

**Aus dem Zentrum für Unfallchirurgie und Orthopädie
Orthopädische Klinik und Poliklinik
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg – Universität Mainz**

**Analyse des scapulohumeralen Rhythmus mittels
einer
palpatorisch - photogrammetrischen Methode**

**Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin**

**der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
vorgelegt von**

**Nadja Leyendecker
aus Pforzheim**

Mainz 2010

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. Dr. R. Urban

1.Gutachter: PD Dr. med. P. Drees

2.Gutachter: Dr. rer. physiol. U. Betz

Tag der Promotion:

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	5
ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	6
1 EINLEITUNG	8
2 LITERATURDISKUSSION.....	11
2.1 KNÖCHERNE STRUKTUREN.....	11
2.2 GELENKE	13
2.3 BIOMECHANIK DES SCAPULOHUMERALEN GELENKS.....	14
2.3.1 <i>Ruhestellung Scapula</i>	15
2.3.2 <i>Scapulabewegungen – Anatomie und Klinik</i>	15
2.4 PATHOLOGIE.....	18
2.5 DER SCAPULOHUMERALE RHYTHMUS	19
2.5.1 <i>Messung des scapulohumeralen Rhythmus</i>	20
3 METHODE	26
3.1 VERSUCHSBESCHREIBUNG	26
3.1.1 <i>Palpation</i>	27
3.1.2 <i>Photografie</i>	28
3.1.3 <i>Auswertung</i>	29
3.2 VORVERSUCH.....	34
3.2.1 <i>Vorversuchsergebnisse</i>	35
3.3 PROBANDEN	36
3.3.1 <i>Verteilung der Probanden</i>	36
3.4 STATISTISCHE DATENANALYSE.....	37
4 ERGEBNISSE DER PALPATORISCH-PHOTOGRAMMETRISCHEN UNTERSUCHUNG	38
4.1 BESCHREIBUNG DER EINSTELLPHASE	38
4.1.1 <i>Beschreibung der Werte in der Einstellphase</i>	41
4.2 BESCHREIBUNG DES PUDESROT	42
4.2.1 <i>Scapularotationsposition am PudESrot</i>	43
4.2.2 <i>Unterschiede des PudESrot nach Körperseite</i>	44
4.2.3 <i>Geschlechtsspezifische Unterschiede des PudESrot</i>	54
4.2.4 <i>Vergleich der PudESrot bei unterschiedlicher Händigkeit</i>	54
4.3 BESCHREIBUNG DER HAUPTPHASE	55
4.3.1 <i>Unterschiede in der Hauptphase nach Körperseite</i>	58
4.3.2 <i>Geschlechtsspezifische Unterschiede in der Hauptphase</i>	59
4.3.3 <i>Unterschiede in der Hauptphase nach Händigkeit</i>	60
4.4 MAXIMALWERTE	61
4.5 SCAPULOHUMERALER RHYTHMUS.....	62
4.6 PRAKTISCHE ERFAHRUNG MIT DER MESSMETHODE	63

5	DISKUSSION.....	66
5.1	EINSTELLPHASE	67
5.2	PUNKT DES EINSATZES DER SCAPULARROTATION (PUDESROT)	69
5.2.1	<i>Geschlechterverteilung</i>	70
5.2.2	<i>Händigkeit</i>	70
5.3	HAUPTPHASE.....	71
5.4	MAXIMALWERTE	72
5.5	FEHLERQUELLEN UND EINSCHRÄNKUNGEN	72
5.6	EINFLUSSFAKTOREN	74
5.7	AUSBlick	76
6	ZUSAMMENFASSUNG.....	77
7	ANHANG	87
7.1	DOKUMENTATIONSBOGEN.....	87
7.2	DOKUMENTATIONSBOGEN DER ARMPOSITION	88
7.3	GRAFIKEN.....	89

