Winkel zwischen der senkrecht zur Schaftachse stehenden Ebene und der transepikondylären Achse wird durch  $A_E$  beschrieben (Abbildung 9).  $A_{A\text{ hum}}$  beschreibt den Winkel zwischen der senkrecht zur Schaftachse stehenden Ebene und der Tangente der distalen Gelenkfläche des Humerus (Abbildung 9).

### 3.1.10. Winkel $A_{C(u)}$ , $A_{T1(u)}$ , $A_{T2(u)}$ , $A_{T3(u)}$ und $A_{A(u)}$

$A_{C(u)}$  ist der Winkel zwischen Epikondylenachse und der lateralen Außenseite der capitalen Gelenkfläche, durch deren Neigung bei kaudaler Aufsicht eine Ausgleichsgerade gelegt wurde (Abbildung 10). Der korrespondierende Winkel der medialen Seite zwischen Epikondylenachse und der Ausgleichsgeraden durch den medialen Rand der Trochlea wird mit  $A_{T3(u)}$  beschrieben (Abbildung 10).  $A_{A(u)}$  ist der Winkel, gemessen zwischen den jeweils senkrecht zur Neigung der beiden Ränder der Gelenkaußenflächen stehenden Geraden (Abbildung 10).  $A_{T1(u)}$  beschreibt den Winkel zwischen Epikondylenachse und der Neigung des Sulcus capitulotrochlearis zu dieser (Abbildung 10). Der Winkel zwischen Epikondylenachse und der eigentlichen Gelenkfläche der Trochlea bei Sicht von unten wird durch  $A_{T2(u)}$  wiedergegeben (Abbildung 10).



### 3.1.11. Messstrecken $S_{AP}$ , $S_{AM}$ , $S_{AD(ohne R)}$ und $S_{AD(mit R)}$

Die Größe der Incisura trochlearis in ihrer maximalen Ausbreitung, gemessen zwischen lateralem und medialen Rand, wird mit  $S_{AP}$  bezeichnet (Abbildung 11).  $S_{AM}$  beschreibt die Ausbreitung des Gelenkflächenisthmus zwischen coronoidaler und olecraner Gelenkfläche, mediolateral gemessen (Abbildung 11).  $S_{AD(ohne R)}$  und  $S_{AD(mit R)}$  beschreiben die Ausbreitung der distal des Isthmus gelegenen Gelenkfläche zwischen medial und lateral, einmal mit und einmal ohne Incisura radialis gemessen (Abbildung 11).

Abb. 11

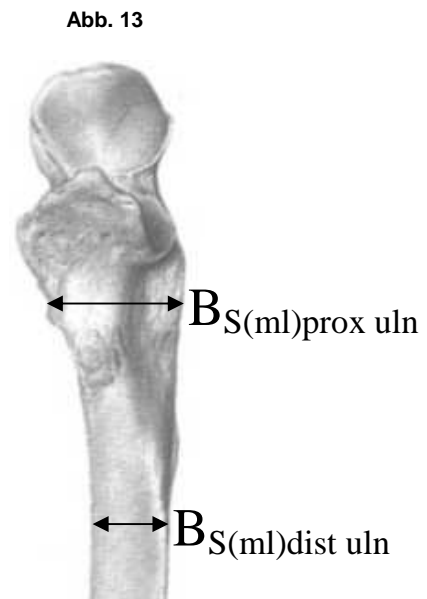
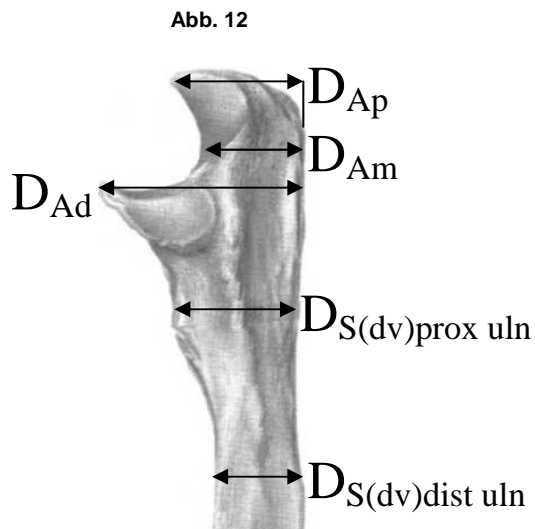


### 3.1.12. Messstrecken $D_{Ap}$ , $D_{Am}$ , $D_{Ad}$ , $D_{S(dv)prox uln}$ und $D_{S(dv)dist uln}$

Die Dicke des Olecranon bei seitlicher Aufsicht, gemessen von seiner Spitze bis zum verlängerten Rücken der Ulna, wird mit  $D_{Ap}$  bezeichnet (Abbildung 12). Die Dicke der proximalen Ulna wurde gemessen vom tiefsten Punkt des bei seitlicher Aufsicht entstehenden Halbkreises der Gelenkfläche bis zur Dorsalseite des Knochens und  $D_{Am}$  benannt (Abbildung 12).  $D_{Ad}$  benennt die Dicke der proximalen Ulna, gemessen zwischen Spitze des Processus coronoideus und Dorsum ulnae bei seitlicher Aufsicht (Abbildung 12). Die Dicke des Schaftes der Ulna in dorsoventraler Ausbreitung im Bereich der Tuberositas ulnae wird mit  $D_{S(dv)prox uln}$  bezeichnet (Abbildung 12). Die Dicke des Schaftes in dorsoventraler Ausbreitung im Bereich des Auslaufs der Crista musculi supinatoris und distal der Tuberositas ulnae wird mit  $D_{S(dv)dist uln}$  bezeichnet (Abbildung 12).

### 3.1.13. Messstrecken $B_{S(ml)prox uln}$ und $B_{S(ml)dist uln}$

Die Breite der Ulna im Bereich der Tuberositas ulnae in mediolateraler Ausbreitung wird mit  $B_{S(ml)prox uln}$  bezeichnet (Abbildung 13). Die Breite distal davon auf Höhe des Auslaufs der Margo interosseus wird mit  $B_{S(ml)dist uln}$  benannt (Abbildung 13).



### 3.1.14. Winkel $A_{A(s)}$ , $A_{S\ uln}$ , $A_{S(s)}$ , $A_{CO}$ , $A_{A\ uln}$ und Messstrecke $S_O$

Der Winkel zwischen Schaftachse und der Geraden durch die Spitze des Processus coronoideus und die Spitze des Olecranon bei ventraler Aufsicht wird  $A_{Suln}$  genannt (Abbildung 14). Der Winkel zwischen Schaftachse und der Achse des Olecranon bei dorsaler Ansicht wird mit  $A_{As}$  bezeichnet (Abbildung 14).  $A_{S(s)}$  benennt den Winkel zwischen Schaftachse und der Achse des proximalen Gelenkkopfes der Ulna bei seitlicher Ansicht (Abbildung 14).  $A_{CO}$  ist der Winkel zwischen Schaftachse und der Geraden durch die Spitzen von Processus coronoideus und Olecranon bei seitlicher Aufsicht (Abbildung 14). Der Winkel zwischen Schaftachse und der Tangente von Incisura radialis und des proximalen Gelenkflächenanteils bei Aufsicht von lateral wird  $A_{A\ uln}$  genannt (Abbildung 14). Die Breite des Olecranon bei dorsaler Aufsicht, gemessen ohne knöcherne Anteile der Gelenkflächen wird  $S_O$  genannt (Abbildung 14).

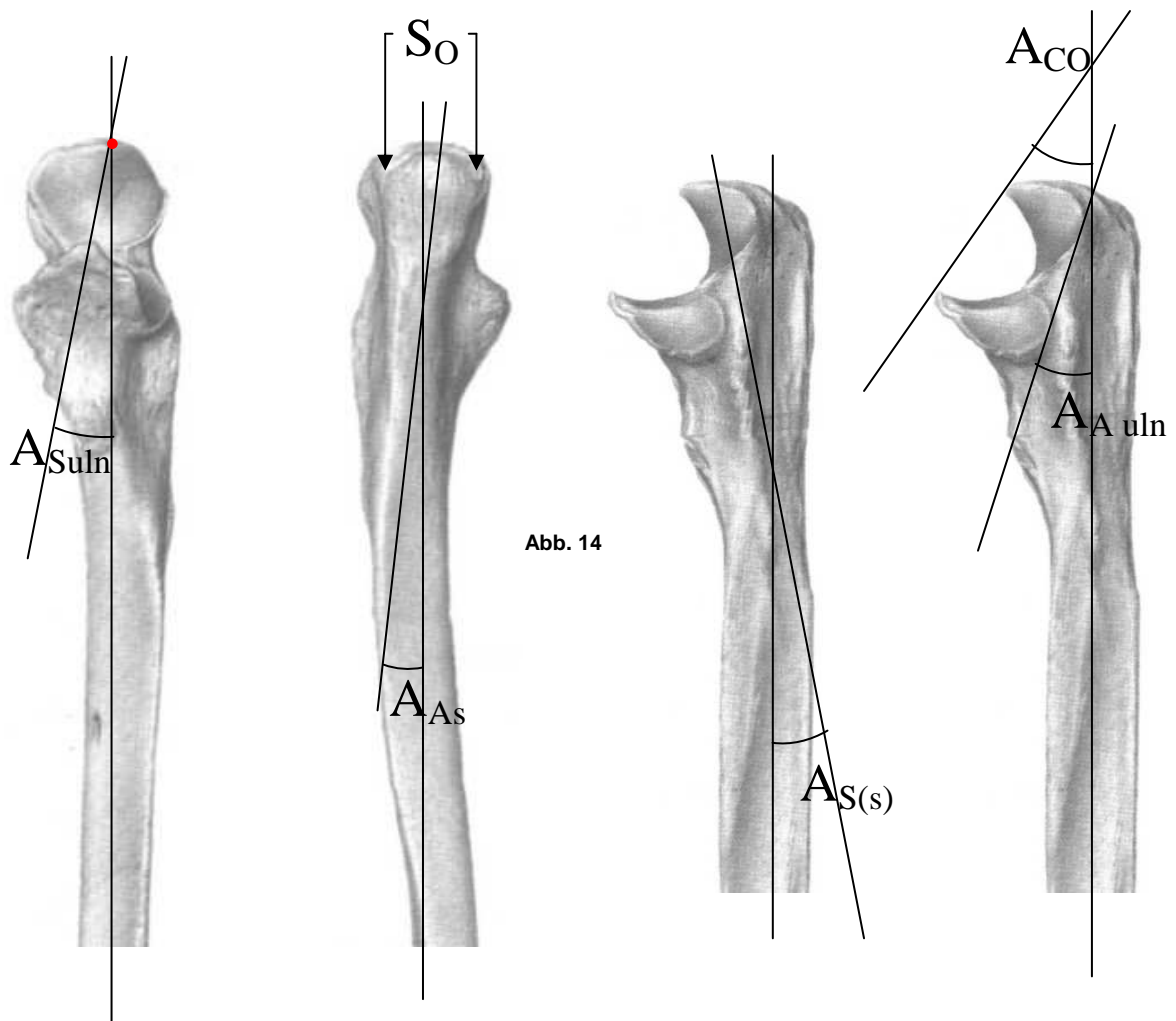


Abb. 14

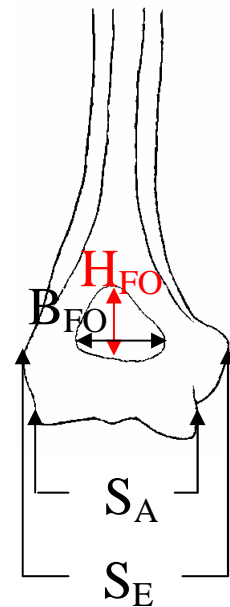
## 3.2. Messungen am konventionellen Röntgenbild

### 3.2.1. Humerus

Gemessen wurde der Abstand der Epikondylen vom jeweils äußersten Punkt des Epikondylus medialis zum äußersten Punkt des Epikondylus lateralis im ap-Röntgenbild. Diese Strecke entspricht der Bezeichnung  $S_E$  (Abbildung 15). Die Strecke  $S_A$  entspricht ebenfalls wie bei den anatomischen Präparaten der Ausdehnung der Facies articularis humeri gemessen vom äußersten Rand der im ap-Röntgenbild sichtbaren Trochlea bis zum äußersten Rand des Capitulum (Abbildung 15).

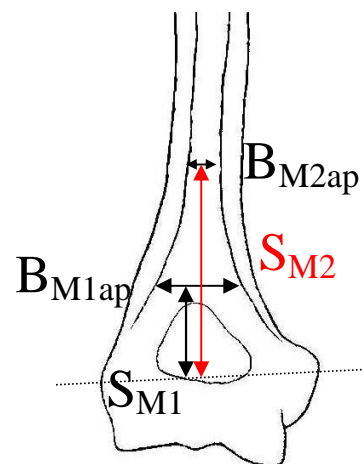
Die Ausdehnung der Fossa olecrani im ap-Bild wurden, sofern gut abgrenzbar, vom obersten zum untersten Rand vermessen, welches  $H_{FO}$  entspricht, und vom lateralen zum medialen Rand auf Höhe ihrer größten Breite gemessen, und wird mit  $B_{FO}$  bezeichnet (Abbildung 15).

Abb. 15



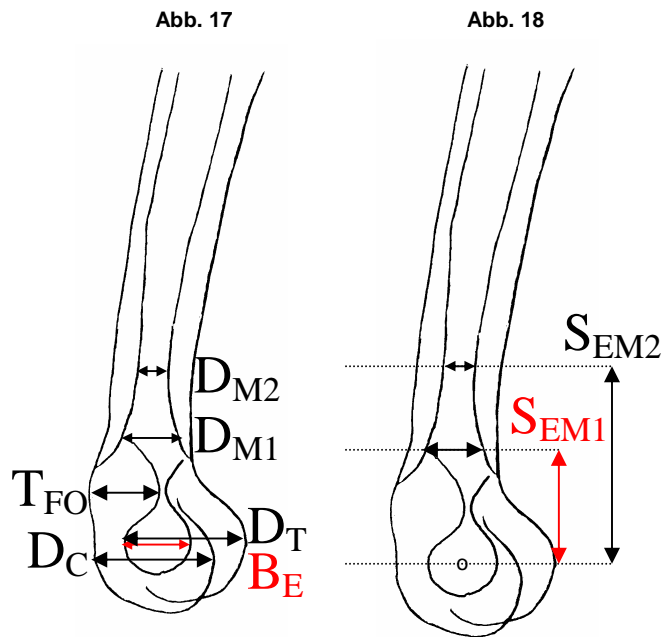
Der Abstand zwischen den Innenrändern der Kompakta des Humerus auf Höhe des Einstiegs der humeralen Komponente einer Ellenbogengelenkprothese, wird mit  $B_{M1ap}$  benannt (Abbildung 16).  $B_{M2ap}$  ist die Breite des Markraumes des Humerus im ap-Strahlengang an der Stelle, wo er aufhört sich zu verjüngen (Abbildung 16).  $S_{M1ap}$  ist der Abstand zwischen Epikondylenachse und  $B_{M1ap}$  (Abbildung 16).  $S_{M2ap}$  entspricht dem Abstand zwischen Epikondylenachse und  $B_{M2ap}$  (Abbildung 16).

Abb. 16

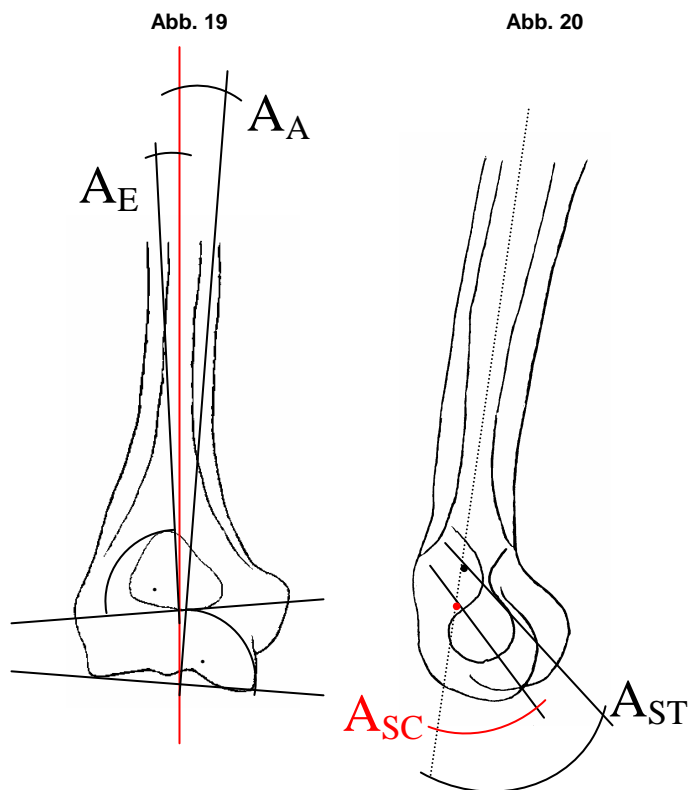


Die Dicke des Markraumes des Humerus auf Höhe des Einstiegs des Schaftes der humeralen Komponente der Prothese im seitlichen Röntgenbild wird mit  $D_{M1}$  bezeichnet (Abbildung 17).  $D_{M2}$  benennt die Dicke des Markraumes im seit-

lichen Röntgenbild auf der Höhe, wo sich der Markraum nicht mehr verjüngt und die Innenränder der Kompakta beginnen parallel zu verlaufen (Abbildung 17). Hier ist der Durchmesser des Markraumes am geringsten.  $B_E$  beschreibt die Breite des Epikondylus im seitlichen Röntgenbild und wurde vermessen von seinem vorderen zu seinem hinteren Rand (Abbildung 17). Die Dicke der Trochlea und des Capitulum im seitlichen Röntgenbild, bezeichnet mit  $D_T$  und  $D_C$ , wurden gemessen zwischen ihren jeweiligen ventralen und dorsalen Schattenrändern (Abbildung 17).



Die Strecke zwischen Mittelpunkt des Epikondylus und Einstieg des Prothesenschafes erhält die Bezeichnung  $S_{EM1}$  (Abbildung 18).  $S_{EM2}$  ist der Abstand zwischen Mittelpunkt des Epikondylus und der Stelle, an dem die Kompakta beginnt parallel zu verlaufen (Abbildung 18).



Der Winkel zwischen Schaftachse und senkrecht zur Epikondylenachse stehenden Gerade im ap-Röntgenbild wird mit  $A_E$  bezeichnet (Abbildung 19).  $A_A$  beschreibt den Winkel zwischen Schaftachse und senkrecht zur Tangente der Schattenränder der distalen Gelenkfläche stehenden Gerade im ap-Röntgenbild (Abbildung 19).



Der Winkel zwischen Schaftachse und Ausrichtung der Trochlea trägt die Bezeichnung  $A_{ST}$  (Abbildung 20). Der Winkel zwischen Schaftachse und Ausrichtung des Capitulum wird mit  $A_{SC}$  benannt (Abbildung 20).

### 3.2.2. Ulna

Die Strecke zwischen der Spitze des Processus coronoideus und des Olecranon, gemessen im seitlichen Röntgenbild, wird

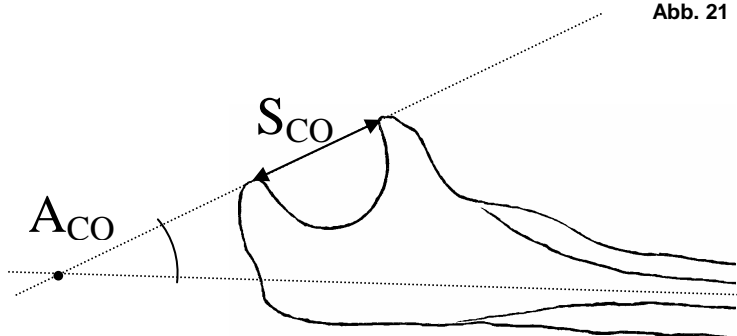


Abb. 21

$S_{CO}$  genannt (Abbildung 21). Der Winkel zwischen Schaftachse und der Tangente von Spitze des Olecranon und Processus coronoideus im seitlichen Röntgenbild trägt die Bezeichnung  $A_{CO}$  (Abbildung 21).

Die Breite des Olecranon im ap-Bild, gemessen an der Stelle der größten Ausbreitung, wird  $S_{Ap}$  genannt (Abbildung 22).  $S_{Am}$  beschreibt die Dicke der Ulna in Höhe des Gelenkflächenisthmus und damit die schmalste Stelle des proximalen Ulnakopfes (Abbildung 22). Der Winkel zwischen ulnarer Schaftachse und der Geraden durch die Spitze des Olecranon und des Processus coronoideus im ap-Röntgenbild trägt die Bezeichnung  $A_{SuIn}$  (Abbildung 22).

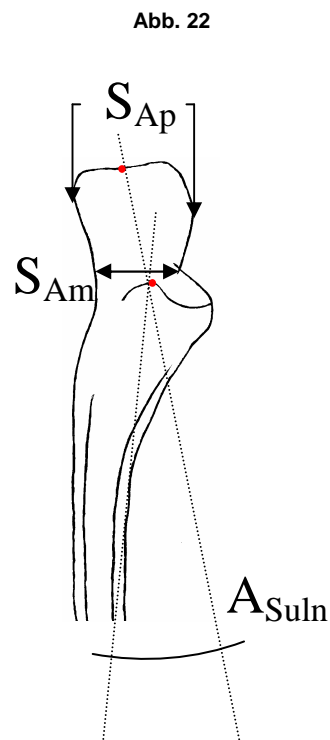


Abb. 22

Der Abstand zwischen Spitze des Olecranon und Insertionsstelle des M. triceps brachii im seitlichen Röntgenbild im Lot gemessen trägt die Bezeichnung  $D_{Ap}$  (Abbildung 23). Die Dicke des Olecranon im seitlichen Röntgenbild zwischen Dorsum und der tiefsten Stelle der Gelenkfläche wird mit  $D_{Am}$  bezeichnet (Abbildung 23).  $D_{Ad}$  benennt den Abstand zwischen Processus coronoideus und Dorsum ulnae im seitlichen Röntgenbild (Abbildung 23). Die Dicke des Schaftes der Ulna im seitlichen Röntgenbild auf Höhe der beginnenden ventralen Kompakta wird  $D_{S1\ uln}$  genannt (Abbildung 23). Die

Schaftdicke unmittelbar unterhalb der Tuberositas ulnae trägt den Namen  $D_{S2\ uln}$  (Abbildung 23). Die Dicke des Markraumes der Ulna im seitlichen Röntgenbild unterhalb der Tuberositas ulnae trägt die Bezeichnung  $D_{M\ uln}$  (Abbildung 23). Der Abstand zwischen Insertion des *M. triceps brachii* und Beginn der dorsalen Kompakta im seitlichen Röntgenbild wird  $S_{OC}$  genannt (Abbildung 23).  $S_{OM}$  beschreibt den Abstand zwischen Insertionsstelle des *M. triceps* und der Höhe, auf welcher  $D_{M\ uln}$  gemessen wurde (Abbildung 23).  $S_{mC}$  ist der Abstand zwischen der Stelle, an welcher  $D_{Am}$  gemessen wurde und dem Beginn der dorsalen Kompakta (Abbildung 23). Die Strecke zwischen den Punkten, an denen  $D_{Am}$  und  $D_{M\ uln}$  gemessen wurden, trägt die Bezeichnung  $S_{mM}$  (Abbildung 23).