Abkürzungsverzeichnis

Lig.	Ligament
Art.	Articulatio
PudESrot	P unkt(e) des d eutlichen E insetzens der S capular o ttation
Ab	Abduktionswinkel
Sp	Spinalotwinkel

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1: Ansicht Scapula von dorsal [28].</i>	12
<i>Abb. 2: Kraniale Ansicht des rechten Schultergürtels [28].</i>	12
<i>Abb. 3: Gelenke des Schultergürtels [28].</i>	13
<i>Abb. 4: Bewegungsrichtungen der Scapula [28].</i>	16
<i>Abb. 5: Wirkungsrichtung der Schultergürtelmuskulatur [26].</i>	17
<i>Abb. 6: Scapulohumeraler Rhythmus [28].</i>	19
<i>Abb. 7: Proband an der Führungswand, Messung der linken Schulter.</i>	26
<i>Abb. 8: Palpierte knöcherne Landmarken: Unterkante des Trigonum spinae und Angulus acromii.</i>	27
<i>Abb. 9: Palpation der knöchernen Landmarken der Scapula.</i>	28
<i>Abb. 10: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.</i>	28
<i>Abb. 11: Proband an der Führungswand mit digital eingezeichneten Hilfslinien und Messpunkten.</i>	29
<i>Abb. 12: Vergrößerter Ausschnitt Abb. 11.</i>	29
<i>Abb. 13: Proband an der Führungswand mit eingezeichneter Oberarmachse (durch M1 und M2) und Geraden durch die Spina scapulae, sowie dem glenohumeralen Abduktionswinkel (Ab) und dem Spinalotwinkel (Sp).</i>	31
<i>Abb. 14: Beispiel einer Grafik (Proband 29NL).</i>	33
<i>Abb. 15: „PudESrot“</i>	34
<i>Abb. 16: Beispiel für eine „Sofortrotation“ der Scapula in der Einstellphase (Proband 21N rechts) (Gruppe 1).</i>	39
<i>Abb. 17: Beispiel für eine „verzögerte Rotation“ der Scapula in der Einstellphase.</i>	40
<i>Abb. 18: Beispiel für eine „Abwärtsrotation“ der Scapula in der Einstellphase.</i>	40
<i>Abb. 19: Beispiel für eine „Aufwärtsrotation“ in der Einstellphase.</i>	40
<i>Abb. 20: Beispiel für eine breite Streuung der Werte vor dem PudESrot (Proband 74N rechts).</i>	42
<i>Abb. 21: Grafische Darstellung der Verteilung der PudESrot als Boxplot.</i>	43
<i>Abb. 22: Grafische Darstellung der Scapularotationsposition am PudESrot.</i>	44
<i>Abb. 23: Grafische Darstellung der Verteilung der PudESrot nach Körperseite.</i>	45
<i>Abb. 24: Beispiel eines Probanden mit spätem PudESrot (Proband 23N rechts).</i>	46
<i>Abb. 25: Beispiel eines Probanden mit frühem PudESrot (Proband 19N rechts).</i>	46
<i>Abb. 26: Beispiel Proband 15N links mit PudESrot bei 50°.</i>	47
<i>Abb. 27: Beispiel Proband 15N rechts mit PudESrot bei 3°.</i>	48

<i>Abb. 28: Beispiel Proband 79S links mit einem PudESrot bei 45°</i>	49
<i>Abb. 29: Beispiel Proband 79S rechts mit einem PudESrot bei 45°</i>	49
<i>Abb. 30: Grafische Darstellung der Scapularotationsposition am PudESrot nach Körperseite im Gruppenschnitt</i>	51
<i>Abb. 31: Beispiel Proband 97S links mit 5°Aufwärts rotation der Scapula am PudESrot</i>	51
<i>Abb. 32: Beispiel Proband 97S rechts mit 11°Abwärts rotation der Scapula am PudESrot</i>	52
<i>Abb. 33: Beispiel eines Probanden mit Kurvenbeginn im negativen Bereich bei 17° Abwärtsrotation der Scapula am PudESrot (Proband 47S rechts)</i>	53
<i>Abb. 34: Beispiel eines Probanden mit Kurvenbeginn im positiven Bereich bei 15° Aufwärtsrotation der Scapula am PudESrot (Proband 23N rechts)</i>	53
<i>Abb. 35: Verteilung der Steigungen m der Regressionsgeraden in der Hauptphase</i>	57
<i>Abb. 36: Regressionsgerade mit geringer Steigung (Proband 1S links)</i>	57
<i>Abb. 37: Regressionsgerade mit großer Steigung (Proband 84S links)</i>	58
<i>Abb. 38: Grafische Darstellung der Maximalwerte der Abduktionswinkel</i>	61
<i>Abb. 39: Grafische Darstellung der Verteilung der Maximalwerte der Scapularotationswinkel</i>	62
<i>Abb. 40: Grafische Darstellung der gemittelten Ergebnisse</i>	63
<i>Abb. 41: Beispiel eines männlichen Probanden mit einem BMI von 33,87 (Proband 20 links)</i>	64
<i>Abb. 42: Beispiel eines männlichen Probanden mit einem BMI von 35,06 (Proband 13 rechts)</i>	65

1 Einleitung

Schultererkrankungen sind in den letzten Jahren ein zunehmendes Problem unserer heutigen westlichen Gesellschaft geworden. Sie sind in der Häufigkeit bereits direkt nach den Wirbelsäulenbeschwerden eingeordnet [1]. Inzwischen klagt mehr als jeder Zehnte über häufige und anhaltende Schmerzen im beweglichsten Gelenk des menschlichen Körpers. Allein in Deutschland werden bereits über 250.000 Operationen jährlich am Schultergelenk durchgeführt – mit steigender Tendenz. Als Auslöser hierfür werden unter Anderem sitzende Tätigkeit mit häufiger Fehlhaltung und einer Muskeldysbalance, sowie mangelnde Bewegung angenommen [2]. Nach Erhebungen schwedischer Versicherungen gehen sogar 18% der Krankengeld- und Rentenzahlungen für Beschwerden im Bewegungsapparat auf Schulterschmerzen zurück [3].

Als Ursache des primären Schmerzes spielen pathologische Prozesse im Glenohumeralgelenk selbst eine große Rolle [4, 5]. Dabei ist besonders die altersbedingte Degeneration der Supraspinatussehne sowie deren mechanische Irritation durch benachbarte Strukturen zu nennen. Als sekundäre Reaktion auf diese Prozesse zeigt sich häufig eine veränderte Scapulakinematik.

Besonders häufig tritt der „Schulterschmerz“ bei bestimmten Tätigkeiten mit starker Kraftanstrengung, repetitiver Arbeit, Vibration und Überkopfarbeit/-sportarten auf [6]. Dies macht wiederum eine ausführliche Anamnese zu Beruf und Freizeitaktivitäten notwendig [7].

Voraussetzung für einen physiologischen Bewegungsablauf im Glenohumeralgelenk ist eine funktionstüchtige Schultergürtelmuskulatur und ein intaktes Scapulohumeralgelenk. Ist dies nicht gewährleistet, kann es zu einer sekundären Schmerzsymptomatik kommen. So sehen einige Autoren Veränderungen der Scapulakinematik für zahlreiche Erkrankungen, z.B. das Impingement-Syndrom oder die Rotatorenmanschettenruptur sogar als ursächlich an [8].

Gohlke [9] beschrieb am klinischen Bild einer Scapula alata bei gelähmtem M. serratus anterior, dass es durch die mangelnde Mitbewegung des Schulterblattes zuerst zu einem Funktionsverlust und dann sekundär zu einem Impingement kommen kann.