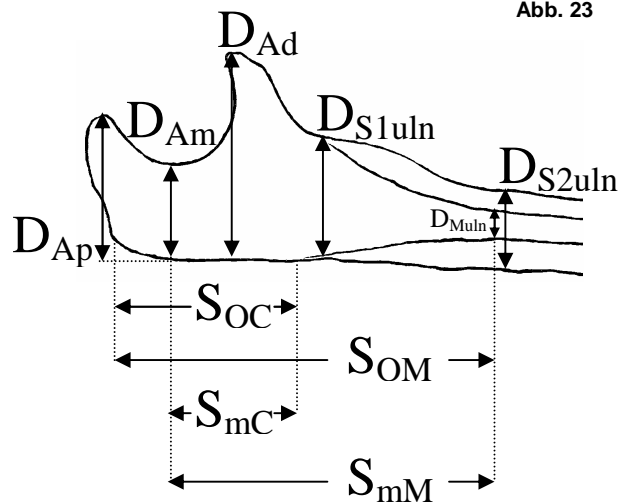


Abb. 23

### 3.2.3. Radius

Der Durchmesser des Radiuskopfes im seitlichen Bild wird mit  $DM\ K_S$  bezeichnet (Abbildung 24). Die Neigung von Radiuskopfgelenkfläche zum Radiushals im seitlichen Bild wird  $A_{As}$  genannt (Abbildung 24). Der Winkel zwischen Radiushals und Radiuschaft im seitlichen Bild trägt den Namen  $A_{Ss}$  (Abbildung 24).

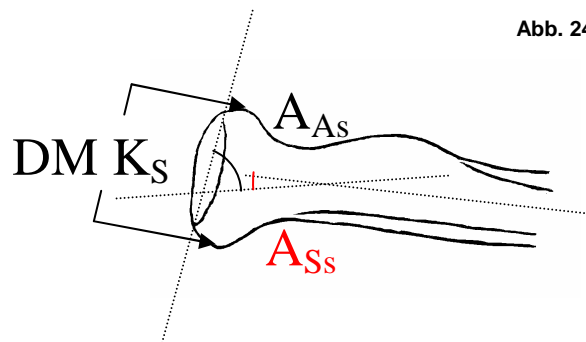


Abb. 24

Der Durchmesser des Radiusköpfchens im ap-Bild wird mit  $DM\ K_{ap}$  benannt (Abbildung 25). Die Neigung von Radiuskopfgelenkfläche

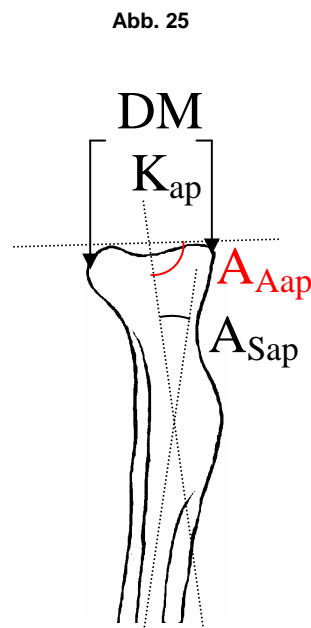
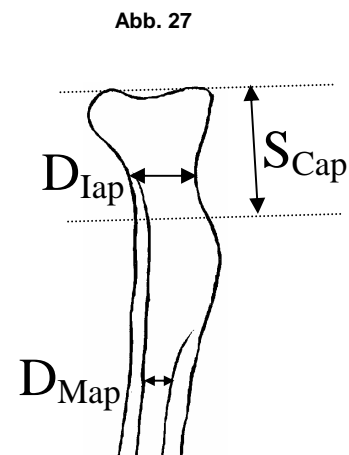
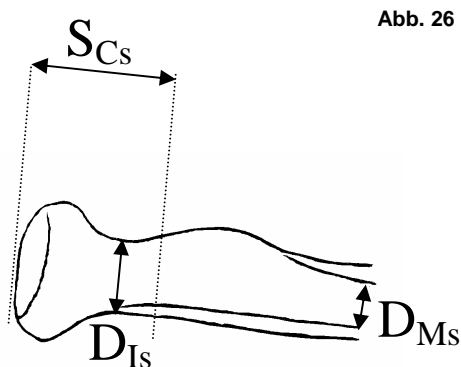


Abb. 25

zum Radiushals im ap-Bild wird  $A_{Aap}$  genannt (Abbildung 25). Der Winkel zwischen Radiushals und Radiuschaft im ap-Bild trägt den Namen  $A_{Sap}$  (Abbildung 25).

Der Abstand zwischen Ende des Radiuskopfschattens und der Stelle, an welcher die Corticalis ihre volle Dicke erreicht im seitlichen Röntgenbild, hat den Namen  $S_{Cs}$  (Abbildung 26). Die Stelle des kleinsten Umfanges des Radiushalses (Isthmus) im seitlichen Bild wurde von der Innenseite der dorsal ausgeprägteren Corticalis bis zum gegenüber liegenden Rand proximal der Tuberositas radii gemessen und wird mit  $D_{Is}$  bezeichnet (Abbildung 26). Die Dicke des Markraumes unterhalb der Tuberositas radii im seitlichen Bild trägt den Namen  $D_{Ms}$  (Abbildung 26).

Der Abstand zwischen Ende des Radiuskopfschattens und der Stelle, an welcher die Corticalis ihre volle Dicke erreicht im ap-Röntgenbild, hat den Namen  $S_{Cap}$  (Abbildung 27). Die Stelle des kleinsten Umfanges des Radiushalses (Isthmus) im ap-Bild wurde von der Innenseite der dorsal ausgeprägteren Corticalis bis zum gegenüber liegenden Rand proximal der Tuberositas radii gemessen und ist mit  $D_{Iap}$  bezeichnet (Abbildung 27). Die Dicke des Markraumes unterhalb der Tuberositas radii im ap-Bild trägt den Namen  $D_{Map}$  (Abbildung 27).



### 3.3. Messungen an Röntgenschablonen

Die an den Schablonen abgenommenen Werte wurden um den jeweiligen Verkleinerungsfaktor korrigiert, um auf die Realwerte zu kommen. Die jeweiligen Faktoren sind Tabelle 2 zu entnehmen. Die an Präparaten und Röntgenbilder gemessenen Werte wurden gleichsinnig auf die sieben vermessenen Prothesen übertragen.

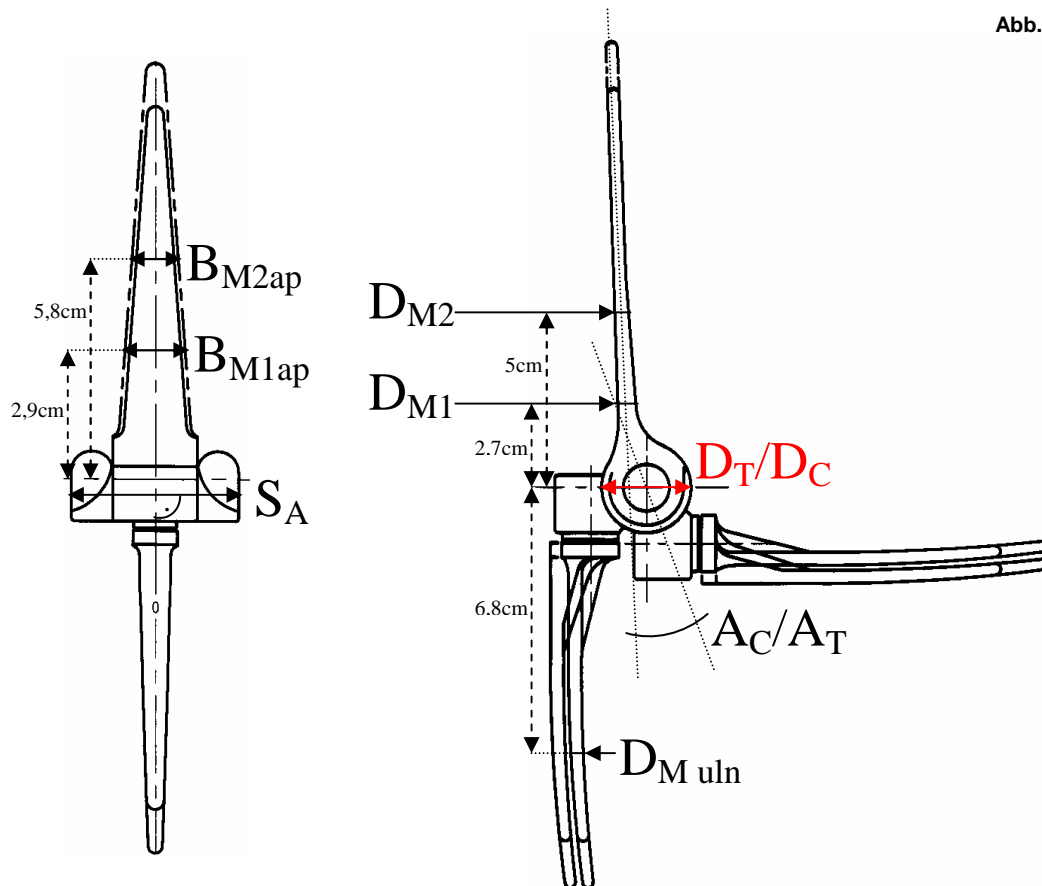
Die Breiten und Dicken der Schäfte ( $D_{M1}$ ,  $D_{M2}$ ,  $B_{M1ap}$ ,  $B_{M2ap}$  und  $D_{M\ uln}$ ) wurden analog zur Größe der in den Röntgenbildern vermessenen Markräume gemessen. Auf welcher Höhe des Prothesenschaftes  $D_{M1}$ ,  $D_{M2}$ ,  $B_{M1ap}$ ,  $B_{M2ap}$  und  $D_{M\ uln}$  gemessen wurden, stand in Abhängigkeit zu den in den Röntgenbildern entnommenen Strecken  $S_{EM1}$ ,  $S_{EM2}$ ,  $S_{M1}$  und  $S_{M2}$ , welche den Abstand von Epikondylenachse zu Einstieg der Prothese bzw. Beginn der parallel verlaufenden Kompakta beschreibt. Zur Vereinfachung wurde hier die Epikondylenachse der Flexions/Extensionsachse der Prothese gleichgesetzt. Die Werte  $S_{EM1}$ ,  $S_{EM2}$ ,  $S_{M1}$  und  $S_{M2}$  wurden gemittelt und der Mittelwert auf den Vergrößerungsmaßstab der Schablone hochgerechnet. Somit war eine einheitliche Höhe zum Vermessen der Schaftdicke gewährleistet, da die Prothesenschaft zum Großteil sich zum Ende hin verjüngen. So ergeben sich die in den Abbildungen eingetragenen Zentimeterwerte. Alle übrigen Strecken und Winkel wurden im Sinne der in den vorangehenden Kapiteln definierten Begriffe vermessen.

| Prothese              | Vergrößerung | Faktor |
|-----------------------|--------------|--------|
| Endo Modell           | 10 %         | 0,91   |
| Coonrad/Morrey        | 3 %          | 0,97   |
| Kudo Large            | 15 %         | 0,87   |
| Kudo Small            | 10 %         | 0,91   |
| IBP                   | 15 %         | 0,87   |
| GSB III               | 5 %          | 0,95   |
| Pritchard Mark        | 10 %         | 0,91   |
| Souter<br>Strathclyde | 0 %          | 1      |

**Tab. 2** Vergrößerungen der einzelnen Röntgenschablonen und deren Umrechnungsfaktoren.

### 3.3.1. GSB III

Ein Humerusteil mit großflächiger Abstützung auf den Kondylen ist über einen Scharnierkasten lose mit dem Ulna-Markraumstift verbunden (sloppy hinge). Die lose ovale Steckverbindung zwischen Ulna und Humerus weist ein Rotationsspiel von etwa 5 Grad auf. Es werden zwei Größen angeboten (Abbildung 28).



### 3.3.2. Souter-Strathclyde

Diese Prothese versucht sehr die anatomischen Konturen der Trochlea des Humerus zu imitieren. Die humerale Komponente wird mit Zement fixiert und ist bügelartig dem medullären Verlauf angepasst. Es gibt eine humerale Komponente mit Schaft. Die ulnare Komponente ist aus Polyethylen und wird ebenfalls intramedullär zementfixiert. Es gibt fünf Größen für humerale Komponenten und vier Größen für die ulnare Komponente (Abbildung 29).

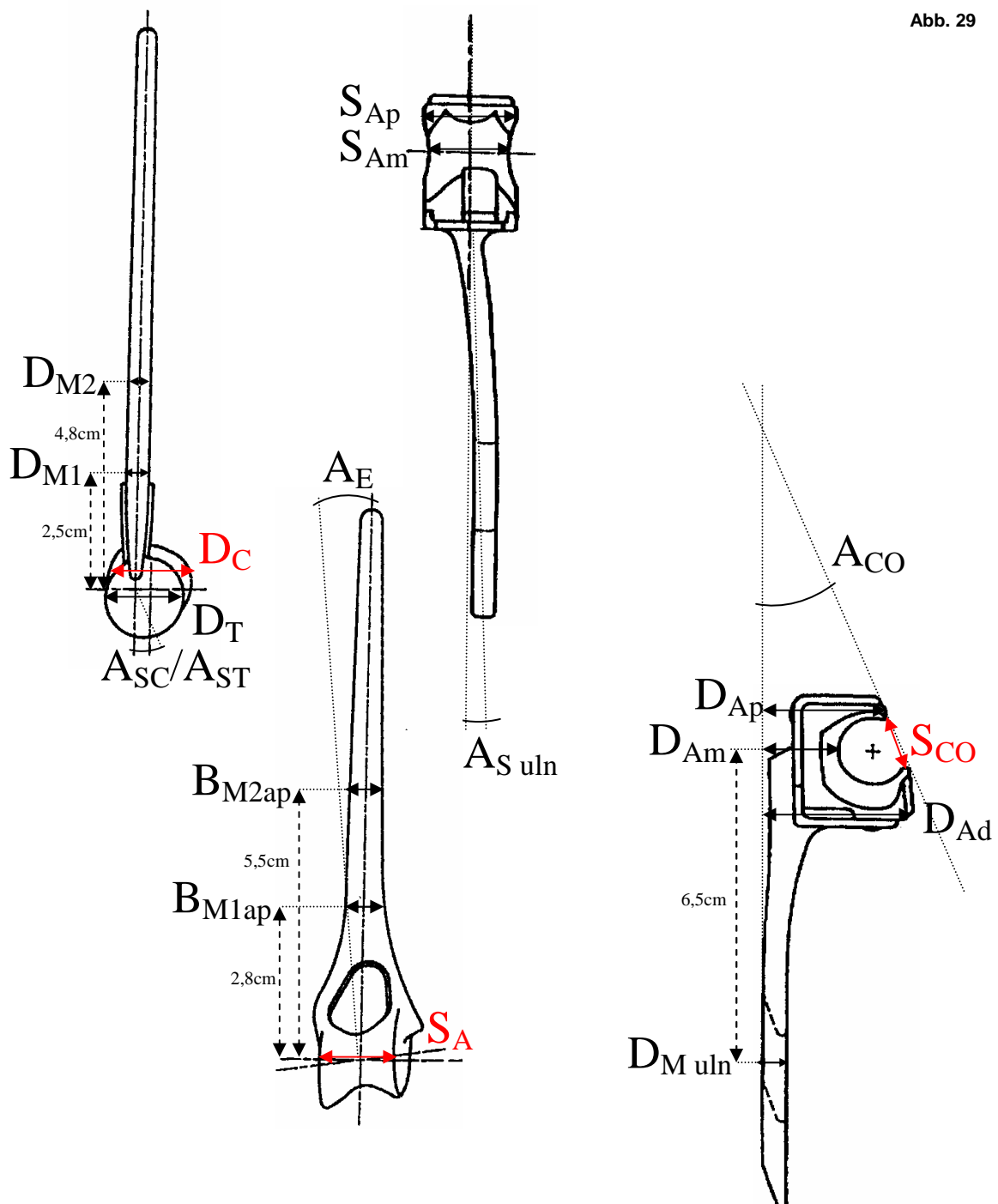
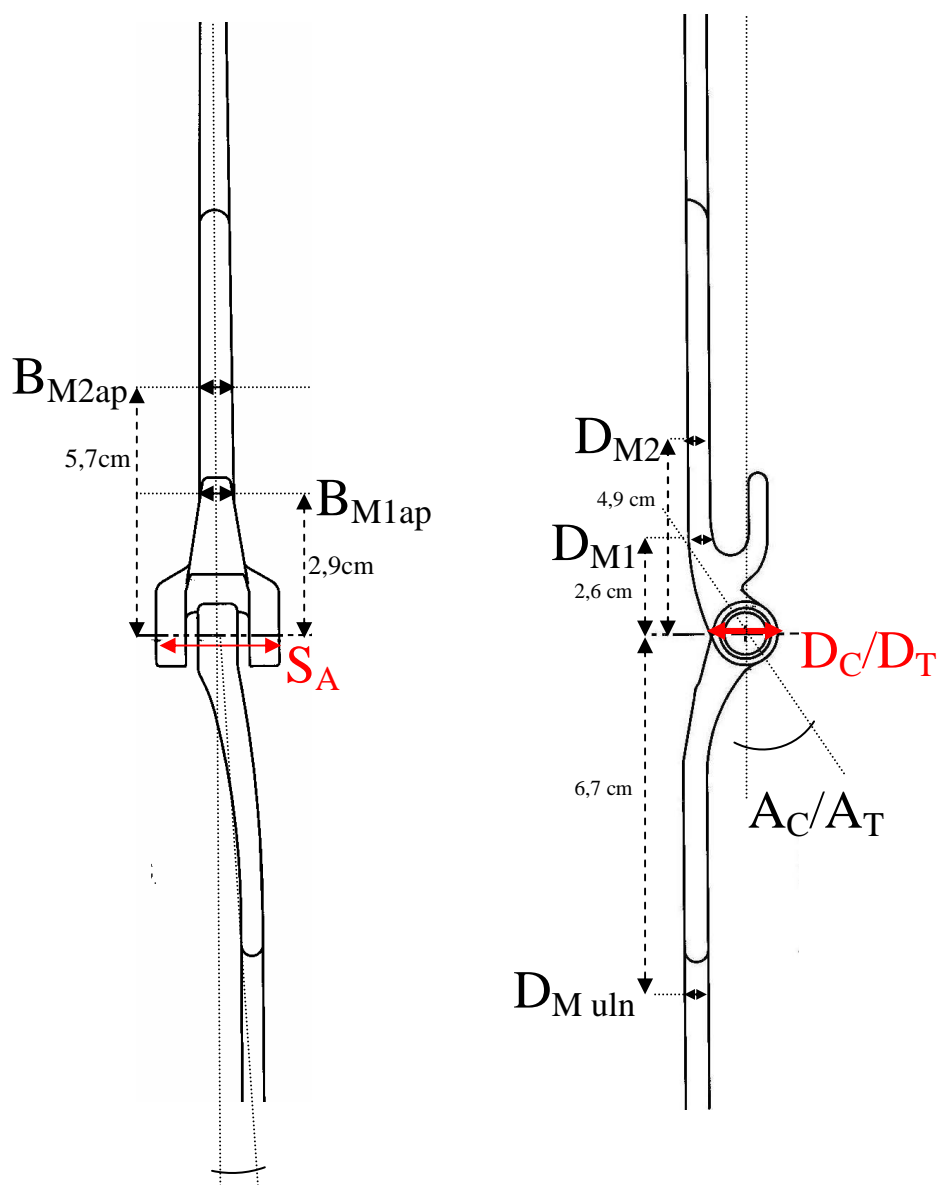


Abb. 29

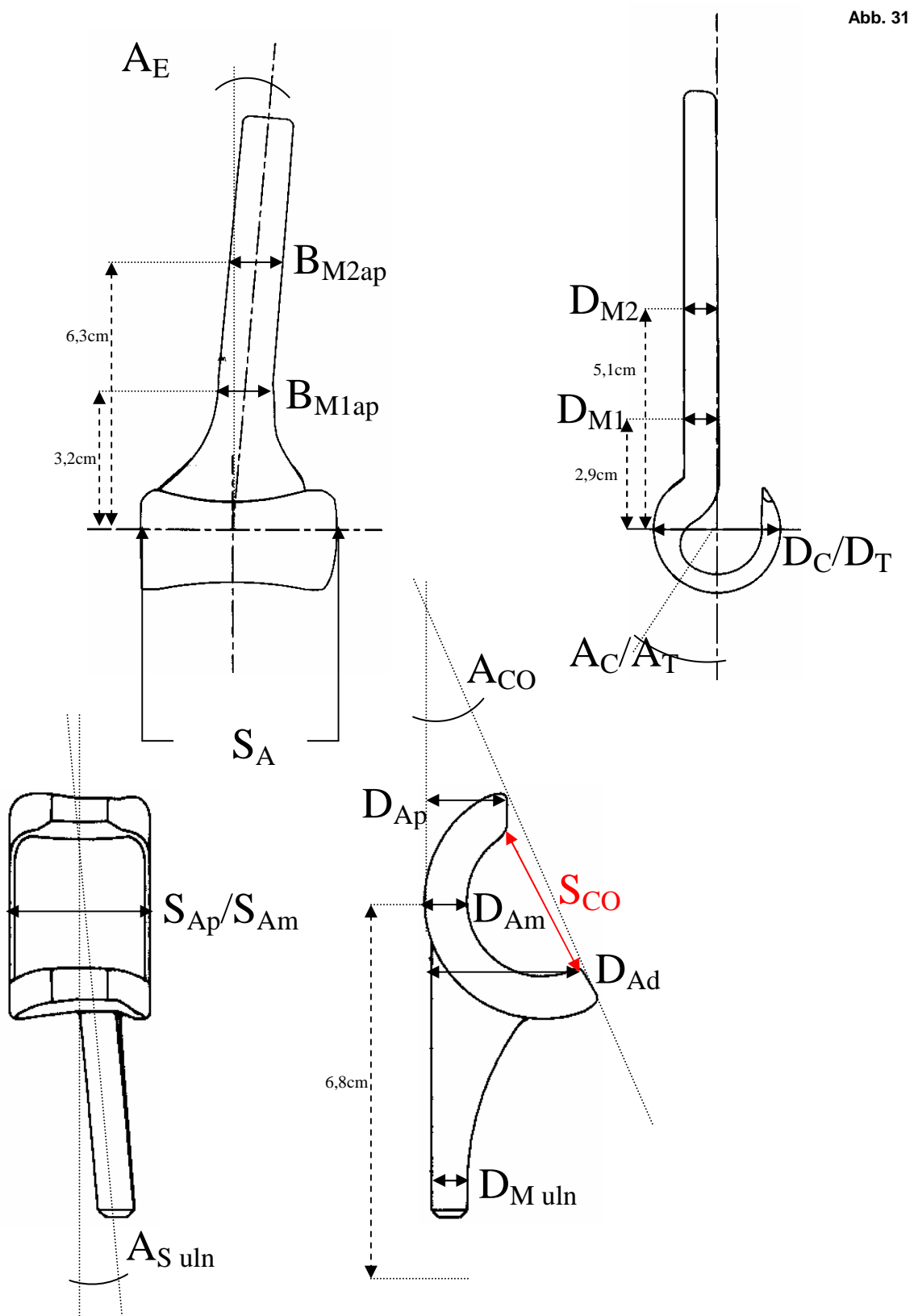
### 3.3.3. Coonrad- Morrey

Die Coonrad-Morrey-Prothese ist ein „sloppy-hinge“. Sowohl humerale als auch ulnare Komponente werden zementfixiert. Es gibt für beide Komponenten drei Größen, welche untereinander kombiniert werden können (Abbildung 30).