Andere Studien lassen vermuten, dass muskuläre Dysbalancen [10] und muskuläre Ermüdung [11] ebenfalls Einfluss auf die Entstehung abnormer Schulterbewegungen

haben. Da die Schulter zur Stabilität [12] eine funktionstüchtige Muskelmanschette benötigt, kommt dieser und deren Störung eine große Bedeutung zu.

Bereits im vorletzten Jahrhundert wurde von Duplay [13] die Bewegung der Scapula und die des Humeruskopfes im Glenohumeralgelenk untersucht. Damals nahm man an, dass die Bewegung zunächst im „eigentlichen Schultergelenk“ stattfindet und sich anschließend das Schulterblatt auf dem Thorax bewegt. Aufgrund visueller Beobachtung beschrieb Inman [14] eine zeitgleich ablaufende Bewegung und teilte diese in zwei Komponenten auf: Die scapulothorakale und humeroscapuläre (glenohumerale) Bewegung, die zusammen eine harmonische Einheit bilden. Codman [4] führte 1934 schließlich den Begriff „scapulohumeraler Rhythmus“ ein, der dieses Zusammenspiel beschreibt.

Seitdem wurden zahlreiche Studien zur Erfassung des Bewegungsablaufs der Schulter durchgeführt. Dabei kamen unterschiedliche Messverfahren zur Anwendung. Hier sind vor allem elektromagnetische Trackingsysteme [11, 15-18] sowie bildgebende Darstellungen mittels Röntgenaufnahmen [19-21] oder MRT [22] zu nennen. Auch Winkelbestimmungen mittels Goniometer [23] oder Inklinometer [24] wurden durchgeführt.

Dabei zeigen die Untersuchungen einige Nachteile, wie geringe Probandenzahlen, Ergebnisse nur eines Geschlechts oder einen hohen Kostenfaktor auf. Die Methoden, die mit Hilfe von Röntgenstrahlen arbeiten, haben eine hohe Strahlenbelastung zur Folge, bei den Trackingsystemen tritt die Hautverschiebung über der Scapula als systematischer Fehler auf.

Bei den Untersuchungen werden sehr unterschiedliche und teilweise widersprüchliche Ergebnisse erreicht. Der Ablauf der komplexen Schulterkinematik scheint daher noch nicht ausreichend geklärt.

Bei der Verwendung von Messsystemen, die mit oberflächlichen Hautsensoren arbeiten, tritt im Verlauf der Armbewegung eine Verschiebung der Haut mit dem aufgeklebten Sensor über der knöchernen Scapula auf.

Ziel dieser Arbeit war es diesen Messfehler zu minimieren, weshalb wir eine palpatorisch - photogrammetrische Messmethode zur Ermittlung des scapulohumeralen Rhythmus verwendeten. Die Methode wurde im Biomechaniklabor der orthopädischen Universitätsklinik Mainz entwickelt [25].

Ein Vorteil dieser Methode liegt darin, dass im Verlauf der Armabduktion jeder Messpunkt immer wieder neu palpiert wird, sodass der aus der Hautverschiebung über der Scapula resultierende methodische Fehler weitgehend ausgeschlossen werden konnte. Die Methode ist nicht invasiv und mit geringem Kostenaufwand routinemäßig durchführbar. Mit dieser Methode sollte im Rahmen dieser Arbeit grundsätzlich untersucht werden inwieweit man allgemeingültige Aussagen zur Schulterkinematik bei der Armabduktion treffen kann und wie sich dabei intra - und interindividuelle Eigenheiten darstellen.

2 Literaturdiskussion

An dem komplexen System des Schultergürtels sind zahlreiche knöcherne, ligamentäre und muskuläre Strukturen beteiligt, um den reibungslosen Ablauf einer Bewegung des Armes zu ermöglichen.

Zu den gelenkigen Verbindungen gehören das Sternoclaviculargelenk, das Acromioclaviculargelenk, das „subacromiale Nebengelenk“, das Glenohumeralgelenk sowie das Scapulothorakalgelenk. Neben der freien Beweglichkeit dieser Gelenke ist die Stabilisierung durch den Kapsel-Band-Apparat sowie das synergistische Zusammenspiel der Schultergürtelmuskulatur wichtig.

Außerdem ist eine ausreichende Beweglichkeit der Halswirbelsäule und der oberen Brustwirbelsäule Voraussetzung für endgradige Armbewegungen.

2.1 Knöcherne Strukturen

Die *Scapula* ist ein dreieckiger, platter Knochen, dessen Ränder als *Margo medialis*, *Margo lateralis* und *Margo superior* und dessen drei Winkel als *Angulus inferior*, *Angulus lateralis* und *Angulus superior* bezeichnet werden. Sie wird durch die *Spina scapulae* in die *Fossa supra-* und *infraspinata* unterteilt. Das dorsale Oberflächenrelief der *Scapula* ist individuell sehr verschieden, begründet durch die unterschiedliche Ausbildung der *Margo superior und medialis* und dem variabel nach lateral ansteigenden Verlauf der *Spina scapulae* [26].

Die *Spina scapulae* beginnt an der *Margo medialis* mit dem *Trigonum spinae* etwa auf Höhe des *Processus spinosus Th 3* [27]. Sie ist als prominente knöcherne Struktur gut in ihrer vollen Länge zu palpieren und bei schlanken Menschen sogar unter die Haut sichtbar. Lateral geht die *Spina scapulae* etwas ansteigend in das kräftige *Acromion* über. Dessen dorsaler kaudaler Anteil wird als *Angulus acromii* bezeichnet, der als prominenter Knochenvorsprung meist gut tastbar ist. Das *Acromion* bildet hinten und oben eine Art Dach über dem Schultergelenk. Die Gelenkpfanne für den *Humerus* bildet hier die *Cavitas glenoidale*. Der Oberrand der *Scapula*, die *Margo superior*, setzt sich nach ventral in den *Processus coracoideus* fort, der einer Reihe von Muskeln und Bändern als Ansatzpunkt dient.

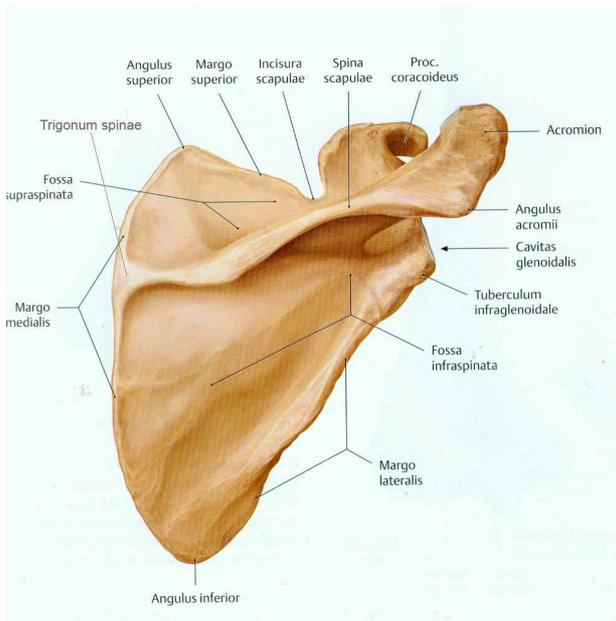


Abb. 1: Ansicht Scapula von dorsal [28].

Die *Scapula* hat sich beim Menschen im Laufe der Evolution nach dorsal verlagert. Von kranial betrachtet steht sie in einem Winkel von 30° zur Frontalebene und nach ventral verkippt. *Scapula* und *Clavicula* bilden gemeinsam einen Winkel von 60° . Die Gelenkfläche des Glenohumeralgelenks steht etwas nach ventral ausgerichtet, was für den physiologischen Bewegungsspielraum bedeutsam ist, da sich der Aktionsradius der Arme vor dem Körper befindet [28].