### 3.3.4. IBP

Eine unlinked non-congruous Prothese mit Oberflächenersatz. Intramedulläre Verankerung mittels zementiertem Schaft. Hier werden drei Größen angeboten (Abbildung 31).





### 3.3.5. Pritchard – Mark II

Diese Prothese ist als linked und semiconstrained beschrieben. Beide Komponenten werden mittels Zement medullär verankert. Es werden zwei Größen angeboten (Abbildung 32).

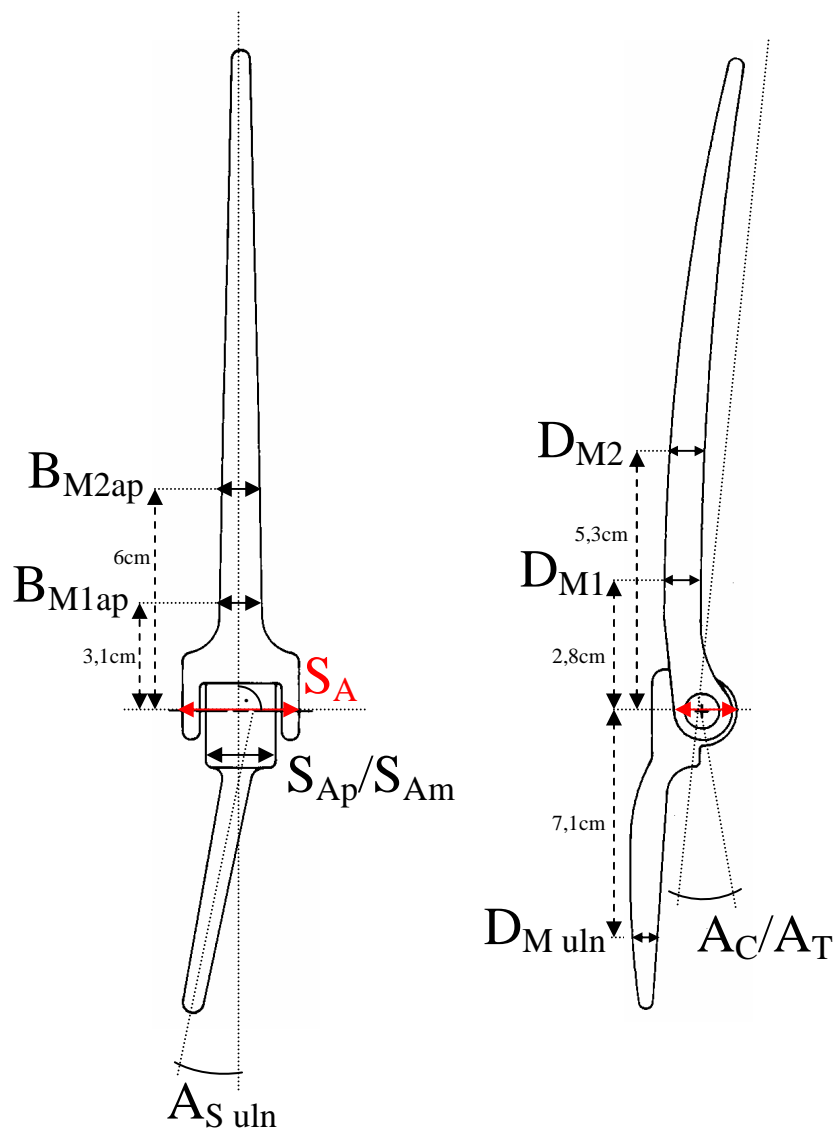


Abb. 32

### 3.3.6. Endomodell

Diese Prothese ist ein gekoppeltes Scharniergelenk. Es werden drei Größen angeboten.

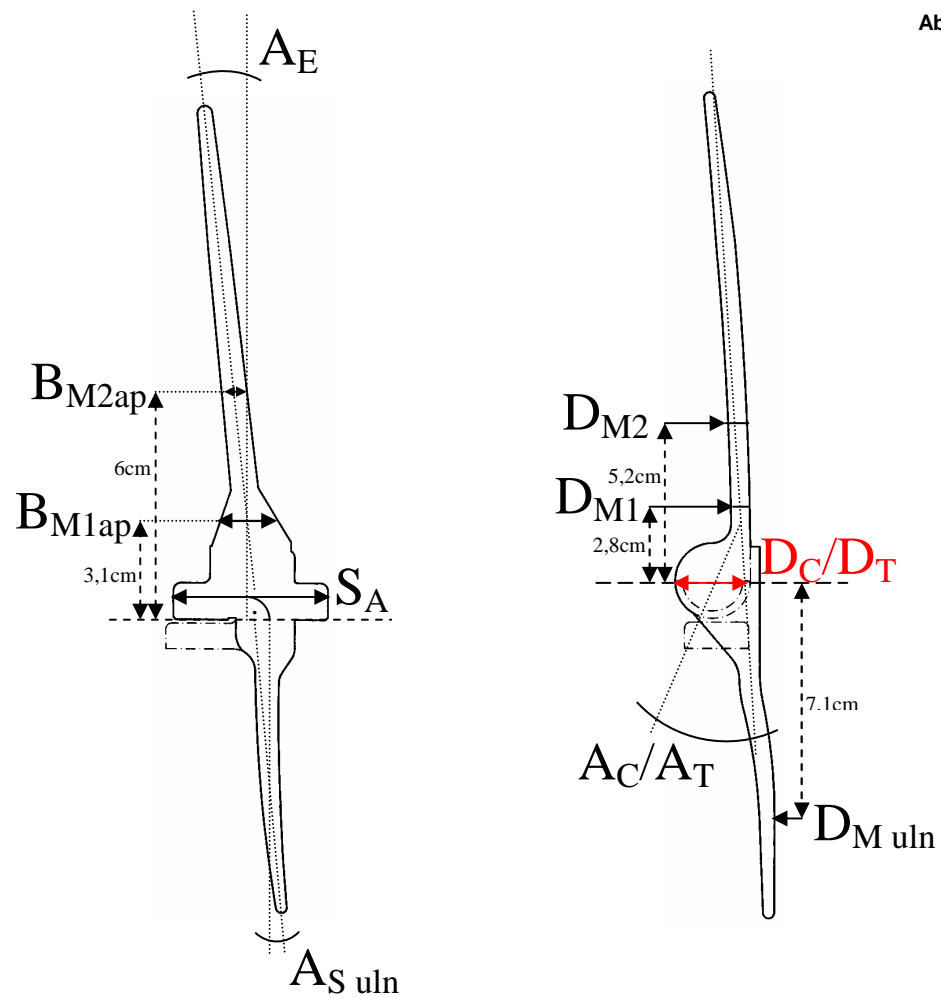


Abb. 33

### 3.3.7. Kudo

Dies ist eine unlinked non-constrained Prothese, welche auch zementlos mittels intramedullärer Verankerung eingebracht werden kann. Es werden zwei Größen angeboten (Abbildung 34).

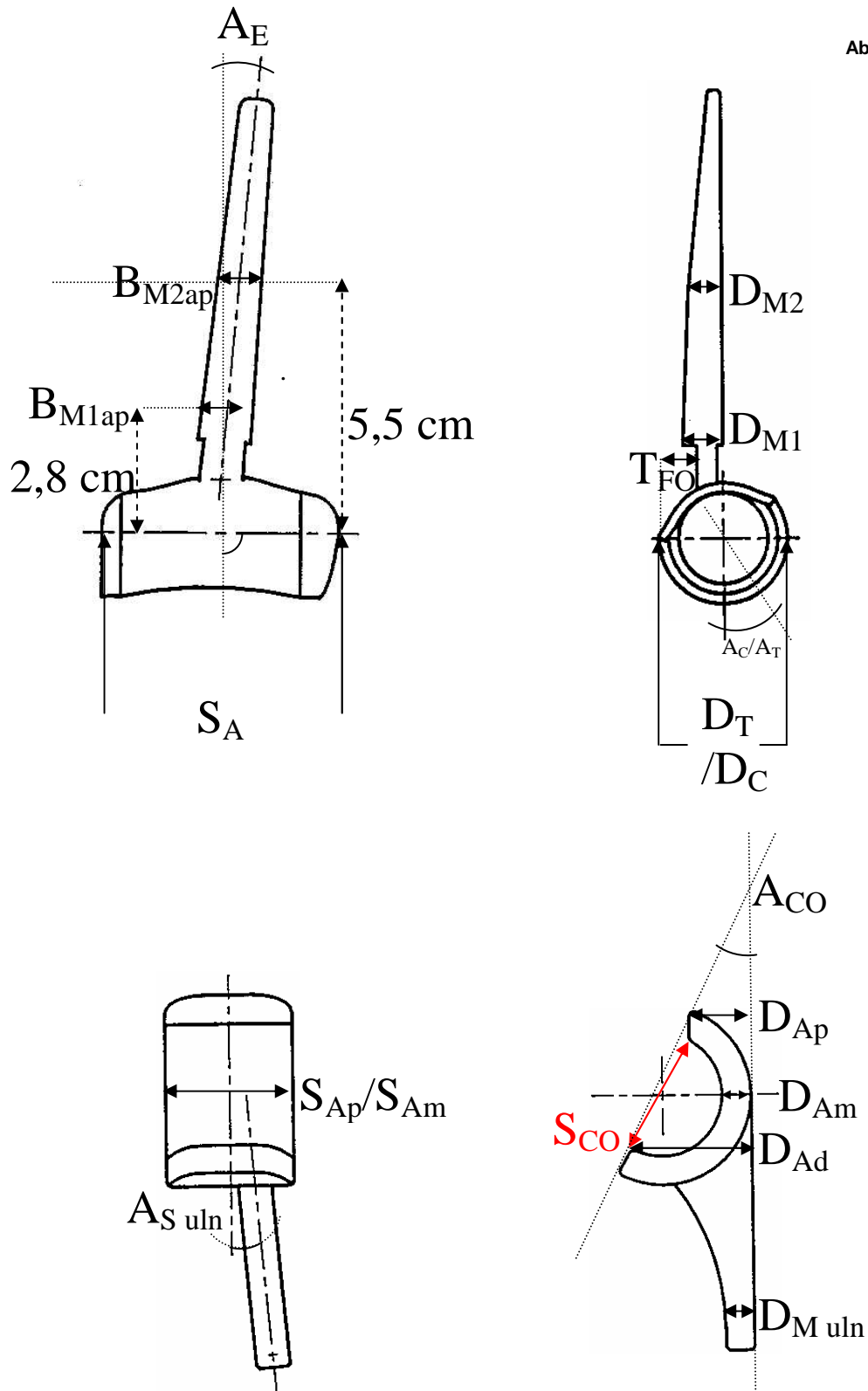


Abb. 34

### 3.4. Statistik

Signifikanzen wurden mittels des ungepaarten t-Tests ermittelt. Ein signifikanter Unterschied wurde ab  $p < 0.05$  angenommen.

Students t-Test:

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2$$

Die Voraussetzung einer Normalverteilung zur Anwendung des ungepaarten t-Testes wurde mittels des David-Tests bestätigt.

David-Quotient:                      Spannweite (R) / Standardabweichung (s)

Die Bereiche für die jeweilige Irrtumswahrscheinlichkeit sind in Tabelle 3 aufgeführt.

| a    | Bereich     |
|------|-------------|
| 0 %  | 1,98 - 8,83 |
| 1 %  | 3,47 - 5,56 |
| 5 %  | 3,67 - 5,16 |
| 10 % | 3,79 - 4,96 |

**Tab. 3** Irrtumswahrscheinlichkeiten und Intervalle zur Evaluation des David-Quotienten.

Für die Berechnung des empirischen Korrelationskoeffizienten r gilt:

$$\text{Kor}_e(X, Y) := \varrho_e(X, Y) := \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

mit 
$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i$$

und 
$$\bar{y} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n y_i$$

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Auswertung der anatomischen und radiologischen Messreihen

Das Untersuchungskollektiv umfasst 252 Probanden, wovon 185 auf radiologische und 47 auf anatomische Probanden entfallen. Das Durchschnittsalter des radiologischen Kollektivs befindet sich mit 56,4 Jahren deutlich unter dem des anatomischen Kollektivs mit 76,9 Jahren (Tabelle 4). Dies erklärt sich aus der Tatsache, dass es sich bei der anatomischen Gruppe um ein bereits zum Untersuchungszeitpunkt verstorbenes Kollektiv handelt. Die geringe Anzahl verfügbarer Kadaver ließ keine alterssortierte Untersuchung zu. Die radiologischen Patienten wurden unter Ausschluß knöcherner Destruktionen und Veränderungen des Ellenbogens ausgewählt, ohne Rücksicht auf Alter und Geschlecht.

|                               | Anatomisch | Röntgenologisch |
|-------------------------------|------------|-----------------|
| Probanden (n)                 | 43         | 185             |
| Gelenke (n)                   | 47         | 185             |
| Gelenke re (n)                | 22         | 101             |
| Durchschnittsalter (a)        | 76,9       | 56,4            |
| Weibl. Probanden (n)          | 20         | 98              |
| Durchschnittsalter Frauen (a) | 81,7       | 64,2            |
| Durchschnittsalter Männer (a) | 73         | 47,6            |

**Tab. 4** Anzahl und Durchschnittsalter der anatomischen und röntgenologischen Probanden, aufgeteilt nach Geschlecht und Seitenangabe des Gelenkes.

Strecken, welche gleichsam an Leichen und Röntgenbildern gemessen wurden, konnten nicht zur Vergrößerung der Gesamtzahl gepoolt werden, da sich signifikante Unterschiede zwischen anatomischen und radiologischen Werten zeigten (Tab. 5.1 und Tab. 5.2). Durchgängig stellten sich die anatomischen Messreihen größer als die radiologischen dar. Eine Erklärung hierfür ist die fehlende Mazeration, und dass die Messungen am anatomischen Präparat den knorpeligen Überzug der Gelenkflächen einschließen. Aufgrund fehlender Röntgendichte von Knorpelmasse wurde dieser bei den Messungen am Röntgenbild hingegen nicht erfasst. Hierfür spricht auch, dass gemessene Winkel zwischen diesen beiden Gruppen keinen signifikanten Unterschied aufweisen. Bei der Auswertung der Winkel wurden deshalb sowohl anatomische als auch röntgenologische Messreihen berücksichtigt.

| Humerus        |            | A <sub>A hum</sub> | A <sub>E</sub> | A <sub>SC</sub> | A <sub>ST</sub> | S <sub>A</sub> | S <sub>E</sub> | B <sub>M1ap</sub> | B <sub>M2ap</sub> | D <sub>M1</sub> | D <sub>M2</sub> | D <sub>C</sub> | D <sub>T</sub> |
|----------------|------------|--------------------|----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|
| <b>Radiol.</b> | Mittelwert | 7                  | 3              | 57              | 40              | 4,3            | 5,9            | 2,1               | 1                 | 1,4             | 0,9             | 2,1            | 2,3            |
|                | STBW       | 3                  | 2              | 7               | 5               | 0,9            | 0,6            | 0,7               | 0,3               | 0,4             | 0,3             | 0,5            | 0,5            |
|                | Anzahl     | 184                | 127            | 183             | 183             | 159            | 171            | 177               | 172               | 174             | 174             | 173            | 175            |
| <b>Anatom.</b> | Mittelwert | 8                  | 2              | 56              | 38              | 4,6            | 6,5            |                   |                   |                 |                 | 2,4            | 2,8            |
|                | STBW       | 2                  | 2              | 6               | 6               | 0,4            | 0,5            |                   |                   |                 |                 | 0,2            | 0,3            |
|                | Anzahl     | 47                 | 47             | 47              | 47              | 47             | 47             |                   |                   |                 |                 | 46             | 47             |
|                | p-Wert     | 7%                 |                | -2%             | -4%             | 7%             |                |                   |                   |                 |                 | 13%            | 17%            |
|                |            | ns                 | ns             | ns              | ns              | <0,05          | <0,05          |                   |                   |                 |                 | <0,05          | <0,05          |

Tab. 5.1 Unterschied zwischen anatomischen und röntgenologischen gleichen Messwerten des Oberarmknochens.

| Ulna                |            | A <sub>S uln</sub> | A <sub>CO</sub> | D <sub>M</sub><br>uln | S <sub>Ap</sub> | S <sub>Am</sub> | S <sub>CO</sub> | D <sub>Ap</sub> | D <sub>Am</sub> | D <sub>Ad</sub> |
|---------------------|------------|--------------------|-----------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Radiologisch</b> | Mittelwert | 8                  | 25              | 0,6                   | 2,3             | 1,8             | 2,4             | 2,3             | 1,8             | 3,4             |
|                     | STBW       | 5                  | 4               | 0,2                   | 0,5             | 0,4             | 0,6             | 0,5             | 0,4             | 0,7             |
|                     | Anzahl     | 166                | 175             | 167                   | 165             | 167             | 182             | 179             | 179             | 179             |
| <b>Anatomisch</b>   | Mittelwert | 8                  | 26              |                       | 2,6             | 2,2             | 2               | 2,6             | 2,1             | 3,7             |
|                     | STBW       | 2                  | 4               |                       | 0,3             | 0,3             | 0,2             | 0,2             | 0,2             | 0,3             |
|                     | Anzahl     | 47                 | 47              |                       | 47              | 47              | 47              | 47              | 47              | 47              |
|                     | p-Wert     | 3%                 | 3%              |                       | 14%             | 19%             | -19%            | 12%             | 15%             | 8%              |
|                     |            | ns                 | ns              |                       | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           |

Tab. 5.2 Unterschied bei anatomischen und röntgenologischen gleichen Messwerten der Elle.

Signifikante Unterschiede bestehen ebenfalls zwischen dem männlichen und dem weiblichen Teil des Kollektivs, sowohl in der anatomischen als auch in der radiologischen Gruppe (Tab. 6.1; 6.2; 7.1; 7.2). Erwartungsgemäß fallen die Messreihen beim männlichen Geschlecht größer aus. Auffallend hier jedoch ist der fehlende Unterschied zwischen Männer und Frauen in der Weite des Markraumes des Humerus (Tab. 6.1). Die Strecken B<sub>M2ap</sub> (anterior-posteriorer Strahlengang) und D<sub>M2</sub> (seitlicher Strahlengang) weisen keinen signifikanten Unterschied auf. Die Winkel im Weiteren sind bei beiden Geschlechtern gleich normal verteilt (Tab. 6.1; 6.2; 7.1; 7.2).

| Humerus         | Röntgen    | A <sub>A hum</sub> | A <sub>E</sub> | A <sub>SC</sub> | A <sub>ST</sub> | S <sub>A</sub> | S <sub>E</sub> | B <sub>M1ap</sub> | B <sub>M2ap</sub> | D <sub>M1</sub> | D <sub>M2</sub> | D <sub>C</sub> | D <sub>T</sub> |
|-----------------|------------|--------------------|----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|
| <b>Männlich</b> | Mittelwert | 7                  | 3              | 57              | 40              | 4,8            | 6,3            | 2,3               | 1                 | 1,6             | 1               | 2,3            | 2,6            |
|                 | STBW       | 3                  | 2              | 6               | 5               | 0,4            | 0,5            | 0,6               | 0,2               | 0,3             | 0,2             | 0,2            | 0,2            |
|                 | Anzahl     | 110                | 62             | 110             | 110             | 73             | 80             | 81                | 76                | 77              | 76              | 79             | 76             |
| <b>Weiblich</b> | Mittelwert | 8                  | 3              | 57              | 39              | 4,1            | 5,5            | 2                 | 1,1               | 1,4             | 1               | 2              | 2,2            |
|                 | STBW       | 4                  | 2              | 7               | 5               | 0,4            | 0,4            | 0,4               | 0,3               | 0,3             | 0,2             | 0,2            | 0,4            |
|                 | Anzahl     | 115                | 65             | 114             | 114             | 80             | 91             | 90                | 90                | 91              | 91              | 88             | 88             |
|                 | p-Wert     | ns                 | ns             | ns              | ns              | <0,05          | <0,05          | <0,05             | ns                | <0,05           | ns              | <0,05          | <0,05          |

Tab. 6.1 Unterschied der Messwerte des Humerus bei männlichen und weiblichen röntgenologischen Probanden.

| Ulna            | Röntgen    | A <sub>S uln</sub> | A <sub>CO</sub> | D <sub>M uln</sub> | S <sub>Ap</sub> | S <sub>Am</sub> | S <sub>CO</sub> | D <sub>Ap</sub> | D <sub>Am</sub> | D <sub>Ad</sub> |
|-----------------|------------|--------------------|-----------------|--------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Männlich</b> | Mittelwert | 8                  | 26              | 0,7                | 2,5             | 1,9             | 2,7             | 2,5             | 1,9             | 3,7             |
|                 | STBW       | 4                  | 4               | 0,2                | 0,3             | 0,2             | 0,3             | 0,2             | 0,3             | 0,4             |
|                 | Anzahl     | 103                | 110             | 74                 | 73              | 77              | 80              | 81              | 81              | 81              |
| <b>Weiblich</b> | Mittelwert | 8                  | 25              | 0,6                | 2,2             | 1,7             | 2,3             | 2,3             | 1,7             | 3,3             |
|                 | STBW       | 4                  | 4               | 0,2                | 0,2             | 0,2             | 0,3             | 0,2             | 0,2             | 0,2             |
|                 | Anzahl     | 110                | 112             | 85                 | 85              | 84              | 93              | 92              | 92              | 92              |
|                 | p-Wert     | ns                 | <0,05           | <0,05              | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           |

Tab. 6.2 Unterschied der Messwerte der Ulna bei männlichen und weiblichen röntgenologischen Probanden.

| Humerus         | Anatomisch | A <sub>A hum</sub> | A <sub>E</sub> | A <sub>SC</sub> | A <sub>ST</sub> | S <sub>A</sub> | S <sub>E</sub> | D <sub>C</sub> | D <sub>T</sub> | T <sub>FO</sub> |
|-----------------|------------|--------------------|----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|
| <b>Männlich</b> | Mittelwert | 8                  | 2              | 55              | 38              | 4,9            | 6,9            | 2,5            | 3              | 1,3             |
|                 | STBW       | 2                  | 2              | 4               | 5               | 0,2            | 0,2            | 0,2            | 0,2            | 0,1             |
|                 | Anzahl     | 26                 | 26             | 26              | 26              | 26             | 26             | 26             | 26             | 26              |
| <b>Weiblich</b> | Mittelwert | 8                  | 2              | 55              | 39              | 4,3            | 6,0            | 2,3            | 2,6            | 1,2             |
|                 | STBW       | 2                  | 3              | 8               | 6               | 0,3            | 0,3            | 0,2            | 0,2            | 0,2             |
|                 | Anzahl     | 21                 | 21             | 21              | 21              | 21             | 21             | 21             | 21             | 21              |
|                 | p-Wert     | ns                 | ns             | ns              | ns              | <0,05          | <0,05          | <0,05          | <0,05          | Ns              |

Tab. 7.1 Unterschied der Messwerte des Humerus bei männlichen und weiblichen anatomischen Probanden.

| Ulna            | Anatomisch | A <sub>S uln</sub> | A <sub>CO</sub> | S <sub>Ap</sub> | S <sub>Am</sub> | S <sub>CO</sub> | D <sub>Ap</sub> | D <sub>Am</sub> | D <sub>Ad</sub> |
|-----------------|------------|--------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Männlich</b> | Mittelwert | 8                  | 26              | 2,8             | 2,3             | 2,1             | 2,8             | 2,2             | 3,9             |
|                 | STBW       | 2                  | 4               | 0,3             | 0,2             | 0,2             | 0,2             | 0,1             | 0,2             |
|                 | Anzahl     | 26                 | 26              | 26              | 26              | 26              | 26              | 26              | 26              |
| <b>Weiblich</b> | Mittelwert | 8                  | 26              | 2,4             | 2               | 1,8             | 2,5             | 1,9             | 3,4             |
|                 | STBW       | 3                  | 4               | 0,2             | 0,3             | 0,2             | 0,2             | 0,1             | 0,2             |
|                 | Anzahl     | 21                 | 21              | 21              | 21              | 21              | 21              | 21              | 21              |
|                 | p-Wert     | ns                 | ns              | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           | <0,05           |