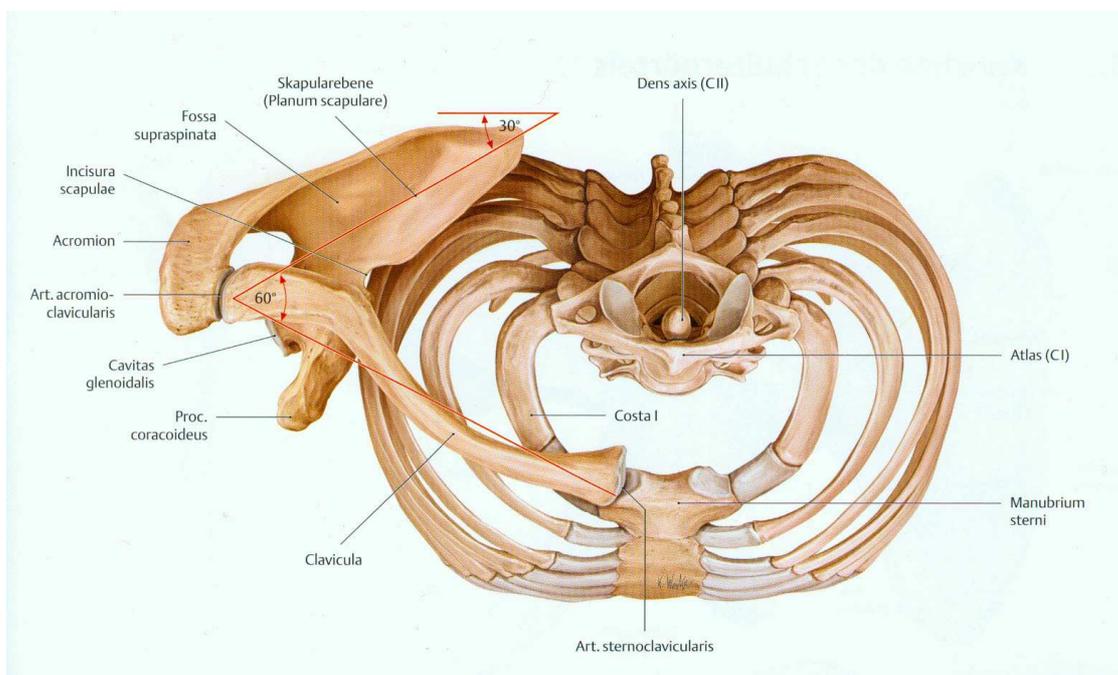


Abb. 2: Kraniale Ansicht des rechten Schultergürtels [28].

2.2 Gelenke

Die fünf Gelenke des Schultergürtels differenziert man in drei echte (Sternoclaviculargelenk, Acromioclaviculargelenk, Glenohumeralgelenk) und zwei Nebengelenke (subacromiales Nebengelenk, Scapulothorakalalngelenk).