Tab. 7.2 Unterschied der Messwerte der Elle bei männlichen und weiblichen anatomischen Probanden.

| Ulna          | Röntgen    | A <sub>S uln</sub> | A <sub>CO</sub> | D <sub>M uln</sub> | S <sub>Ap</sub> | S <sub>Am</sub> | S <sub>CO</sub> | D <sub>Ap</sub> | D <sub>Am</sub> | D <sub>Ad</sub> |
|---------------|------------|--------------------|-----------------|--------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Rechts</b> | Mittelwert | 7                  | 26              | 0,7                | 2,4             | 1,8             | 2,5             | 2,4             | 1,8             | 3,5             |
|               | STBW       | 4                  | 4               | 0,2                | 0,3             | 0,2             | 0,3             | 0,3             | 0,3             | 0,4             |
|               | Anzahl     | 113                | 119             | 88                 | 91              | 91              | 97              | 97              | 79              | 97              |
| <b>Links</b>  | Mittelwert | 8                  | 25              | 0,7                | 2,3             | 1,8             | 2,4             | 2,4             | 1,8             | 3,4             |
|               | STBW       | 4                  | 3               | 0,1                | 0,2             | 0,3             | 0,4             | 0,2             | 0,2             | 0,3             |
|               | Anzahl     | 110                | 103             | 73                 | 68              | 70              | 77              | 76              | 76              | 76              |
|               | p-Wert     | ns                 | ns              | ns                 | ns              | ns              | ns              | ns              | ns              | ns              |

Tab. 8.1 Unterschied der Messwerte der Elle bei rechten und linken Gelenken der röntgenologischen Probanden.

| Humerus       | Röntgen    | A <sub>E</sub> | A <sub>SC</sub> | A <sub>ST</sub> | S <sub>A</sub> | S <sub>E</sub> | B <sub>M1ap</sub> | B <sub>M2ap</sub> | D <sub>M1</sub> | D <sub>M2</sub> | D <sub>C</sub> | D <sub>T</sub> |
|---------------|------------|----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|-------------------|-------------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|
| <b>Rechts</b> | Mittelwert | 3              | 58              | 40              | 4,5            | 5,9            | 2,1               | 1                 | 1,5             | 1               | 2,1            | 2,4            |
|               | STBW       | 2              | 6               | 5               | 0,5            | 0,6            | 0,5               | 0,2               | 0,3             | 0,2             | 0,2            | 0,3            |
|               | Anzahl     | 71             | 120             | 120             | 85             | 95             | 95                | 90                | 94              | 93              | 93             | 90             |
| <b>Links</b>  | Mittelwert | 2              | 56              | 39              | 4,4            | 5,8            | 2,2               | 1,1               | 1,4             | 1               | 2,2            | 2,4            |
|               | STBW       | 2              | 7               | 6               | 0,4            | 0,6            | 0,6               | 0,3               | 0,3             | 0,2             | 0,2            | 0,3            |
|               | Anzahl     | 56             | 104             | 104             | 68             | 76             | 76                | 76                | 74              | 74              | 74             | 73             |
|               | p-Wert     | ns             | <0,05           | ns              | ns             | ns             | ns                | ns                | ns              | ns              | ns             | Ns             |

**Tab. 8.2** Unterschied der Messwerte des Humerus bei rechten und linken Gelenken der röntgenologischen Probanden.

| Ulna          | Anatomisch | A <sub>S uln</sub> | A <sub>CO</sub> | S <sub>Ap</sub> | S <sub>Am</sub> | S <sub>CO</sub> | D <sub>Ap</sub> | D <sub>Am</sub> | D <sub>Ad</sub> |
|---------------|------------|--------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Rechts</b> | Mittelwert | 8                  | 27              | 2,7             | 2,2             | 2               | 2,6             | 2               | 3,7             |
|               | STBW       | 3                  | 4               | 0,3             | 0,3             | 0,2             | 0,3             | 0,2             | 0,4             |
|               | Anzahl     | 22                 | 22              | 22              | 22              | 22              | 22              | 22              | 22              |
| <b>Links</b>  | Mittelwert | 8                  | 25              | 2,6             | 2,2             | 1,8             | 2,7             | 2,1             | 3,6             |
|               | STBW       | 2                  | 3               | 0,3             | 0,3             | 0,3             | 0,2             | 0,1             | 0,3             |
|               | Anzahl     | 25                 | 25              | 25              | 25              | 25              | 25              | 25              | 25              |
|               | p-Wert     | ns                 | ns              | ns              | ns              | ns              | ns              | ns              | Ns              |

**Tab. 9.1** Unterschied der Messwerte der Ulna bei rechten und linken Gelenken der anatomischen Probanden.

| Humerus       | Anatomisch | A <sub>A hum</sub> | A <sub>E</sub> | A <sub>SC</sub> | A <sub>ST</sub> | S <sub>A</sub> | S <sub>E</sub> | D <sub>C</sub> | D <sub>T</sub> |
|---------------|------------|--------------------|----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Rechts</b> | Mittelwert | 7                  | 2              | 54              | 39              | 4,7            | 6,5            | 2,5            | 2,8            |
|               | STBW       | 2                  | 2              | 7               | 5               | 0,4            | 0,5            | 0,3            | 0,3            |
|               | Anzahl     | 22                 | 22             | 22              | 22              | 22             | 22             | 21             | 22             |
| <b>Links</b>  | Mittelwert | 8                  | 2              | 57              | 39              | 4,6            | 6,5            | 2,4            | 2,8            |
|               | STBW       | 2                  | 3              | 6               | 5               | 0,4            | 0,5            | 0,2            | 0,3            |
|               | Anzahl     | 25                 | 25             | 25              | 25              | 25             | 25             | 25             | 25             |
|               | p-Wert     | ns                 | ns             | ns              | ns              | ns             | ns             | ns             | Ns             |

**Tab. 9.2** Unterschied der Messwerte des Humerus bei rechten und linken Gelenken der anatomischen Probanden.

Bei der Gegenüberstellung von rechten und linken Seiten in beiden Untersuchungsgruppen ist bis auf den Winkel A<sub>SC</sub> kein signifikanter Unterschied festzustellen (Tab. 8.1; 8.2; 9.1; 9.2).

Zur präoperativen Abschätzung, welche Größe von Prothese Verwendung finden soll, wird häufig die interepikondyläre Distanz gemessen. Mit Hilfe des empirischen Korrelationskoeffizienten  $r$  wird hier eine positive Korrelation zwischen S<sub>E</sub> (interepikondyläre Distanz) und den übrigen Diametern gezeigt. Zu entnehmen ist dies Tabelle 10. Eine hohe Korrelation besteht zwischen S<sub>E</sub> und S<sub>A</sub> mit  $r = 0,8$ . Ebenso besteht ein hoher Abhängigkeitsgrad zu D<sub>C</sub> und D<sub>T</sub> mit  $r = 0,6 /$



0,7. Zur Größe des Markraums besteht eine geringe positive Korrelation mit Koeffizienten  $< 0,5$ .

| Diameter          | r    |
|-------------------|------|
| S <sub>A</sub>    | 0,83 |
| D <sub>C</sub>    | 0,61 |
| D <sub>T</sub>    | 0,71 |
| B <sub>M1ap</sub> | 0,43 |
| B <sub>M2ap</sub> | 0,14 |
| D <sub>M1</sub>   | 0,38 |
| D <sub>M2</sub>   | 0,17 |

**Tab. 10** Korrelation der epikondylären Distanz mit anderen humeralen Diametern

## 4.2. Auswertung der Messreihen an Prothesen

Die Ergebnisse der Messungen an den Prothesen sind im Folgenden in Zusammenhang mit den anatomischen und radiologischen Messreihen dargestellt. Im Zweiachsen-Diagramm kommen zum Ersten die Normalverteilungen der gemessenen Größen an Leichen und Röntgenbildern als Histogramm zur Schau. Die analogen Größen der Prothesen werden mit schwarzen Pfeilen an den entsprechenden Stellen gekennzeichnet. Die Anzahl der angebotenen Größen der einzelnen Prothesen ist Tab. 11 zu entnehmen.

| Prothese           | Anzahl angebotener Größen |
|--------------------|---------------------------|
| Endo Modell        | 3                         |
| Coonrad Morrey     | 3                         |
| Kudo               | 2                         |
| IBP                | 3                         |
| GSB III            | 2                         |
| Pritchard Mark II  | 2                         |
| Souter Strathclyde | 4                         |

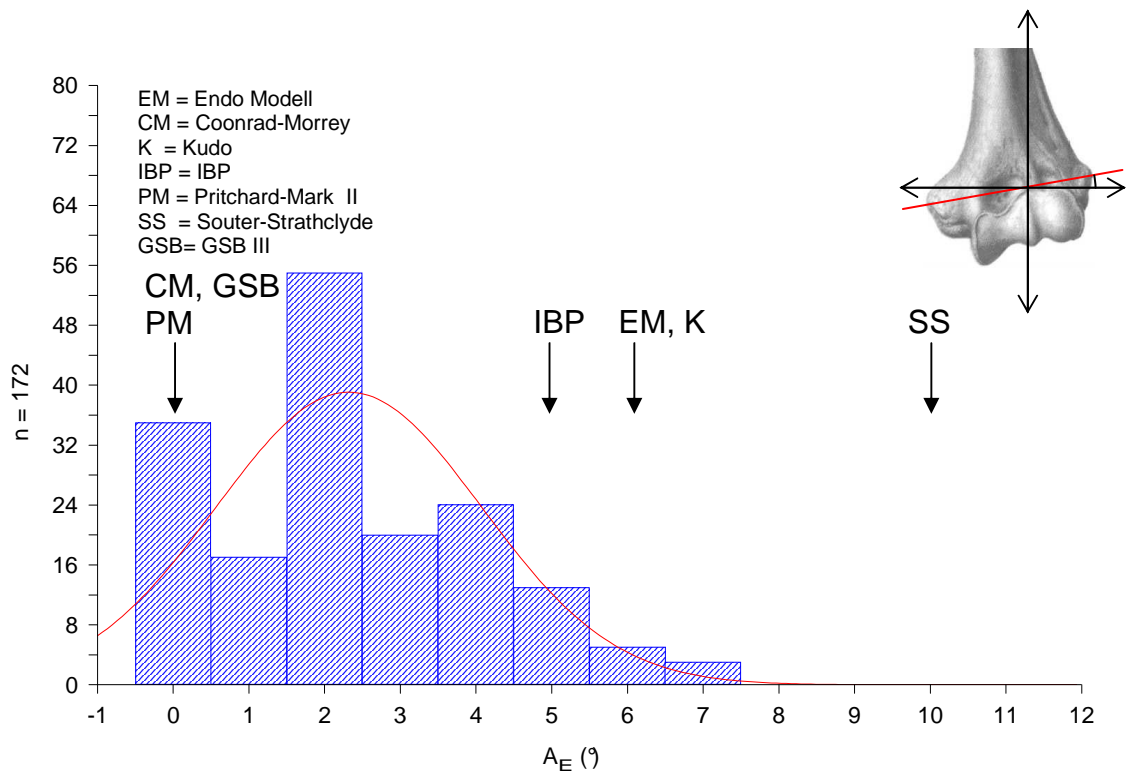
**Tab. 11** Anzahl der Prothesengrößen bei allen untersuchten Prothesentypen

Bei Strecken, welche die Größe der Gelenkfläche beinhalten oder mit einbeziehen, wurden nur Strecken der anatomischen Gruppe zum Vergleich herangezogen, da hier der knorpelige Gelenkflächenanteil vermessen wurde. Messungen, welche die Größe des Markraumes betreffen, wurden ausschließlich mit Daten aus radiologischen Messreihen verglichen. Winkel wurden mit gepoolten Messreihen aus anatomischer und radiologischer Gruppe verglichen. Für die Auswertung wurde die Gesamtanzahl gemessener Größen auf 20 un-mittelbar das Prothesendesign am besten beschreibende verringert. Die zusätzlich vermessenden Größen dienen als Material für weitere Studien.

### 4.2.1. Winkel $A_E$

Die transepikondyläre Linie entspricht im Weitesten der von Wevers beschriebenen centroidalen Linie [59]. Es wird eine Abweichung angegeben von  $2,5^\circ$  im anterior-posterioren Blickgang. Legt man Wevers Theorie der uniaxialen Flexion um die C-Linie (centroidale Linie) zugrunde, so befinden sich die Winkel zwischen Flexions- und Schaftachse der Prothesen sowohl rechts als auch links

der Verteilung. Die Modelle Coonrad-Morrey, GSB III und Pritchard-Mark berücksichtigen den Winkel nicht (Abbildung 35). Schaftachse und Flexions-Extensionsachse stehen hier im rechten Winkel aufeinander.



**Abb. 35** Verteilungsmuster des Winkels  $A_E$  der anatomischen Präparate und der Röntgenbilder (gepoolt) im Histogramm mit Darstellung des analog an den Prothesen gemessenen Winkels.

#### 4.2.2. Winkel $A_C$

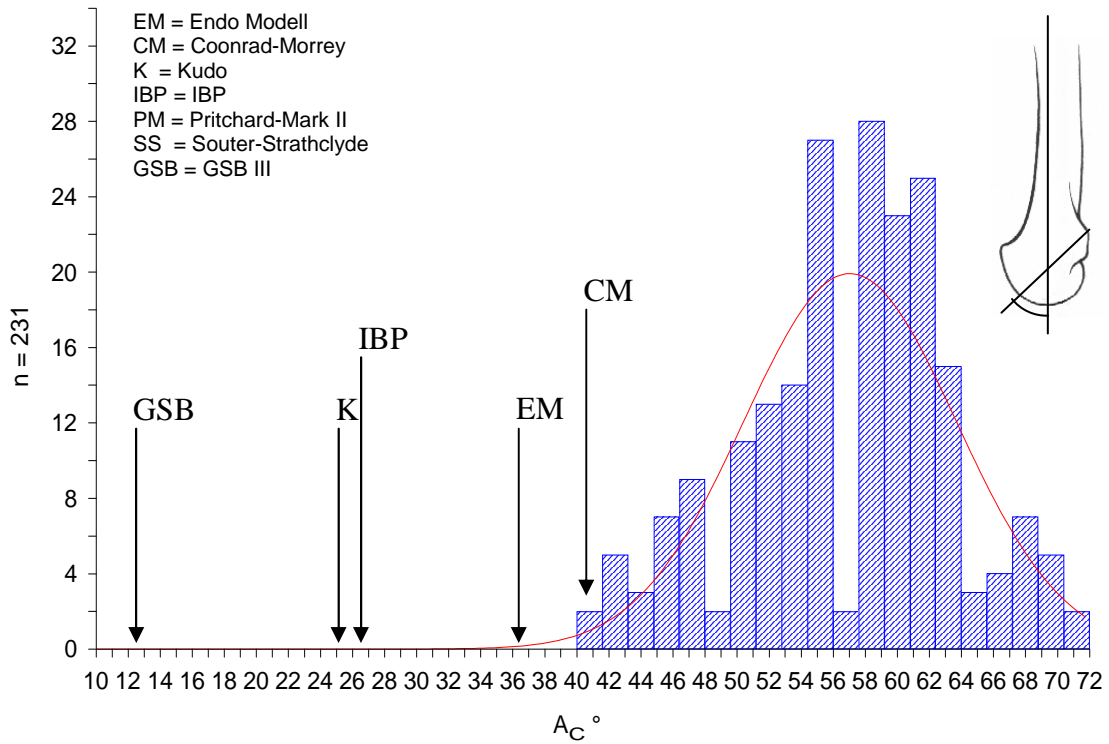
Alle Prothesen liegen links außerhalb der Normalverteilung (Abbildung 36).

#### 4.2.3. Winkel $A_T$

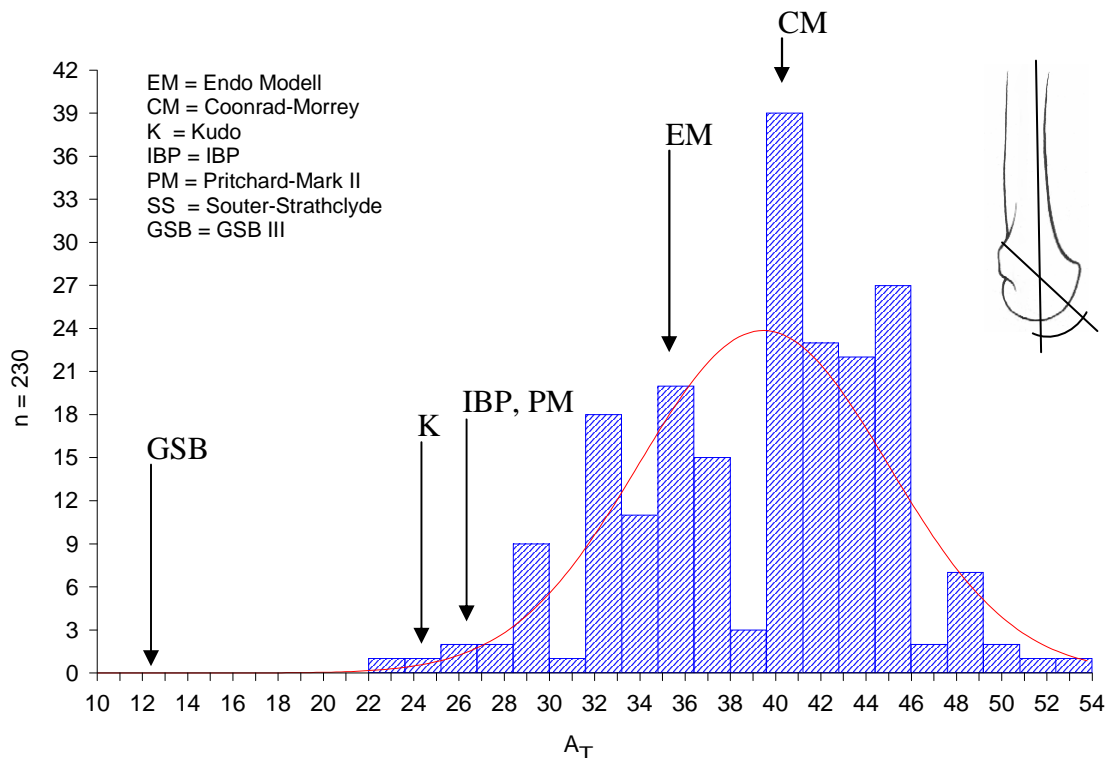
Prothesenmodell Coonrad Morrey und Endomodell liegen innerhalb der Normalverteilung, die übrigen links außerhalb (Abbildung 37).

#### 4.2.4. Strecke $S_E$

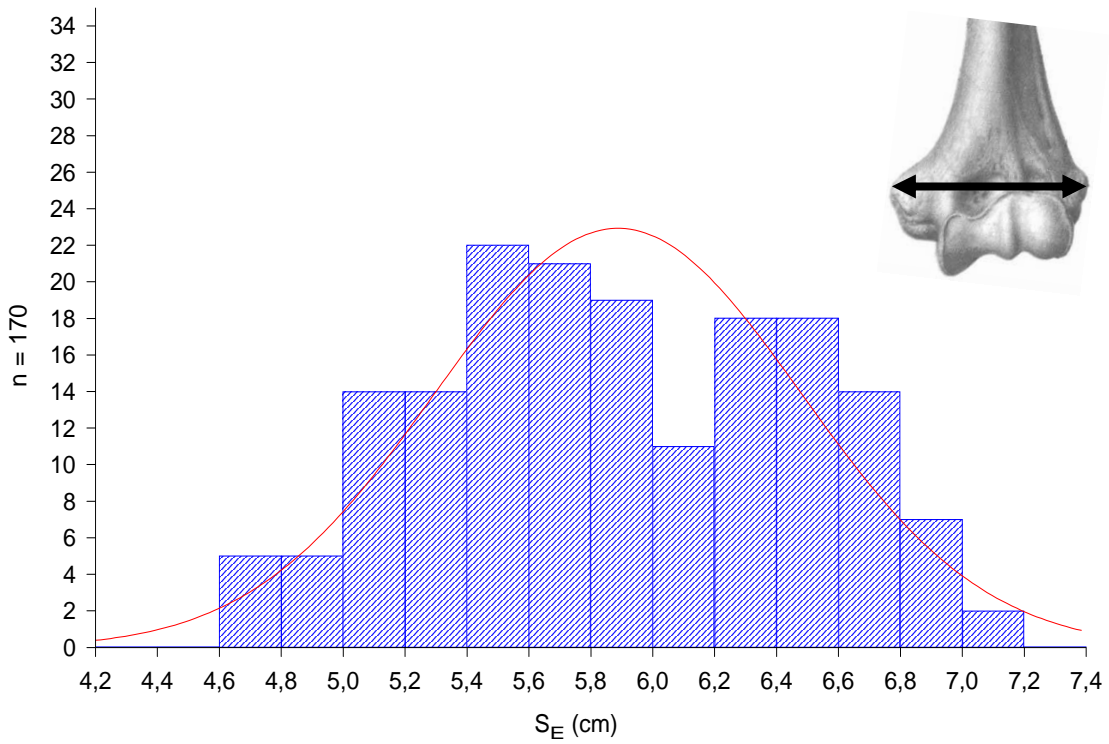
Für diese Strecke existiert keine analoge Messung an Prothesen. Es zeigt sich deutlich eine zweigipflige Verteilung (Abbildung 38).



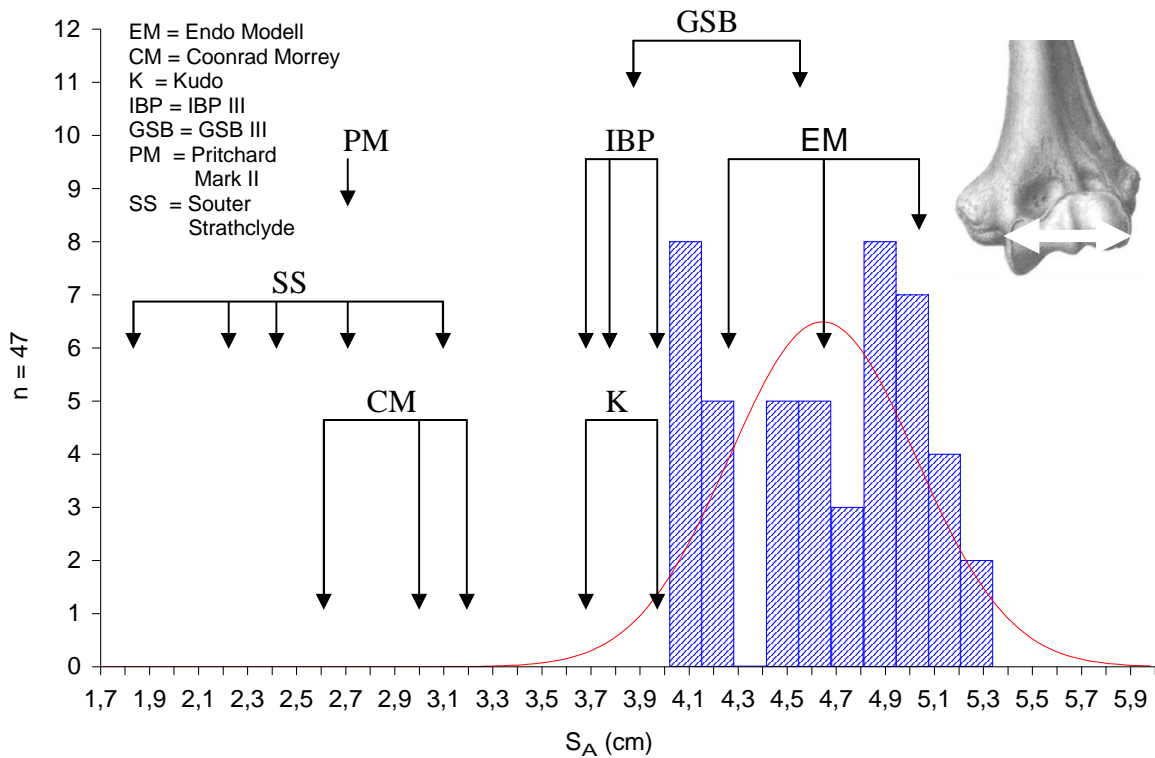
**Abb. 36** Verteilungsmuster des Winkels  $A_C$  der anatomischen Präparate und der Röntgenbilder (gepoolt) im Histogramm mit Darstellung des analog an den Prothesen gemessenen Winkels.



**Abb. 37** Verteilungsmuster des Winkels  $A_T$  der anatomischen Präparate und der Röntgenbilder (gepoolt) im Histogramm mit Darstellung des analog an den Prothesen gemessenen Winkels.



**Abb. 38** Verteilungsmuster der Strecke  $S_E$  der radiologischen Messungen im Histogramm.



**Abb. 39** Verteilungsmuster der Strecke  $S_A$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.

#### **4.2.5. Strecke $S_A$**

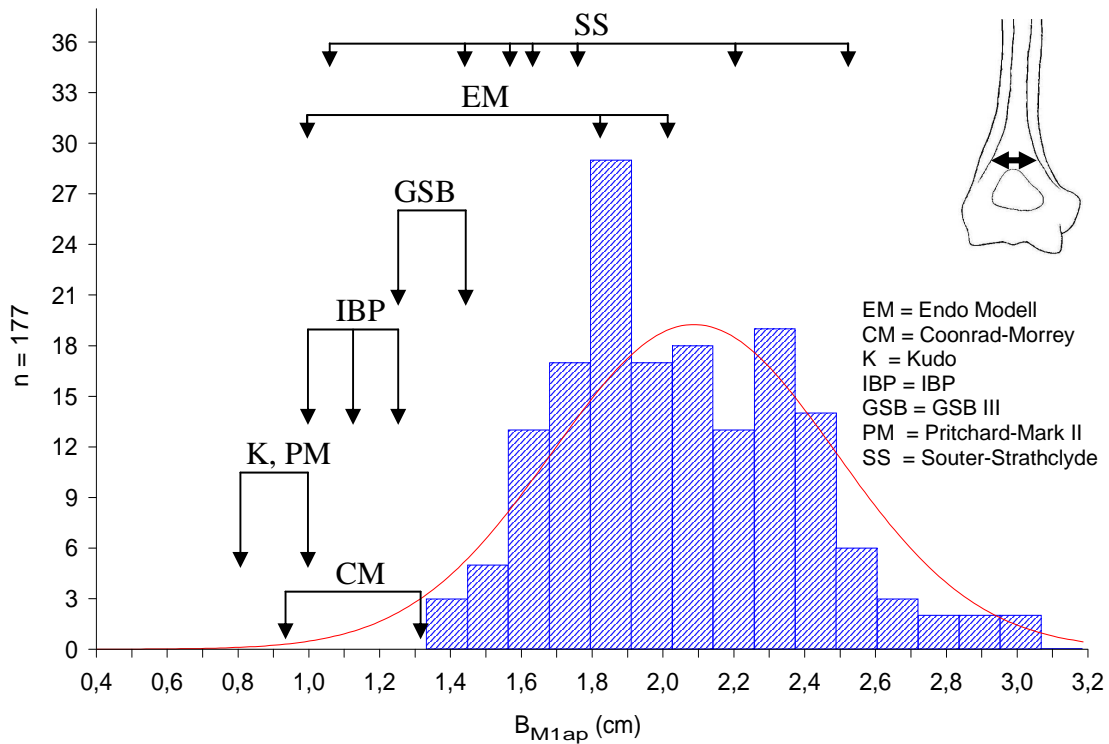
Das Endomodell deckt mit drei Größen die Verteilungskurve gut ab (Abb. 39). Die GSB III liegt mit einer der zwei angebotenen Größen links innerhalb der Verteilung, die zweite links außerhalb (Abb. 39). IBP und Kudo befinden sich am äußersten linken Rand (Abb. 39). Souter-Strathclyde, Pritchard-Mark II und Coonrad-Morrey links außerhalb der Verteilungskurve (Abb. 39).

#### **4.2.6. Strecke $B_{M1ap}$**

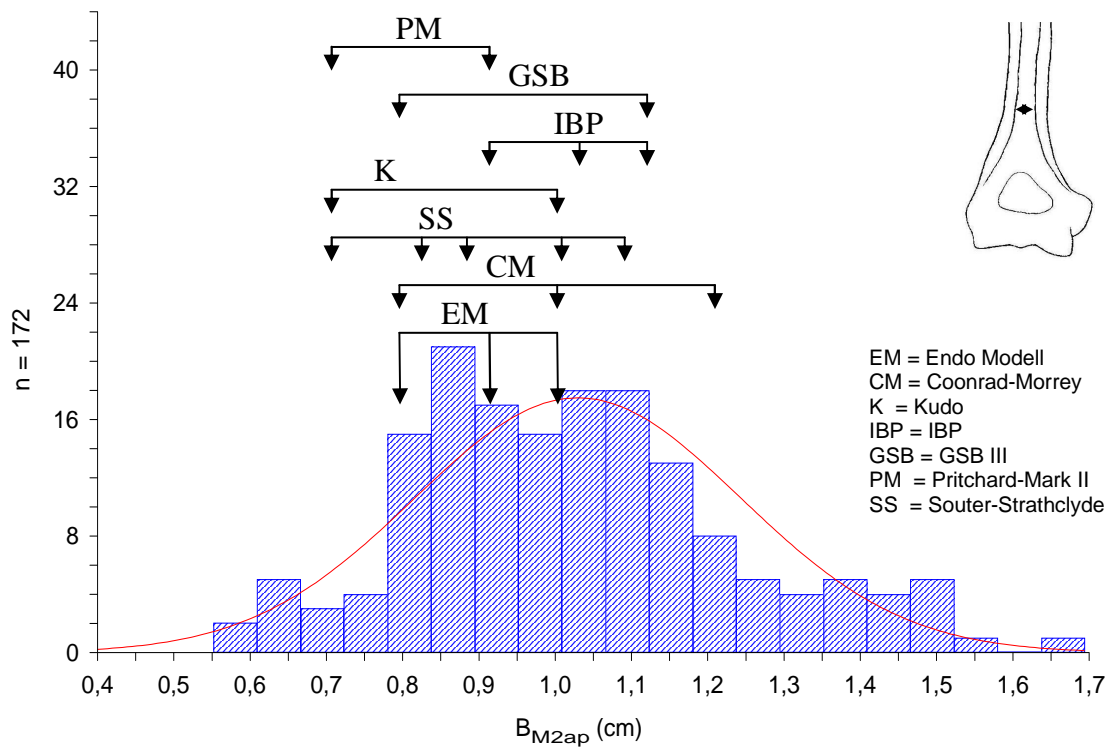
Das Modell Souter-Strathclyde deckt mit drei von sieben Größen die Normalverteilung gut ab (Abbildung 40). Die restlichen vier Größen liegen inner- und außerhalb der Verteilung links des Mittelwertes. Das Endomodell liegt mit zwei Größen innerhalb der Normalverteilung, deckt hier aber ebenfalls nur den Bereich links des Mittelwertes ab (Abbildung 40). Eine dritte Größe liegt links außerhalb der Normalverteilung. GSB III, IBP, Kudo, Pritchard-Mark II und Coonrad-Morrey liegen hier mit jeweils zwei Größen, respektive IBP drei Größen, weit links, sowohl innerhalb als sogar außerhalb der Normalverteilung (Abbildung 40).

#### **4.2.7. Strecke $B_{M2ap}$**

Hier liegen alle Prothesen mit allen Größen innerhalb der Normalverteilung. Einzig die Coonrad-Morrey deckt mit drei Größen den Bereich über- und unterhalb des Mittelwertes ab (Abbildung 41).



**Abb. 40** Verteilungsmuster der Strecke  $B_{M1ap}$  der Röntgenbilder im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.



**Abb. 41** Verteilungsmuster der Strecke  $B_{M2ap}$  der Röntgenbilder im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.

#### **4.2.8. Strecke $D_{M1}$**

Souter-Strathclyde und Pritchard-Mark liegen innerhalb der Normalverteilung, allerdings hier auch nur unterhalb des Mittelwertes im äußeren linken Bereich der Normalverteilung. Die übrigen Prothesen liegen weit links außerhalb der Normalverteilungskurve (Abbildung 42)

#### **4.2.9. Strecke $D_{M2}$**

Souter-Strathclyde und Pritchard-Mark liegen mit jeweils einer Größe im Bereich des Mittelwertes, die jeweils anderen Größen links innerhalb der Verteilungsglocke (Abbildung 43); IBP, Kudo, Coonrad-Morrey und Endomodell im linken Bereich der Verteilung (Abbildung 43); die GSB III mit allen Größen links außerhalb der Verteilung (Abbildung 43)

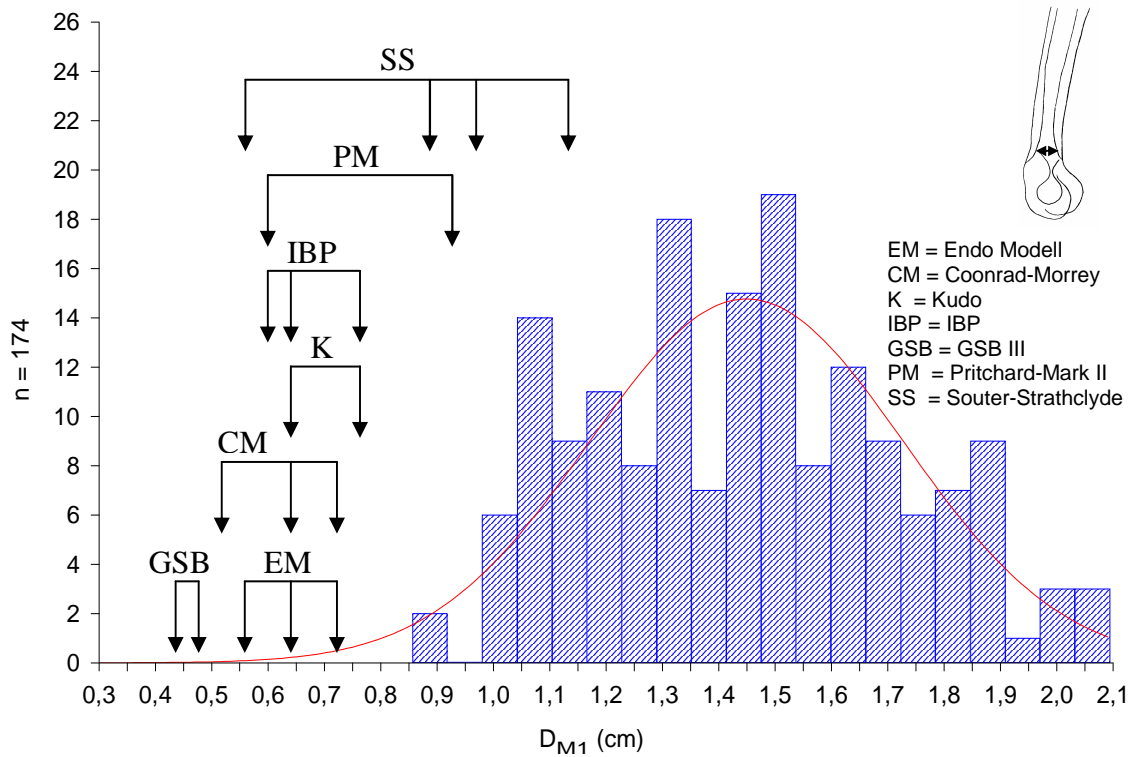
#### **4.2.10. Strecke $D_C$**

Souter-Strathclyde, IBP, Endomodell und Kudo liegen mit jeweils einer Größe im Bereich des Mittelwertes, die übrigen Größen links innerhalb der Normalverteilung (Abbildung 44); die GSB III- Prothese mit allen Größen im äußeren Bereich links innerhalb der Verteilung (Abbildung 44). Coonrad-Morrey und Pritchard-Mark liegen mit allen Größen links außerhalb der Verteilung (Abbildung 44).

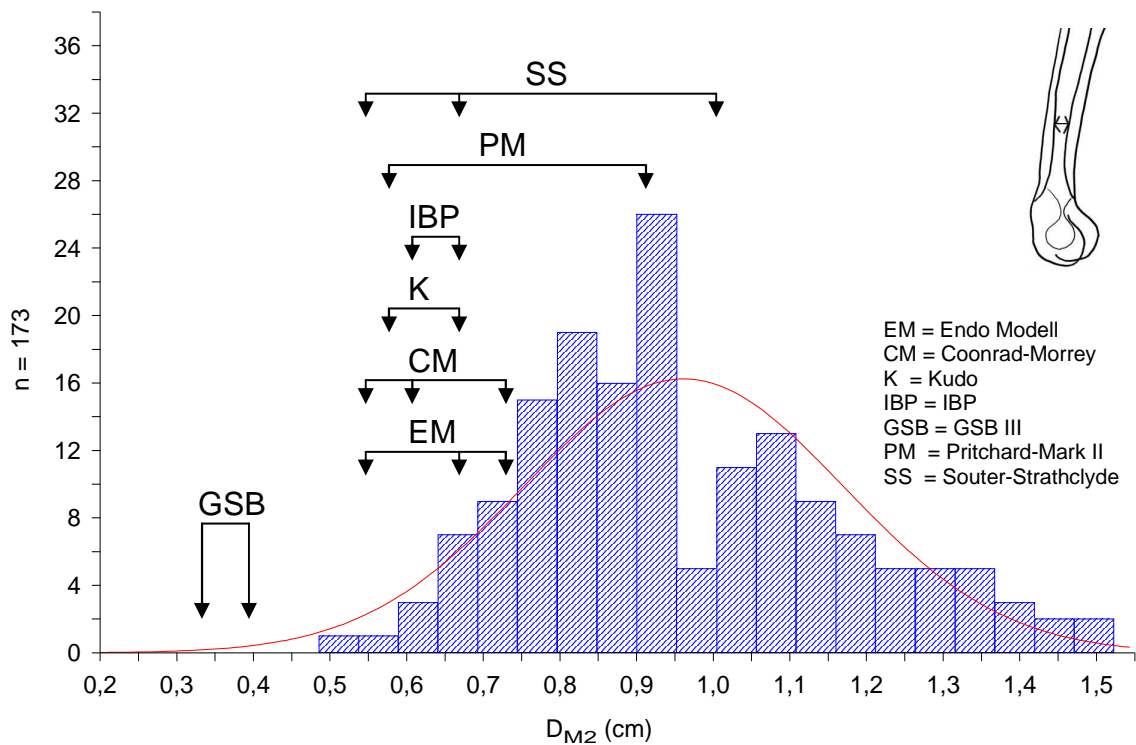
#### **4.2.11. Strecke $D_T$**

Souter-Strathclyde, IBP, Endomodell und Kudo liegen mit jeweils einer Größe im linken äußeren Bereich der Normalverteilung, die übrigen Größen links außerhalb der Glockenkurve (Abbildung 45). GSB III, Coonrad-Morrey und Pritchard-Mark liegen mit allen Größen links außerhalb der Verteilungskurve (Abbildung 45).

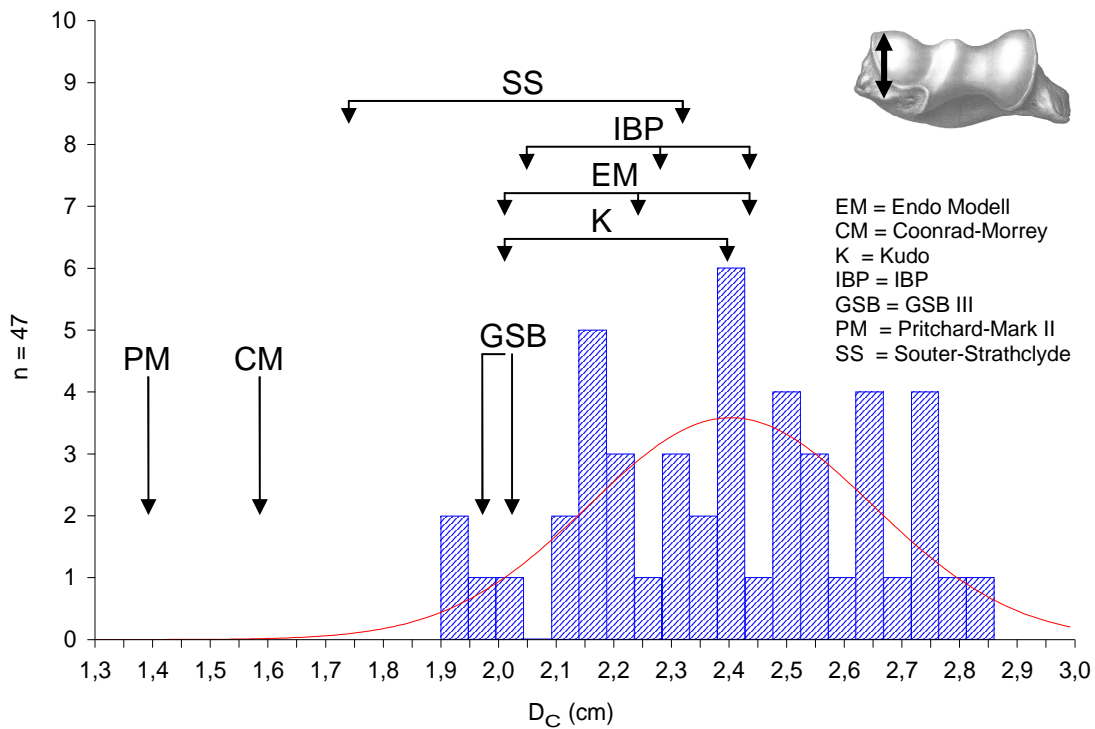




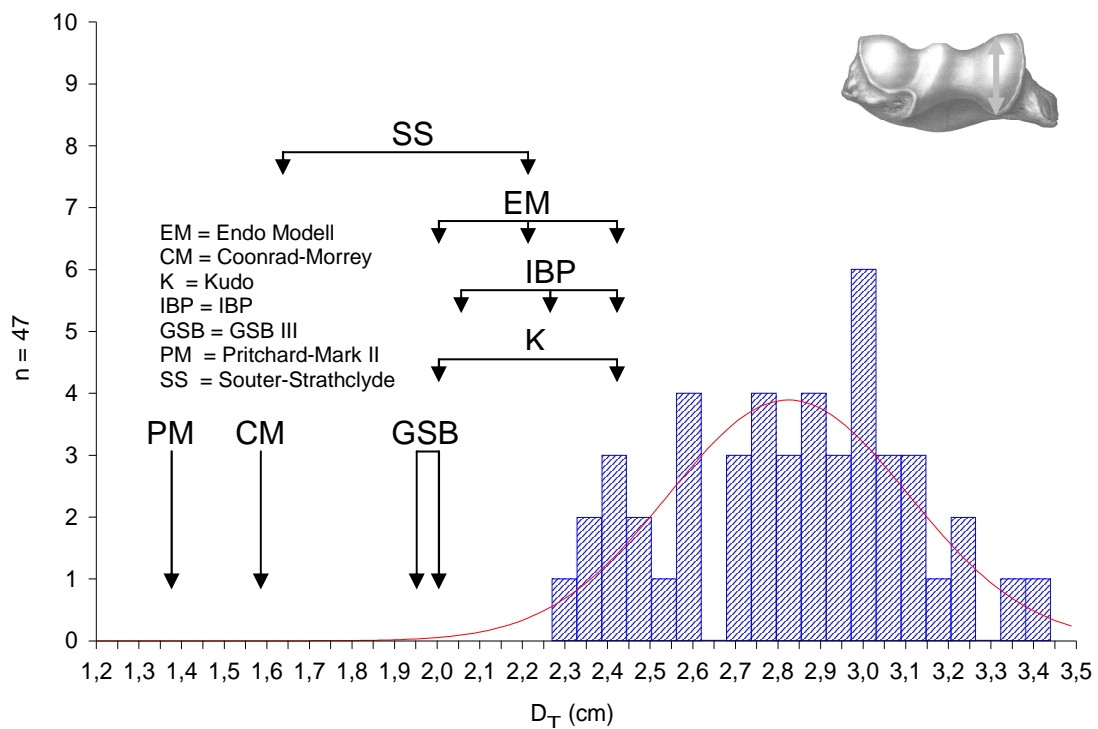
**Abb. 42** Verteilungsmuster der Strecke  $D_{M1}$  der Röntgenbilder im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.



**Abb. 43** Verteilungsmuster der Strecke  $D_{M2}$  der Röntgenbilder im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.



**Abb. 44** Verteilungsmuster der Strecke  $D_C$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.



**Abb. 45** Verteilungsmuster der Strecke  $D_T$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.

#### **4.2.12. Winkel $A_{Suln}$**

Alle Prothesenmodelle liegen links des Mittelwertes, bis auf die Pritchard-Mark-Prothese. Diese kommt rechts der Verteilung zu liegen (Abbildung 46).

#### **4.2.13 Winkel $A_{Co}$**

Dieser Winkel ist bei nur drei Prothesen messbar. Die Kudo- und IBP-Prothese imitieren den Winkel zufrieden stellend. Die Souter-Strathclyde liegt links der Kurve (Abbildung 47).

#### **4.2.14. Strecke $D_{Muln}$**

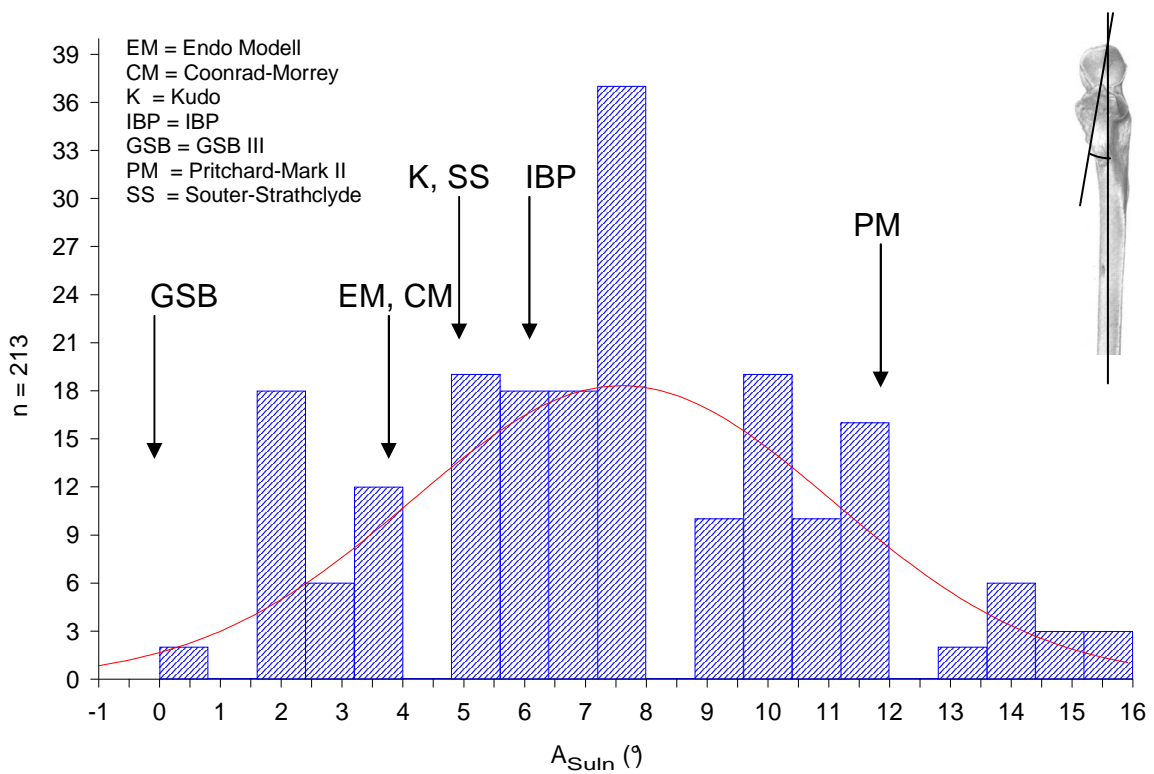
Die Souter-Strathclyde-Prothese variiert die Schaftdicke der ulnaren Komponente nicht, liegt jedoch innerhalb der Verteilung (Abbildung 48). Das Endomodel deckt mit seinen drei Größen zufrieden stellend die Verteilung ab (Abbildung 48). Die Coonrad-Morrey-Prothese liegt mit 3 Größen sowohl mittig als auch links der Verteilung (Abbildung 48). Kudo, IBP und Pritchard-Mark liegen links innerhalb der Verteilung (Abbildung 48). Die GSB-Prothese liegt links außerhalb der Verteilung (Abbildung 48).

#### **4.2.15. Strecke $S_{Ap}$**

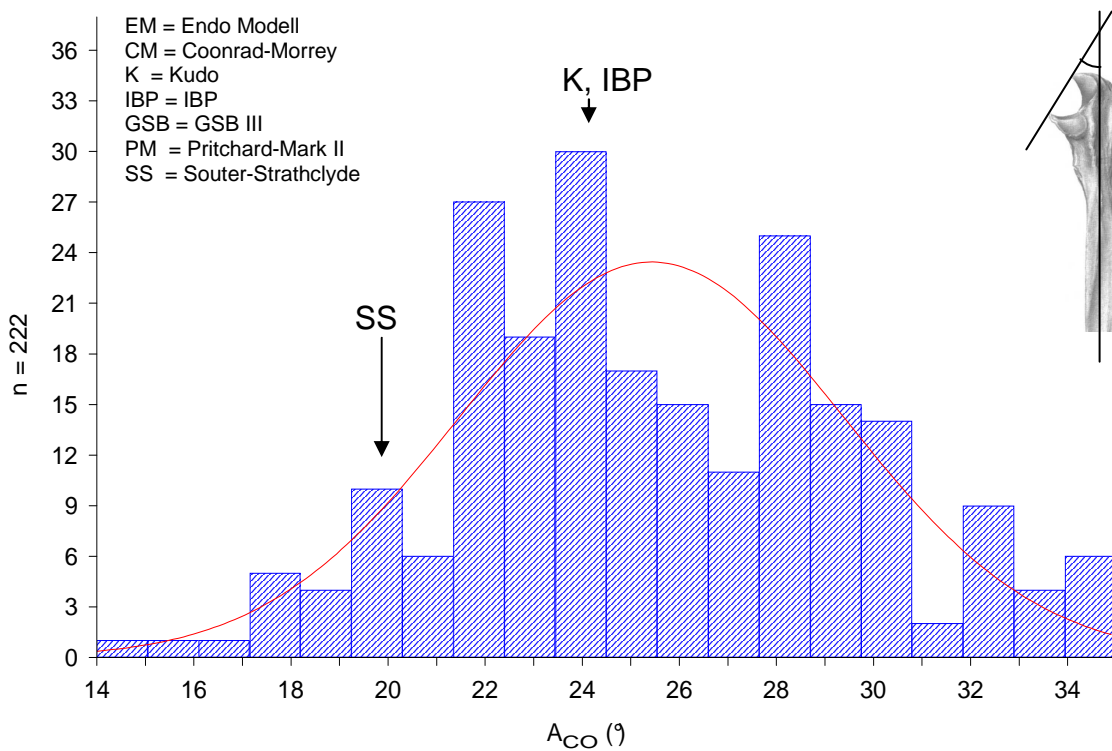
Die Souter-Strathclyde-Prothese liegt mit drei Größen innerhalb der Verteilung. Alle anderen Prothesen liegen links der Verteilungskurve (Abbildung 49).

#### **4.2.16. Strecke $S_{Am}$**

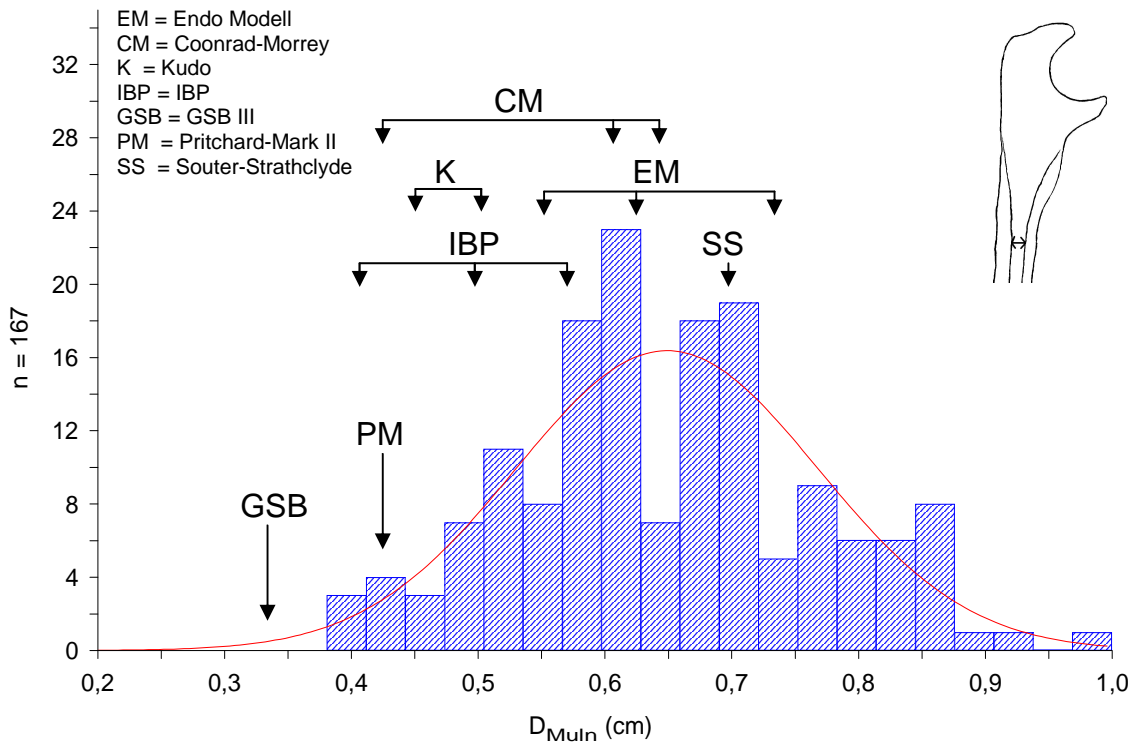
Souter-Strathclyde-, IBP- und Kudo-Prothesen liegen mit jeweils drei Größen im Bereich des linken Schenkels der Verteilungskurve (Abbildung 50), die Pritchard-Mark-Prothese dagegen links außerhalb der Verteilung (Abbildung 50).



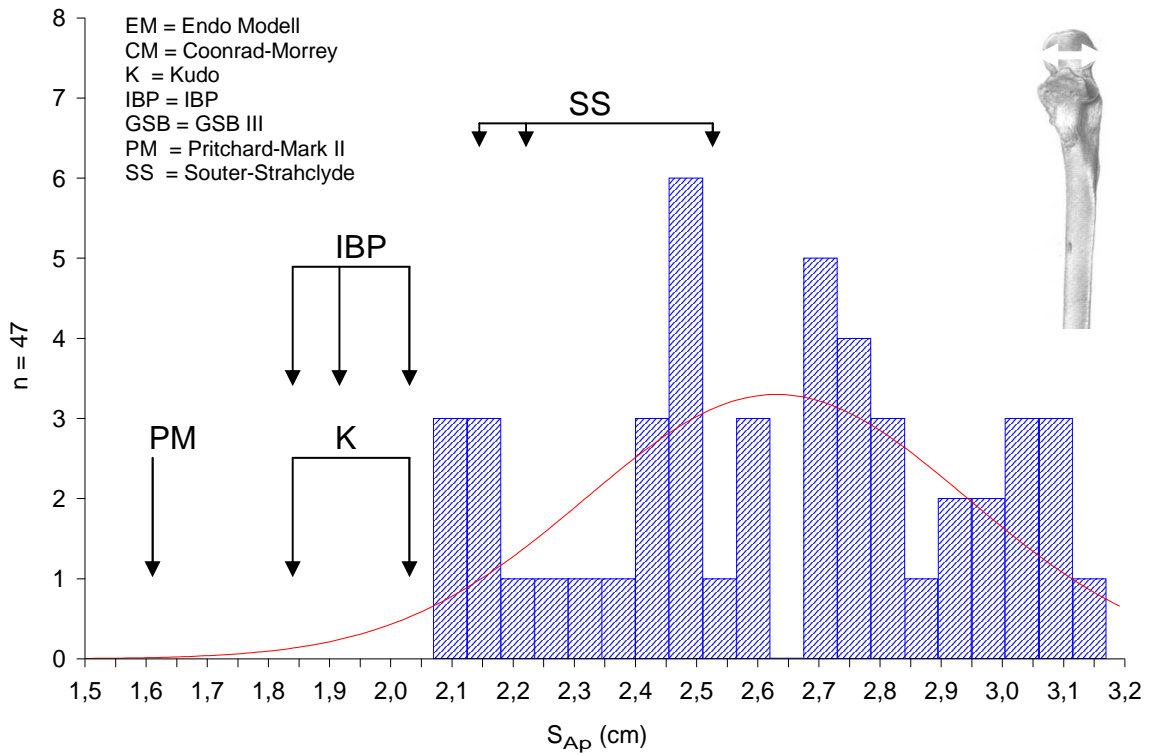
**Abb. 46** Verteilungsmuster des Winkels  $A_{SuIn}$  der anatomischen Präparate und der Röntgenbilder (gepoolt) im Histogramm mit Darstellung des analog an den Prothesen gemessenen Winkels.



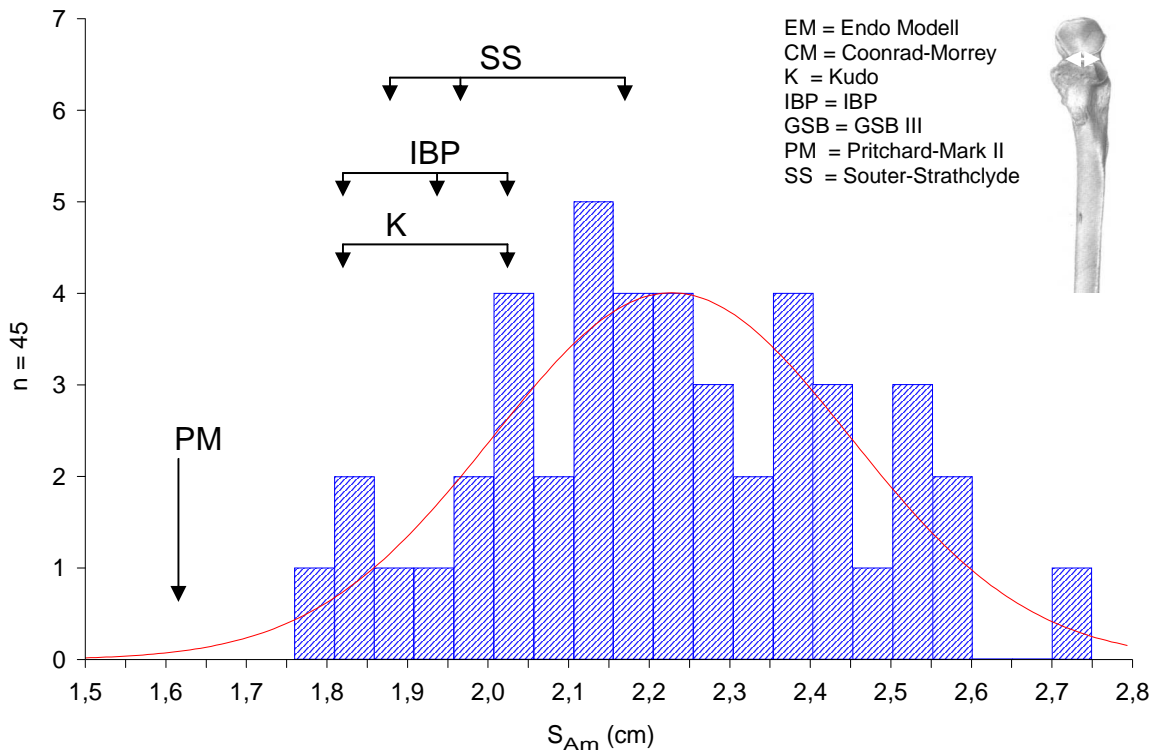
**Abb. 47** Verteilungsmuster des Winkels  $A_{CO}$  der anatomischen Präparate und der Röntgenbilder (gepoolt) im Histogramm mit Darstellung des analog an den Prothesen gemessenen Winkels.



**Abb. 48** Verteilungsmuster der Strecke  $D_{MuIn}$  der Röntgenbilder im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.



**Abb. 49** Verteilungsmuster der Strecke  $S_{Ap}$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.



**Abb. 50** Verteilungsmuster der Strecke  $S_{Am}$  der anatomischen Präparate im Histogramm, mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.

#### **4.2.17. Strecke $S_{CO}$**

Kudo- und IBP-Prothese decken mit zwei, respektive drei Größen die Verteilung gut ab (Abbildung 51). Die Souter-Strathclyde-Prothese liegt mit 4 Größen links der Verteilungskurve außerhalb (Abbildung 51).

#### **4.2.18. Strecke $D_{Ap}$**

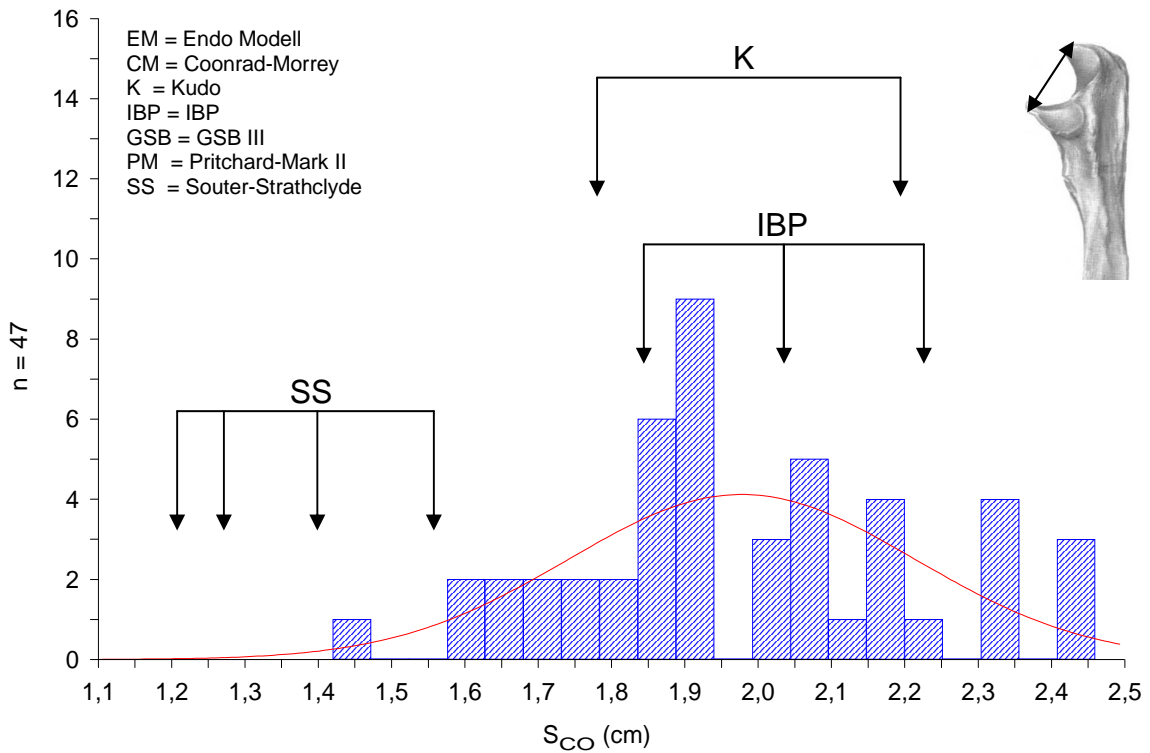
Die Souter-Strathclyde-Prothese liegt mit den zwei größeren Modellen innerhalb der Verteilung (Abbildung 52). Die beiden kleineren Größen befinden sich links außerhalb der Verteilung. Lediglich noch bei der IBP- und Kudo-Prothese war die Strecke  $D_{Ap}$  zu messen. Diese liegen weit links der Verteilung (Abbildung 52).

#### **4.2.19. Strecke $D_{Am}$**

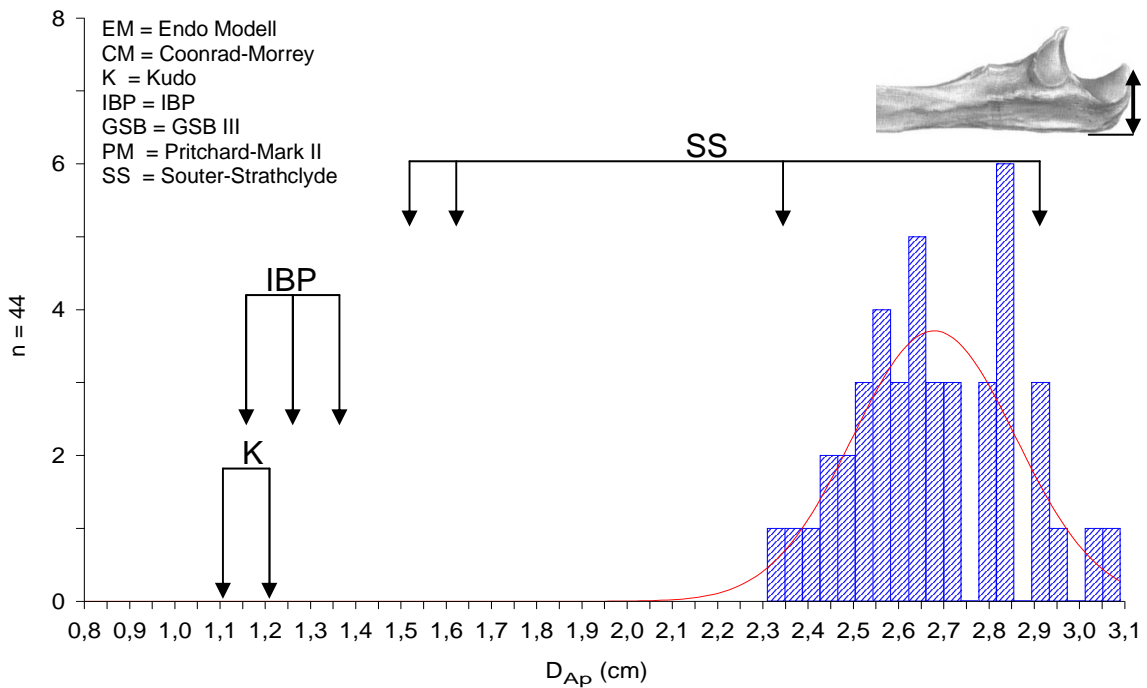
Hier liegt lediglich das größte Modell der Souter-Strathclyde im linken Verteilungsschenkel (Abbildung 53). Alle anderen Größen sowie IBP- und Kudo-Prothese liegen links außerhalb der Verteilung (Abbildung 53).

#### **4.2.20. Strecke $D_{Ad}$**

Hier liegt nur die Souter-Strathclyde-Prothese mit ihrem größten Modell links innerhalb der Verteilung (Abbildung 54). Die kleineren Prothesenmodelle sowie IBP- und Kudo-Prothese liegen links außerhalb der Verteilung (Abbildung 54).

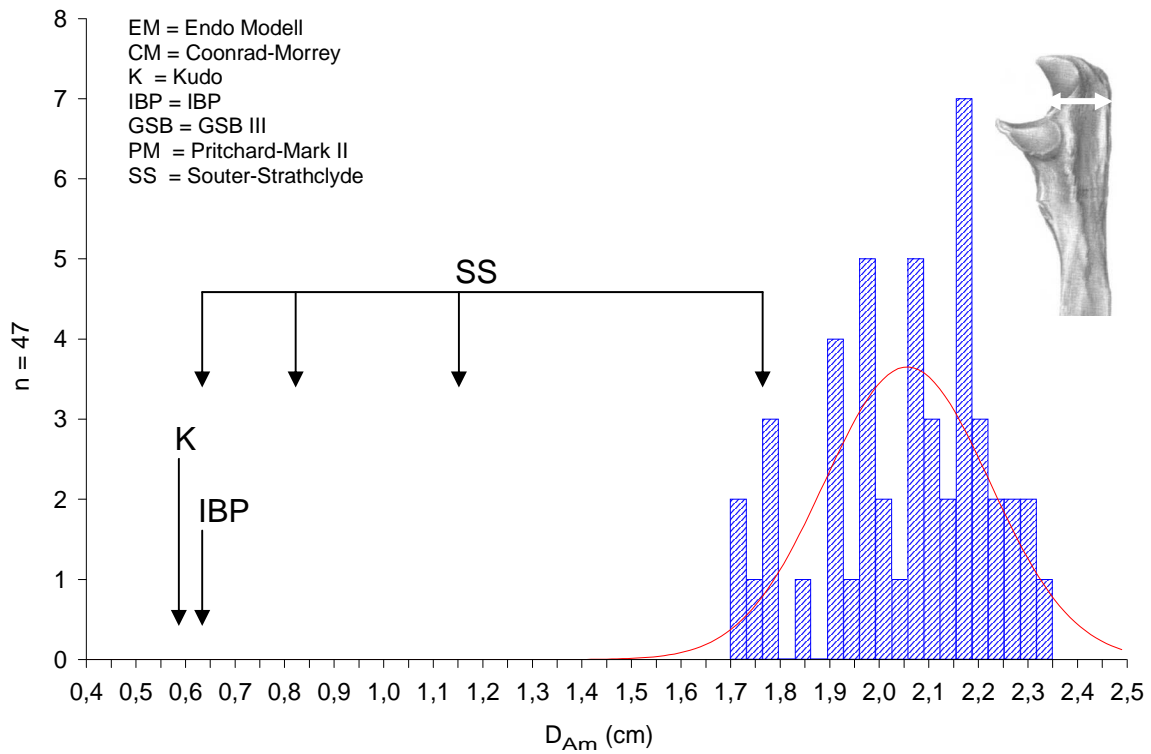


**Abb. 51** Verteilungsmuster der Strecke  $S_{CO}$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.

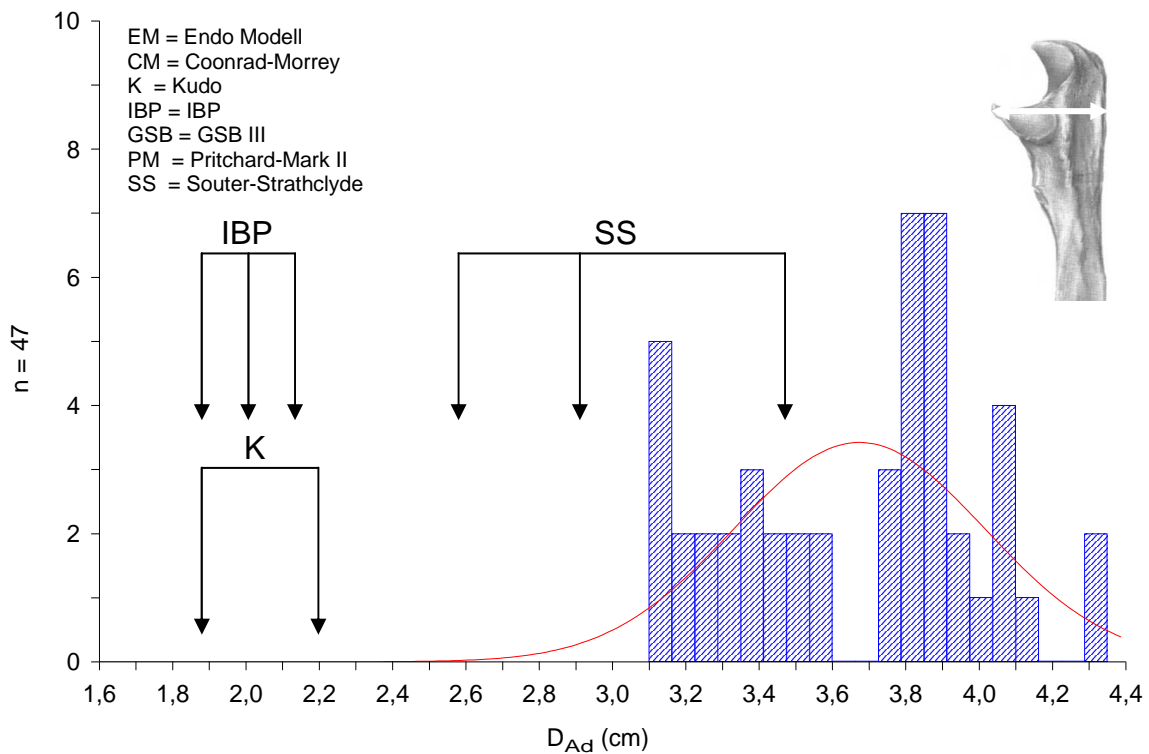


**Abb. 52** Verteilungsmuster der Strecke  $D_{Ap}$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.





**Abb. 53** Verteilungsmuster der Strecke  $D_{Am}$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.

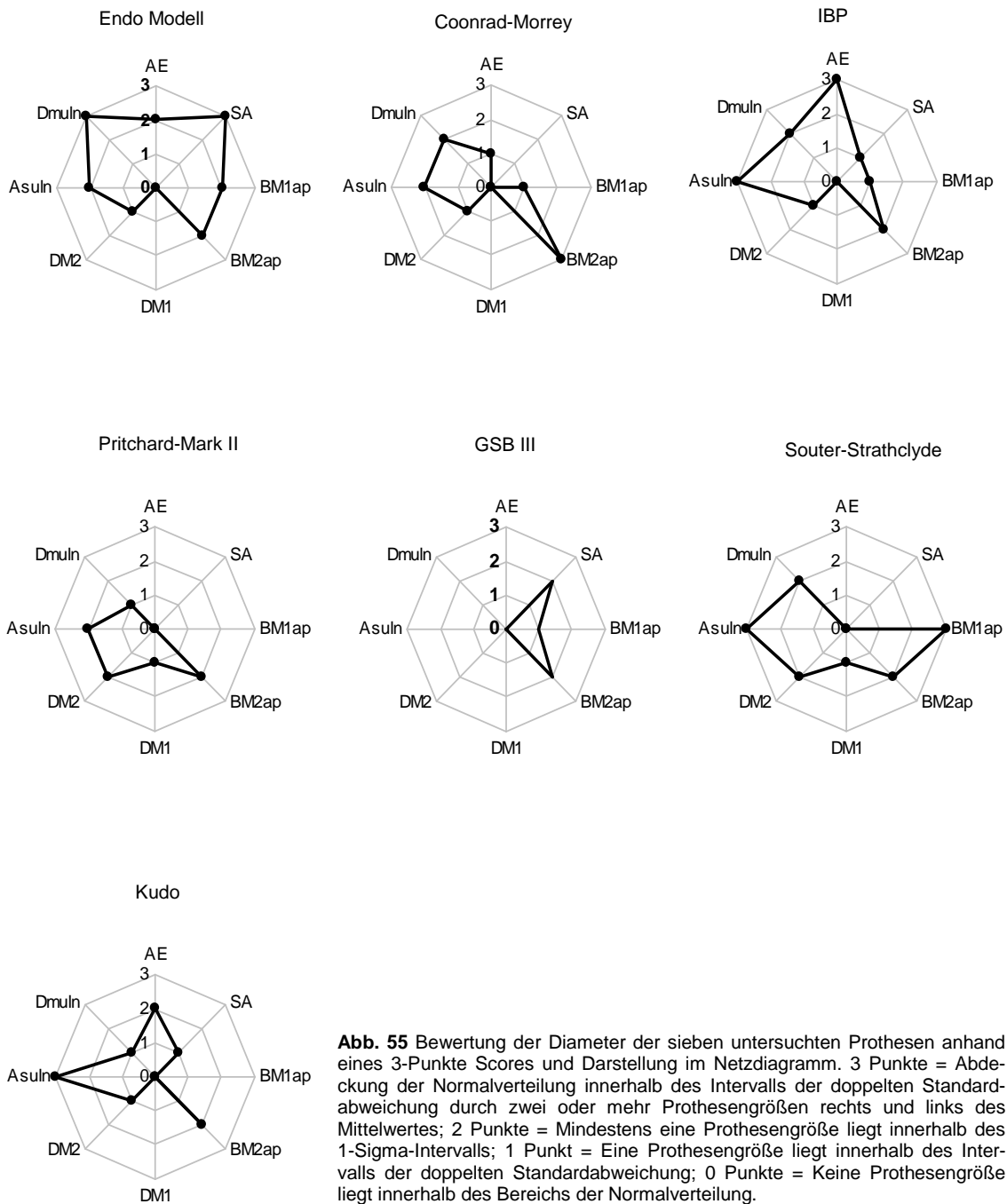


**Abb. 54** Verteilungsmuster der Strecke  $D_{Ad}$  der anatomischen Präparate im Histogramm mit Darstellung der analog an den Prothesen gemessenen Strecke.

### 4.3. Bewertung der Prothesenmodelle

Zur Bewertung der Anzahl angebotener Größen der sieben unterschiedlichen Prothesentypen und deren Platzierung im Bereich der Streubreite des in dieser Arbeit vermessenen Kollektivs wurde ein 3-Punkte-System verwendet. Es wurden acht Parameter ausgewählt, welche unmittelbar die Passgenauigkeit einer Prothese bestimmen und jeweils maximal 3 Punkte erreichen konnten. Hierunter fällt der Neigungswinkel der Epikondylenachse zur Schaftachse ( $A_E$ ), die Breite der humeralen Artikulationsfläche in ventraler Ansicht ( $S_A$ ), die Weite des Markraumes des Oberarmknochens im anterior-posterioren und seitlichen Strahlengang ( $B_{M1-2ap}$  ;  $D_{M1-2}$ ) und der Elle im seitlichen Strahlengang ( $D_{Muln}$ ), sowie der Winkel zwischen ulnarer Schaftachse und olecrano-coronoidaler Linie ( $A_{Suln}$ ). Die volle Punktzahl mit drei Punkten wurde vergeben, wenn ein Prothesenmodell mit dem analogen Messwert mit zwei oder mehr Größen innerhalb des Intervalls der doppelten Standardabweichung rechts und links des Mittelwertes lag. Zwei Punkte erhielt das Modell, das mindestens eine Prothesengröße innerhalb des 1-Sigma-Intervalls vorweisen konnte. Ein Punkt wurde vergeben, wenn eine Prothesengröße innerhalb des Intervalls der doppelten Standardabweichung lag. Kein Punkt wurde vergeben, wenn keine Prothesengröße innerhalb des Bereichs der Normalverteilung lag. Die insgesamt zu erreichende Punktzahl betrug 24 bei acht zu bewertenden Parametern. Die eingeschlossene Fläche im Netzdiagramm korreliert positiv mit dem insgesamt erreichten Punktwert (Abbildung 55).

Wie Tabelle 12 zu entnehmen, konnte keine der vermessenden Prothesen die maximale Punktzahl von 24 vorweisen. Das Endomodell mit 15 Punkten ist gefolgt von der IBP- und Souter-Strathclyde-Prothese mit jeweils 13 Punkten, gefolgt von der Kudo-Prothese mit 11 Punkten, der Coonrad-Morrey-Prothese mit 10 Punkten, der Pritchard-Mark-II-Prothese mit 8 Punkten und zuletzt der GSB-III-Prothese mit 5 Punkten.



**Abb. 55** Bewertung der Diameter der sieben untersuchten Prothesen anhand eines 3-Punkte Scores und Darstellung im Netzdiagramm. 3 Punkte = Abdeckung der Normalverteilung innerhalb des Intervalls der doppelten Standardabweichung durch zwei oder mehr Prothesengrößen rechts und links des Mittelwertes; 2 Punkte = Mindestens eine Prothesengröße liegt innerhalb des 1-Sigma-Intervalls; 1 Punkt = Eine Prothesengröße liegt innerhalb des Intervalls der doppelten Standardabweichung; 0 Punkte = Keine Prothesengröße liegt innerhalb des Bereichs der Normalverteilung.

| Prothese           | Punktzahl |
|--------------------|-----------|
| Endo Modell        | 15 / 24   |
| Coonrad Morrey     | 10 / 24   |
| Kudo               | 11 / 24   |
| IBP                | 13 / 24   |
| GSB III            | 5 / 24    |
| Pritchard Mark II  | 8 / 24    |
| Souter Strathclyde | 13 / 24   |

**Tab. 12** Gesamtpunktzahl der Prothesen bei erreichbaren 24 Punkten

## 5. Diskussion

Ziel der Studie war es, die Verteilung von anatomischen Messgrößen am Ellenbogen zu untersuchen und zu überprüfen, in wieweit die auf dem Markt existierenden Endoprothesenmodelle diese Verteilung mit ihrer Größenauswahl abdecken.

### 5.1. Methodenkritik und Materialsammlung

Bei einer anatomischen Studie wie dieser muss geklärt werden, ob die durchgeführten Messungen an 47 Leichen und 180 Röntgenbildern überhaupt aussagekräftig, und die angewandten Messmethoden genau genug sind.

Die statistischen Berechnungen, welche im Rahmen der anatomischen und radiologischen Gruppe durchgeführt wurde, zeigten, dass alle Messreihen beider Kollektive im Schnelltest nach David einer Normalverteilung entsprechen (zu Grunde liegt eine im medizinischen Bereich übliche Irrtumswahrscheinlichkeit von  $\alpha=0.05$ ). Es wird entsprechend einer Tabelle der Quotient Spannweite / Standardabweichung =  $R / s$  verglichen. Werden die für die üblichen Irrtumswahrscheinlichkeiten tabellierten Grenzwerte (5 % = 3,67 - 5,16) erreicht oder nach außen hin überschritten, so ist die Hypothese der Normalverteilung abzulehnen.

Bei den vier untersuchten Probanden, welche beidseitig vermessen wurden, zeigten sich keine Unterschiede. Zwar ist die Fallzahl zu klein, es ist aber bekannt, dass es keine intraindividuellen Unterschiede gibt [23]. Genau genommen heißt eine Aufnahme dieser vier Probanden in die Datenbank, grundsätzlich gesehen, zwei identische Ellenbogen vermessen zu haben. Da dies aber nur von theoretischer Wichtigkeit in der Statistik ist, kann man annehmen, dass dies zu vernachlässigen ist. Auch eine interindividuelle Gegenüberstellung von linken und rechten Gelenken beider Untersuchungsgruppen weist keine signifikanten Unterschiede auf (Tab. 5.1; 5.2; 6.1; 6.2). Ein signifikanter Unterschied bei  $A_{SC}$  in der radiologischen Gruppe (Tab. 5.1) ist bei niedrigem Signifikanzniveau und fehlender Fortsetzung bei den übrigen Winkeln als zufällig einzustufen.

Auch die Form der Histogramme bei Messungen mit  $n < 50$  stellen sich in einer Glockenform dar, sodass auch hier von einer Normalverteilung schon vom Blick her ausgegangen werden darf.

Auch wenn der Test nach David nur eine hohe Wahrscheinlichkeit auf Normalverteilung voraussagt, so erlaubt diese Aussage jedoch, die Wahrscheinlichkeit für die Normalverteilung des Gesamtkollektivs vorauszusetzen.

Es gibt keine vergleichbaren Messungen in der Literatur, welche über den repräsentativen Wert der Untersuchungen Aussage geben können. In den Untersuchungen konnte bedingt durch die wenig verfügbaren Leichen nicht auf eine gleichmäßige Altersverteilung mit Bevorzugung des Altersschwerpunktes von rheumatoider Arthritis (Altersgipfel zwischen 35 und 50 Jahren) eingegangen werden. Das Altersspektrum der radiologischen Gruppe (Mittel 56,4 Jahre) entspricht hier ebenso wie jenes der anatomischen Gruppe (Mittel 76,9 Jahre) dem mit Ellengelenksprothesen zu versorgenden Patientengut nur annähernd.

Die Anzahl der Untersuchungen ist aber groß genug, und die Ergebnisse dieser Arbeit könnten somit als Grundlage für die Weiterentwicklung verschiedener Ellenbogengelenksprothesen gelten.

## **5.2. Geometrische Gesichtspunkte**

Um die gewünschten Eigenschaften einer Prothese zu betrachten, muss man geometrische Faktoren auf die erhaltenen anatomischen Grunddaten hin analysieren. Diese umfassen neben Strecken, wie zum Beispiel Größe von Artikulationsflächen und Markräumen, auch Winkel, wie die Neigung von Gelenkachsen zu Schaftachsen.

Diese Punkte sollen bei kritischer Betrachtung der erhaltenen Messdaten im Einzelnen erörtert werden.

### **5.2.1. Schaftlänge der humeralen Komponente**

Die Stabilität einer Prothese hängt im Wesentlichen auch von der Verankerung im Markraum ab. Bei den meisten "linked" Prothesen ist eine solche Verankerung die Regel, berücksichtigt man die enormen Kräfte, welche auf Implantat und Interface lasten. Auch bei der Fixation von non-constrained und semi-constrained Prothesen ist die intramedulläre Verankerung sinnvoll [9, 14, 52],

da bei strenger Indikationsstellung (Larsen 4-5) die Knochensubstanz für eine solide Verankerung ohne Markraumstift meistens nicht ausreicht [17, 44]. Im Vergleich zu verblockten Prothesen wird hier eine wesentlich geringere Lockerungsrate beschrieben [29]. Die intramedulläre Platzierung nach proximal und Platzierung der Gelenkfläche auf Höhe der Trochlea sind ausschlaggebend für das Langzeitüberleben der Prothese [47]. Zudem ist der medulläre Kanal des Humerus im Verlauf äußerst variabel, mit einem eher ellipsoiden Durchmesser distal und einem eher runden weiter proximal [13]. Die dem Schaft des Oberarmknochens Stabilität verleihende Kompakta beginnt jedoch erst im diaphysären Teil des Knochens. Nach einer kurzen divergenten Verlaufsphase

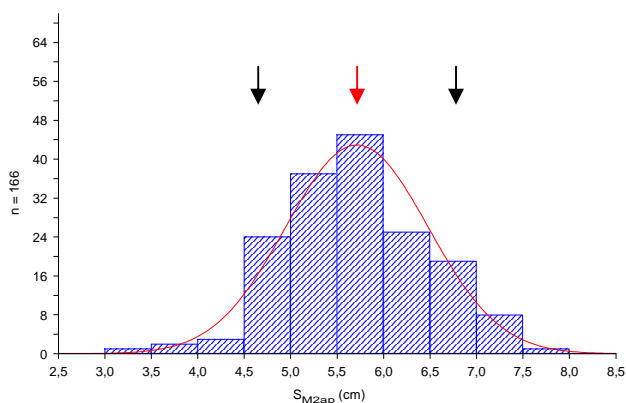


Abb. 56 Abdeckung der humeralen Schaftlänge mit 3 Größen.

beginnen die Wände des Röhrenknochens parallel zu verlaufen. Eine Verankerung einer Prothese in diesem Bereich erscheint als sinnvoll. Der Beginn dieses Teils des Knochens wird durch den Parameter  $S_{M2ap}$  und  $S_{EM2}$  beschrieben. Alle Prothesen, auch mit ihrer kleinsten

Größe, liegen mit der Schaftlänge der humeralen Komponente innerhalb dieses Bereiches. Bei einer Range von 4,5 cm wären drei Größen, was diesen Parameter angeht, sinnvoll (Abbildung 56).

### 5.2.2. Schaftlänge der ulnaren Komponente

Die Verankerung der ulnaren Komponente hängt unter anderem von der Fixation im Markraum ab. Hier wird in der Literatur über eine geringere Lockerungsrate der ulnaren Komponente gegenüber der humeralen berichtet [57]. Im diaphysären Teil der

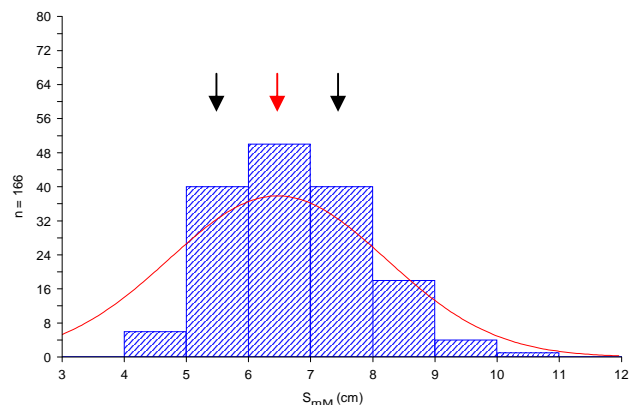


Abb. 57 Abdeckung der ulnaren Schaftlänge mit 3 Größen.

Ulna unterhalb der Tuberositas radii beginnt die Kompakta parallel zu verlaufen. Eine medulläre Verankerung der ulnaren Komponente bis distal der Tuberositas

erscheint ratsam. Der Parameter  $S_{mM}$  kann hier als Anhalt für die mögliche Länge des Schaftes genutzt werden. Die Schaftlänge, gemessen vom Zentrum der Zirkumferenz der ulnaren Gelenkfläche bis Schaftende sollte demnach nicht kürzer als 6,5 cm sein, um zumindest den Bereich distal der Tuberositas zu erreichen. Hier viele unterschiedliche Längen des Schaftes im Prothesendesign zu berücksichtigen, ist sicherlich von fragwürdigem Nutzen. Mit drei verschiedenen Längen wäre die anatomische Variabilität ausreichend berücksichtigt.

### 5.2.3. Schaftdicke der humeralen Komponente

Die Schaftdicke ist bei einigen Prothesen im Verlauf konstant. Der Markraum des Oberarmknochens unterliegt jedoch Breiten-schwankungen, wie bereits in Kapitel 5.2.1 beschrieben. So ist er an seinem distalen Ende breiter als im diaphysären Anteil. Eine Anpassung der Schaftform

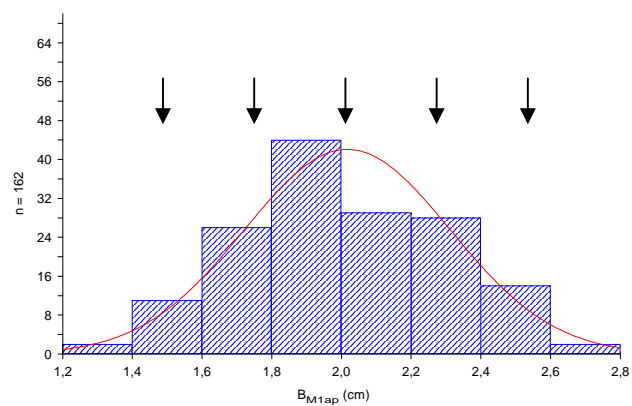


Abb. 58 Abdeckung der humeralen Schaftdicke mit 5 Größen.

wäre wünschenswert, um eventuell den Zementanteil zur Verankerung im Protheseneinstieg verringern zu können. Weiterhin muss die Schaftdicke bei zementierten Prothesen nach Einbringung Raum für ein ausreichendes Knochen-Zement-Interface lassen. Die meisten Prothesen werden zurzeit mittels Zement verfestigt. Nur wenige Studien über zementfreie Prothesen findet man in der aktuellen Literatur mit äquivalenten Kurzzeitergebnissen [28]. Hier stehen jedoch noch Langzeitergebnisse aus. Was die Schaftdicke angeht, müssen für diese Prothesen andere Bedingungen gelten als für zementierte Prothesen. Bei einer Spannweite von 1,6 cm ist eine Abdeckung der Streubreite mit 5 Größen für zementierte humerale Stiele ausreichend (Abbildung 58).

## 5.2.4. Schaftdicke der ulnaren Komponente

Was für die Schaftdicke der humeralen Komponente in Kapitel 5.2.3 beschrieben wurde, gilt in gleichem Maße für die der ulnaren Komponente. Bei einer Streubreite von 0,7 cm ist eine Abdeckung mit bis zu 5 Größen praktikabel (Abbildung 59).

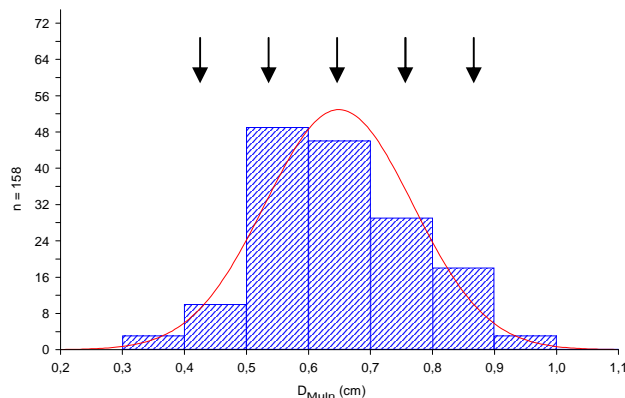


Abb. 59 Abdeckung der ulnaren Schaftdicke mit 5 Größen.

## 5.2.5. Prothesenbreite im interepikondylären Bereich

Diesem Diameter kommt eine wichtige Bedeutung zu, da die meisten Prothesen epikondylenerhaltend eingesetzt werden und zum Einbringen der Prothese die knorpelige Gelenkfläche reseziert wird. Zudem orientiert sich das Prothesendesign der humeralen Komponente an diesem Diameter. Bei einer Streubreite von 1,3 cm sind hier 5 Prothesengrößen sinnvoll (Abbildung 60).

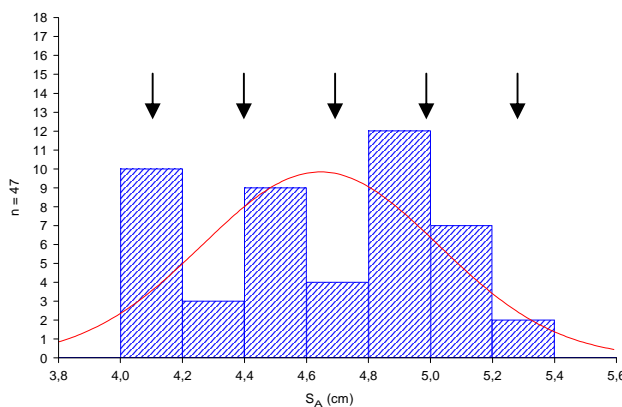


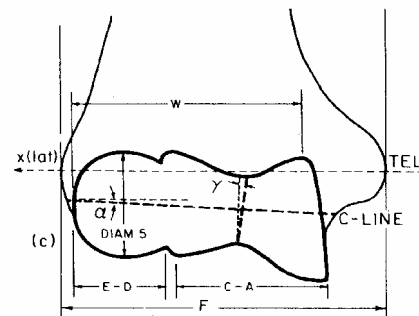
Abb. 60 Abdeckung der interepikondylären Prothesenbreite mit 5 Größen.

## 5.2.6. Winkel zwischen Flexions- und Schaftachse der humeralen Komponente

Die Frage, ob der Ellenbogen um eine einzige Achse extendiert und flexiert, wurde in mehreren kinematischen Studien bereits diskutiert. Eine Theorie vermutet einen uniaxialen Weg der Bewegung mit einer Achse durch das Zentrum der Krümmung des Sulcus trochlearis und des Capitulum [33, 60]. Andere Autoren vermuten Rotationen um wechselnde Achsen [8, 25, 41]. Sorbie zeigte u.a. 1986 zwei ulnare Gelenkflächen, die des Olecranon und des Coronoids mit nicht übereinstimmenden Krümmungszentren. Diese nichtkonzentrischen



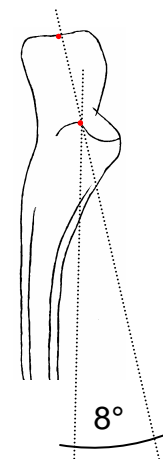
Facetten der Ulna und ihre Neigung wurden für die geringfügig laxe Führung („sloppiness“) von Humerus und Ulna verantwortlich gemacht. Zudem lieferte sie eine Erklärung für die gegensätzlichen Vermutungen uni- oder polyaxialer Bewegungen [51]. Wevers beschrieb 1985 eine s.g. „centroidale“ Achse (C-Line), welche um ungefähr  $2,5^\circ$  von der transepikondylären Linie (TEL) abweicht [51, 59]. Bei einem Mittelwert von  $2$  des Winkels  $A_E$  in der gepoolten Gruppe ergibt sich nach Addition oben genannten Abweichungsgrades ein Winkel von  $4,5^\circ$  als zu empfehlender Winkel zwischen Schaft- und Flexionsachse in anterior-posteriorer Sicht.



**Abb. 61** Darstellung des Winkels zwischen transepikondylärer Linie (TEL) und centroidaler Achse (C-Line). Aus Wevers et al. 1985; Resurfacing elbow prosthesis: shape and sizing of the humeral component. J Biomed Eng7(3):241-6.

### 5.2.7. Winkel zwischen Flexions- und Schaftachse der ulnaren Komponente

Der Winkel zwischen der Achse des ulnaren Schaftes und der Linie durch Coronoid und olecraner Spitze ( $A_{Suln}$ ) in anterior-posteriorer Sicht kann nur ungefähre Anhaltspunkte für eine Empfehlung des Winkels zwischen ulnarem Prothesenschaft und Flexionsachse geben, berücksichtigt man die Beobachtung nichtkonzentrischer Facetten der proximalen Gelenkflächen der Elle (siehe Kapitel 5.2.6.). Nach Messungen dieser Arbeit sollte dieser Winkel dem Mittelwert nach  $8^\circ$  betragen.

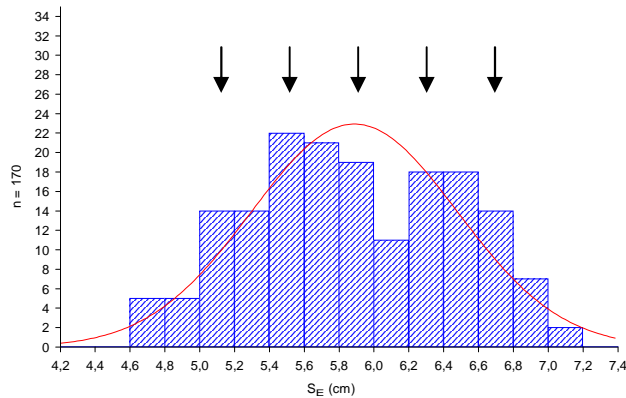


**Abb. 62** Winkel zwischen ulnarer Schaftachse und olecrano-coronoidaler Linie.

### 5.2.8. Epikondylenabstand

Die Breite des distalen Humerus, bezeichnet in dieser Arbeit mit  $S_E$ , zusammen mit einem konventionellen Röntgenbild des Ellenbogengelenkes und den jeweiligen Röntgenschablonen der Prothese, befähigen den Chirurgen präoperativ die Größe der zu verwendenden Prothese auszusuchen [59]. Diesem Abstand ist an den heutigen Prothesen, welche epikondylenerhaltend eingesetzt werden, keine analoge Größe zuzuordnen. Jedoch ist sie als Diameter, welche sich als zweigipflige Verteilungsfunktion, gemäß den Erwartungen hinsichtlich ge-

schlechtlicher Unterschiede, darstellt, sehr gut geeignet, die Variabilität des Ellengelenkes wiederzugeben. Zudem besteht innerhalb der Messreihen dieser Arbeit eine zum Teil hohe positive Korrelation zwischen Epikondylenabstand und den übrigen humeralen Diametern (Tabelle 10). Bei einer Range von 4,7 cm – 7,1 cm wäre eine Abdeckung mit 5 Größen ausreichend (Abbildung 63).



**Abb. 63** Epikondylenabstand als Kenngröße zur präoperativen Wahl der Prothesengröße. Eine Abdeckung dieser Verteilung mit 5 Größen erscheint sinnvoll.

## 6. Schlussfolgerung

Eine reine äußerliche Wiedergabe der Anatomie des Ellenbogengelenkes bei Ellenbogengelenksprothesen repliziert nicht das normale biomechanische Verhalten [17, 26]. Somit fordert diese Arbeit nicht die Angleichung der Prothesen in dieser Hinsicht, sondern beschreibt lediglich die Verteilung wichtiger Prothesendiameter in dem Kollektiv dieser Arbeit. Hieraus abgeleitet werden Empfehlungen für Winkelgrade und vor allem Angaben zur Wahl der Anzahl von Prothesengrößen für den Prothesenhersteller. Diese Arbeit zeigt, dass die 6 der 7 untersuchten Prothesentypen, welche weniger als 4 Größen berücksichtigen, die anatomische Streubreite in unbefriedigender Weise abdecken. Zudem wird gezeigt, dass die meisten Diameter der Prothesen eine deutliche Tendenz zeigen, links der Normalverteilung zu liegen. Nimmt man den Abstand der humeralen Kondylen ( $S_E$ ) als Kenngröße zur Beurteilung der Variabilität des Ellengelenkes aufgrund seiner hohen positiven Korrelation zu den übrigen Diametern, so erscheint eine Abstufung in 5 Größen praktikabel. Dies deckt sich auch mit den Beobachtungen der Diameter, welche die Passgenauigkeit einer Prothese bestimmen ( $S_A$ ,  $B_{M1ap}$ ,  $B_{M2ap}$ ,  $D_{M1}$ ,  $D_{M2}$  und  $D_{Muln}$ ). In der Bewertung der Abdeckung der anatomischen Streubreite durch die verschiedenen Prothesenmodelle zeigt sich, dass 57 % der Prothesen weniger als die Hälfte der maximalen Punktzahl erreichen. Das Endomodell mit dem höchsten Punktwert erreicht nur 63 % der Maximalpunktzahl. Für den Winkel zwischen humeraler Schaftachse und Flexions-/Extensions-Achse stellt sich ein Winkel von  $4,5^\circ$  dar. Der Winkel zwischen ulnarer Schaftachse und Ebene der Flexion/Extension errechnet sich mit  $8^\circ$ .

## 7. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, die Streubreite der anatomischen Parameter des Ellenbogengelenkes zu untersuchen und zu analysieren, in wie weit diese anatomische Vielfalt von den gängigen Endoprothesen des Ellenbogengelenkes berücksichtigt wird. Es wurden 46 Unter- und Oberarmknochen von erwachsenen Leichen untersucht (m/w 1,15:1) sowie 184 konventionelle Röntgenbilder von Ellenbögen vermessen (m/w 1,13:1) und mit den analogen Messwerten der Röntgenschablonen von 7 Prothesenmodellen verglichen. Das Durchschnittsalter in der anatomischen Gruppe betrug 76,9 Jahre (49-96) und in der radiologischen Gruppe 56,4 Jahre (29-100). Insgesamt wurden 85 Parameter definiert und in beiden Untersuchungsgruppen vermessen. Es konnten 19 Parameter an Röntgenschablonen analog vermessen und ausgewertet werden. Acht dieser Parameter, welche unmittelbar die Passgenauigkeit einer Prothese bestimmen, wurden anhand eines 3-Punkte-Scores bezüglich der Abdeckung der anatomischen Streubreite bewertet.

Es zeigte sich ein signifikanter geschlechtlicher Unterschied in den Messreihen beider Untersuchungsgruppen. Im Vergleich von rechten und linken Gelenken konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Zuordnung der Messungen der Röntgenschablonen dieser Prothesen zeigt ohne Ausnahme, dass die Größen der Prothesentypen sich außerhalb oder im linken Schenkel der Verteilungskurve befinden. 57 % der Prothesen erreichen nicht die Hälfte der maximal zu erreichenden Punkte, die Prothese mit dem höchsten Wert erreicht 63 % der Maximalpunktzahl. Der Winkel zwischen Schaft und Flexions-/Extensionsachse von Humerus und Ulna wird zum Teil nicht berücksichtigt und beträgt physiologisch 4,5° respektive 8°. Darüber hinaus erweist sich die interepikondyläre Distanz als guter Prädiktor zur präoperativen Auswahl der Prothesengröße aufgrund seiner hohen positiven Korrelation zu den übrigen Diametern.

Es wird gezeigt, dass die Streubreite der Prothesengrößen vielfach zu gering ist, oder dass Zwischengrößen fehlen, um der anatomischen Variabilität des menschlichen Ellenbogengelenkes im mitteleuropäischen Raum Rechnung zu tragen. Es empfiehlt sich eine Abstufung in 5 Größen.

## Literaturverzeichnis

- (1) Angst F, Goldhahn J, John M, Herren DB, Simmen BR. 2005; [Comparison of rheumatic and post-traumatic elbow joints after total elbow arthroplasty Comprehensive and specific evaluation of clinical picture, function, and quality of life.]. Orthopade .
- (2) Antuna SA, Morrey BF, Adams RA, O'Driscoll SW. 2002; Ulnohumeral arthroplasty for primary degenerative arthritis of the elbow: long-term outcome and complications. J Bone Joint Surg Am 84-A(12):2168-73.
- (3) Davis RF, Weiland AJ, Hungerford DS, Moore JR, Volenec-Dowling S. 1982; Nonconstrained total elbow arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 171):156-60.
- (4) Dee R. 1972; Total replacement arthroplasty of the elbow for rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Br 54(:88-95.
- (5) Dos RC, Chantelot C, Giraud F, Migaud H, Fontaine C. 2005; Results with Kudo elbow prostheses in non-traumatic indications : a study of 36 cases. Acta Orthop Belg 71(3):273-88.
- (6) Dryer RF, Buckwalter JA., Sprague BL. 1981; Hinged total elbow replacement. Orthopedics 4(7):763-8.
- (7) Ehrlich GE. 2001; Incidence of elbow involvement in rheumatoid arthritis. J Rheumatol 28(7):1739.
- (8) Ewald FC. 1975; Total elbow replacement. Orthop Clin North Am 6(3):685-96.
- (9) Ewald FC, Scheinberg RD, Poss R, Thomas WH, Scott RD, Sledge CB. 1980; Capitulocondylar total elbow arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 62(8):1259-63.
- (10) Ewald FC, Simmons ED, Jr., Sullivan JA, Thomas WH, Scott RD, Poss R, Thornhill TS, Sledge CB. 1993; Capitulocondylar total elbow replacement in rheumatoid arthritis. Long-term results. J Bone Joint Surg Am 75(4):498-507.
- (11) Gill DR, Morrey BF. 1998; The Coonrad-Morrey total elbow arthroplasty in patients who have rheumatoid arthritis. A ten to fifteen-year follow-up study. J Bone Joint Surg Am 80(9):1327-35.
- (12) Gschwend N. 1991; The Case for a Linked Elbow Prosthesis. Rheumatology 15(:98-112.
- (13) Gschwend N. 2000; Arthroplasty of the elbow. Surgical techniques in Orthopaedics and Traumatology 55(260):1-10.

- (14) Gschwend N, Schwyzer HK, Simmen BR, Loehr J. The GSB III elbow prosthesis. In: Stephen A Copeland ALNG, editor. Joint Stiffness of the Upper Limb. Taylor francis (UK); 1997. p. 119-29.
- (15) Gschwend N. 1986; [Degenerative diseases of the upper extremities]. Z Orthop Ihre Grenzgeb 124(4):408-17.
- (16) Gschwend N. 2002; Present state-of-the-art in elbow arthroplasty. Acta Orthop Belg 68(2):100-17.
- (17) Gschwend N, Loehr J. 1980; [Elbow arthroplasty]. Orthopade 9(2):158-68.
- (18) Gschwend N, Loehr J, Ivosevic-Radovanovic D. 1988; [Arthroplasty of the elbow]. Orthopade 17(4):366-73.
- (19) Gschwend N, Loehr J, Ivosevic-Radovanovic D, Scheier H, Munzinger U. 1988; Semiconstrained elbow prostheses with special reference to the GSB III prosthesis. Clin Orthop 232):104-11.
- (20) Gschwend N, Simmen BR, Matejovsky Z. 1996 March; Late complications in elbow arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg 5(2 Pt 1):86-96.
- (21) Hamalainen M. Epidemiology of upper limb joint affection in rheumatoid arthritis. In: Baumgartner H, Dvorak J, Grob D, Munzinger U, Simmen BR, editors. Rheumatoid arthritis, vol 17. Stuttgart, New York: Thieme; 1995. p. 158-60.
- (22) Hargreaves D, Emery R. 1999; Total elbow replacement in the treatment of rheumatoid disease. Clin Orthop Relat Res 366):61-71.
- (23) Harrison D, Chaykowski T. A prosthesis to replace the human elbow joint. 1980. Report No.: Project report MECH 460.
- (24) Hildebrand KA, Patterson SD, Regan WD, MacDermid JC, King GJ. 2000; Functional outcome of semiconstrained total elbow arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 82-A(10):1379-86.
- (25) Ishizuki M. 1979; Functional anatomy of the elbow joint and three-dimensional quantitative motion analysis of the elbow joint. Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 53(8):989-96.
- (26) Kamineni S, O'Driscoll SW, Urban M, Garg A, Berglund LJ, Morrey BF, An KN. 2005; Intrinsic constraint of unlinked total elbow replacements--the ulnotrochlear joint. J Bone Joint Surg Am 87(9):2019-27.
- (27) Khatri M, Stirrat AN. 2005; Souter-Strathclyde total elbow arthroplasty in rheumatoid arthritis: medium-term results. J Bone Joint Surg Br 87(7):950-4.
- (28) Kudo H, Iwano K, Nishino J. 1999; Total elbow arthroplasty with use of a nonconstrained humeral component inserted without cement in patients who have rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am 81(9):1268-80.

- (29) Kudo H, Iwano K, Watanabe S. 1980; Total replacement of the rheumatoid elbow with a hingeless prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 62(2):277-85.
- (30) Larsen A, Dahle K, Eek M. 1977; Radiographic evaluation of rheumatoid arthritis and related conditions by standard reference films. *Acta Radiol Diagn* 18(:)481.
- (31) Lehtinen JT, Kaarela K, Ikavalko M, Kauppi MJ, Belt EA, Kuusela PP, Kautiainen HJ, Lehto MU. 2001; Incidence of elbow involvement in rheumatoid arthritis. A 15 year endpoint study. *J Rheumatol* 28(1):70-4.
- (32) Loehr JF, Gschwend N, Simmen BR, Katzer A. 2003; [Endoprosthetic surgery of the elbow]. *Orthopade* 32(8):717-22.
- (33) London JT. 1981; Kinematics of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 63(4):529-35.
- (34) Magermans DJ, Chadwick EK, Veeger HE, van der Helm FC. 2005; Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clin Biomech (Bristol , Avon )* 20(6):591-9.
- (35) Mazas F. 1975; Prothèses totales du coude. *Acta Orthop Belg* 41(:)462-9.
- (36) Mohing W, Franke M. Chronische Polyarthrit. Schulter- und Ellenbogengelenk. In: Hohmann G, Hackenbroch M, Lindemann K, Witt A, Rettig H, Schlegel K, editors. *Spezielle Orthopädie - Obere Extremität, Teil 1: Angeborene Störungen, Erkrankungen und Verletzungen*. Philadelphia: Saunders; 1983.
- (37) Morrey BF. 2003; Differenzialindikation zwischen Arthroplastik und Endoprothetik des rheumatischen Ellbogengelenkes. *Orthopade* 32(11):1028-38.
- (38) Morrey BF, Adams RA. 1992; Semiconstrained arthroplasty for the treatment of rheumatoid arthritis of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 74(4):479-90.
- (39) Morrey BF, Askew LJ, Chao EY. 1981; A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg Am* 63(6):872-7.
- (40) Morrey BF, Bryan RS. 1979; Total joint arthroplasty. The elbow. *Mayo Clin Proc* 54(8):507-12.
- (41) Morrey BF, Chao EY. 1976; Passive motion of the elbow joint. *J Bone Joint Surg Am* 58(4):501-8.
- (42) Ollier L. *Traité des résections et des opérations conservatrices qu'on peut pratiquer sur le système osseux*. Paris: G. Masson; 1885.
- (43) Pooley J. 2000. *Elbow arthroplasty, a Guide for Orthopaedic Surgeons using the IBP Elbow System*.  
Ref Type: Serial (Book, Monograph)

- (44) Pritchard RW. 1981; Long-term follow-up study: Semiconstrained elbow. *Orthopedics* 4(2):151-5.
- (45) Putz R, Müller-Gerbl M. 1988; Funktionelle Anatomie des Ellenbogengelenkes. *Orthopäde* 17(338346).
- (46) Rauhaniemi J, Tiusanen H, Kyro A. 2005; Kudo total elbow arthroplasty in rheumatoid arthritis. Clinical and radiological results. *J Hand Surg [Br]* .
- (47) Shah BM, Trail IA, Nuttall D, Stanley JK. 2000; The effect of epidemiologic and intraoperative factors on survival of the standard Souter-Strathclyde total elbow arthroplasty. *J Arthroplasty* 15(8):994-8.
- (48) Simmen BR, Gschwend N. 1995; Tendon diseases in chronic rheumatoid arthritis. *Orthopade* 24(3):224-36.
- (49) Sjöbjerg J. Elbow stiffness, aetiology and incidence. *Joint stiffness of the upper limb*. London: Martin Dunitz; 1997. p. 73-5.
- (50) Sneftrup SB, Jensen SL, Johannsen HV, Sojbjerg JO. 2006; Revision of failed total elbow arthroplasty with use of a linked implant. *J Bone Joint Surg Br* 88(1):78-83.
- (51) Sorbie C, Shiba R, Siu D, Saunders G, Wevers H. 1986; The development of a surface arthroplasty for the elbow. *Clin Orthop Relat Res* 208):100-3.
- (52) Souter WA. 1985. The evolution of total replacement arthroplasty of the elbow. Kashiwagi D, editor. [678], 255-268. Amsterdam: Excerpta Medica International Congress Series. Elbow joint. Proceedings of the International Seminar Kobe, Japan.  
Ref Type: Serial (Book, Monograph)
- (53) Street DM, Stevens T, Stevens P. 1974; A humeral replacement prosthesis for the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 56(:1147-58.
- (54) Suranyi P. 2005; Modern treatment of rheumatoid arthritis. *Orv Hetil* 146(40):2059-65.
- (55) Tanaka E, Saito A, Kamitsuji S, Yamada T, Nakajima A, Taniguchi A, Hara M, Tomatsu T, Yamanaka H, Kamatani N. 2005; Impact of shoulder, elbow, and knee joint involvement on assessment of rheumatoid arthritis using the American College of Rheumatology Core Data Set. *Arthritis Rheum* 53(6):864-71.
- (56) Tanaka N, Kudo H, Iwano K, Sakahashi H, Sato E, Ishii S. 2001 October; Kudo total elbow arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis: a long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 83-A(10):1506-13.
- (57) Valstar ER, Garling EH, Rozing PM. 2002 June; Micromotion of the Souter-Strathclyde total elbow prosthesis in patients with rheumatoid arthritis 21 elbows followed for 2 years. *Acta Orthop Scand* 73(3):264-72.



- (58) van der Lugt JC, Geskus RB, Rozing PM. 2005 March; Primary Souter-Strathclyde total elbow prosthesis in rheumatoid arthritis. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 87 Suppl 1(Pt 1):67-77.
- (59) Wevers HW, Siu DW, Broekhoven LH, Sorbie C. 1985 July; Resurfacing elbow prosthesis: shape and sizing of the humeral component. *J Biomed Eng* 7(3):241-6.
- (60) Youm Y, Dryer RF, Thambyrajah K, Flatt AE, Sprague BL. 1979; Biomechanical analyses of forearm pronation-supination and elbow flexion-extension. *J Biomech* 12(4):245-55.

## Danksagung

Mein Dank gilt meinem Doktorvater Professor Dr. Bernd Fink für die gute wissenschaftliche Betreuung und das hohe Maß an technischer Assistenz sowie Herrn Professor Dr. Michail Davidoff für die freundliche und unkomplizierte Kooperation mit dem anatomischen Institut.

Für ihre Hilfe bedanke ich mich bei Julia-Cécil v. Freyberg und meinem langjährigen Freund Robert-Karl Larbig. Dank geht an meinen größten Schwager Jochen Rose für die biomathematische Assistenz.

Für ihre Unterstützung jeder Art und ihre Ausdauer möchte ich mich besonders bei meinen Eltern bedanken, denen diese Arbeit gewidmet ist.

## Curriculum vitae

Geburt.....30. Dezember 1978 in Mönchengladbach  
Staatsangehörigkeit.....deutsch  
Konfession.....römisch-katholisch  
Eltern.....Brigitte Schmitges, geb. Bürkel  
.....Dr. Ing. Horst Schmitges  
1985 – 1989.....Kath. Grundschule Marktfeldstraße, Mönchengladbach  
1989 – 1998.....Bischöfliche Marienschule Mönchengladbach, Abitur  
1998 – 1999.....Studium der Humanmedizin an der RWTH Aachen  
1999.....Wechsel an die Universität Hamburg  
2000.....Physikum  
2001.....Erstes Staatsexamen  
2004.....Zweites Staatsexamen  
2005.....Drittes Staatsexamen  
Seit 1.7.2005...Urologische Klinik Universitätskrankenhaus Hamburg-Eppendorf  
.....als Assistenzarzt und wissenschaftlicher Mitarbeiter

## **Eidesstattliche Versicherung**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift