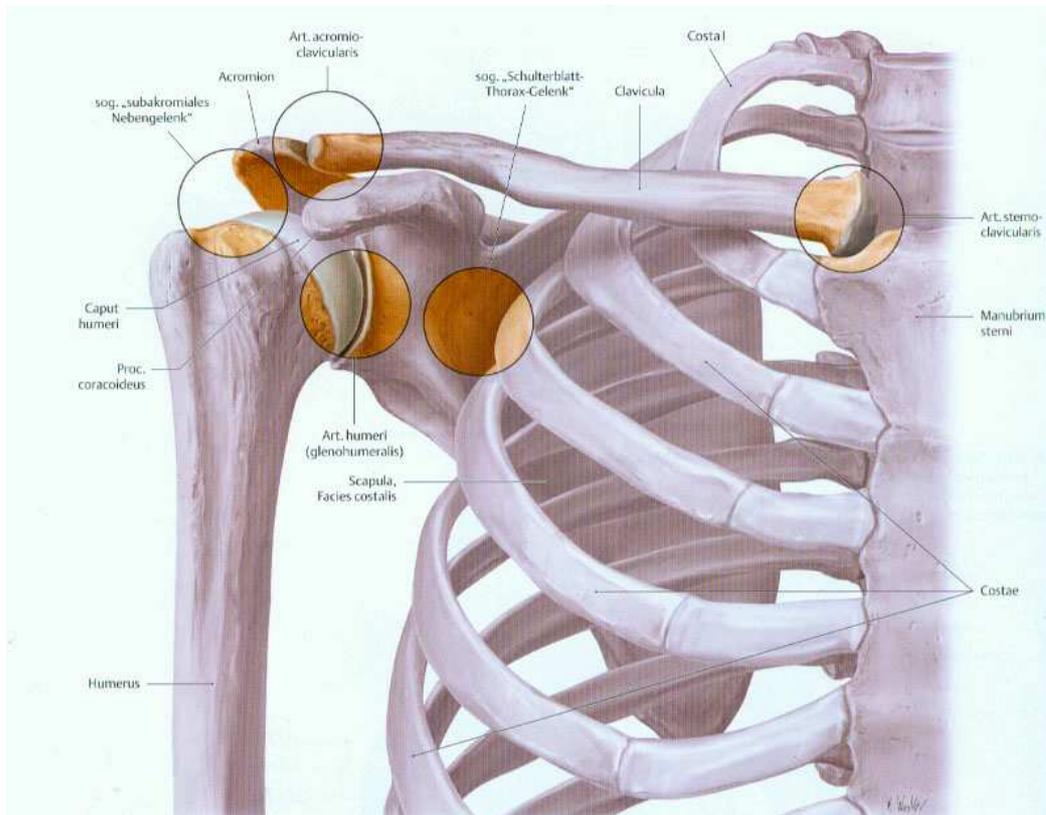


Abb. 3: Gelenke des Schultergürtels [28].

Das Sternoclaviculargelenk, bestehend aus den beiden sattelförmigen Gelenkflächen der *Clavicula* und des *Manubrium sterni*, ist durch einen *Discus articularis* verbunden. Durch diesen wird die bestehende Inkongruenz ausgeglichen. Das Acromioclaviculargelenk verbindet die *Scapula* mit der medial am *Sternum* ansetzenden *Clavicula*. Es wird durch die straffen *Ligg. acromioclaviculare* und *coracoclaviculare* gehalten, was das geringe Bewegungsausmaß dieses Gelenks erklärt.

Ein klassisches Kugelgelenk ist das Glenohumeralgelenk. Die artikulierenden Flächen sind das *Caput humeri* und die *Cavitas glenoidales* der *Scapula*. Da diese um ein vierfaches kleiner ist als der Humeruskopf, wird ihre Fläche seitlich durch das knorpelige *Labrum glenoidale* vergrößert. Durch diese Größendifferenz der beiden Gelenkflächen ist eine größtmögliche Beweglichkeit gewährleistet. Die Gelenkkapsel

ist weit und stellenweise sehr dünn ausgebildet. Nach ventral ist sie durch die *Ligg. glenohumeralia superior, medius, inferius* verstärkt, kranial liegt das *Lig. coracohumerale*.

Als „subacromiales Nebengelenk“ bezeichnet man die häufig miteinander kommunizierenden *Bursae subacromialis* und *subdeltoidea*, die das Gleiten des *Caput humeri* und der Rotatorenmanschette unter das *Acromion* ermöglichen.

Das Scapulothorakalgelenk zählt zu den Nebengelenken, da es keinen typischen Gelenkaufbau besitzt. Die *Facies articulationes* werden hierbei von *Scapula* und Thorax insgesamt gebildet. Bei jeder Schulterbewegung gleitet die *Scapula* im Bindegewebe zwischen dem *M.serratus anterior*, einem Muskel zwischen Thoraxwand und Schulterblatt, und dem *M. subscapularis*, der die *Scapula* mit dem *Humerus* verbindet. Das Gelenk besitzt sowohl eine rotatorische als auch eine translatorische Komponente. Durch die Mitbewegung der *Scapula* wird der Aktionsradius des Armes bei der Elevation und der Abduktion erweitert, außerdem wird die Stellung der *Cavitas glenoidales* zur besseren Kraftübertragung auf den *Humerus* optimiert [30].

2.3 Biomechanik des Scapulohumeralen Gelenks

Die *Scapula* dient der Schultermuskulatur als mobile Ursprungs- und Ansatzstelle. Durch die Mitbewegung der *Cavitas glenoidale* beim Anheben des Armes und durch die kaudaliesierende Wirkung der Rotatorenmanschette wird erreicht, dass der Vektor der vom Humeruskopf ausgeübten Kraft im gesamten Verlauf der Bewegung auf die Gelenkpfanne weist [31] und somit eine optimale Kraftübertragung vom Arm auf den Thorax – und umgekehrt - vorliegt [30]. Darüber hinaus wird durch die Ausrichtung der *Cavitas glenoidale* eine Erweiterung des Aktionsradius des *Humerus* nach cranial erzielt.

Die Elevation und Abduktion alleine aus dem Schultergelenk heraus ist nur bis etwa zur Horizontalen möglich [26]. Erst durch die Funktionsgemeinschaft mit dem Schultergürtel kann eine Elevation von 160° bis 170° ausgeführt werden. Für die endgradige Bewegung bis 180° bedarf es zusätzlich einer Dorsalextension bzw. einer Lateralflexion der Wirbelsäule zur kontralateralen Seite.

2.3.1 Ruhestellung Scapula

Die Stellung der *Scapula* bei hängendem Arm ist abhängig von der Haltung des Körpers, der Thoraxform und dem Tonus der an ihr angreifenden Muskulatur [26]. In der Neutral-Null-Stellung der Arme befindet sich die *Margo medialis scapulae* parallel zur Wirbelsäule, ca. 5-6 cm entfernt von der Dornfortsatzreihe [27, 32]. Geringe Abweichungen nach medial oder lateral sind möglich. Das Schulterblatt reicht in etwa von der 2. bis zur 7. Rippe. Im Bezug auf die Wirbelsäule liegt der *Angulus superior* auf Höhe des *Processus spinosi* des ersten und der *Angulus inferior* in Höhe des 7. oder 8. Brustwirbeldornfortsatzes [27, 32].

Durch die Ruhestellung der *Scapula* wird eine Ebene vorgegeben, die als eine natürliche und funktionelle Ebene des Armes angesehen wird und in der ein großer Teil der Armbewegung abläuft [33, 34]. Diese so genannte „Scapulaebene“ ist um etwa 30° in Richtung Sagittalebene gekippt [29]. Mit der schräg nach dorso-lateral ausgerichteten *Clavicula* bildet sie einen offenen Winkel von 60° [35].

Kondo (1984) beschreibt, dass die Scapulaebene im Mittel 39° zur Frontalebene in Richtung Sagittalebene, und durchschnittlich um 12° zur Transversalebene nach vorn gekippt sei [29]. Jedoch beobachtet man bei der Stellung der Ebene deutlich Interindividuelle Unterschiede.

2.3.2 Scapulabewegungen – Anatomie und Klinik

Neben der Translationsbewegung ihres Schwerpunktes kann die *Scapula* Drehbewegungen in der Transversal-, Sagittal- und Frontalebene durchführen. Aufgrund der gekrümmten Form des Thorax und der Zugrichtung der Muskulatur finden nur kombinierte Bewegungen innerhalb dieser drei Ebenen statt. Bedingt durch diese Komplexität findet sich in der Literatur keine einheitliche Nomenklatur der Scapulabewegung, sodass verschiedene Begriffe für die gleiche Bewegung verwendet werden.

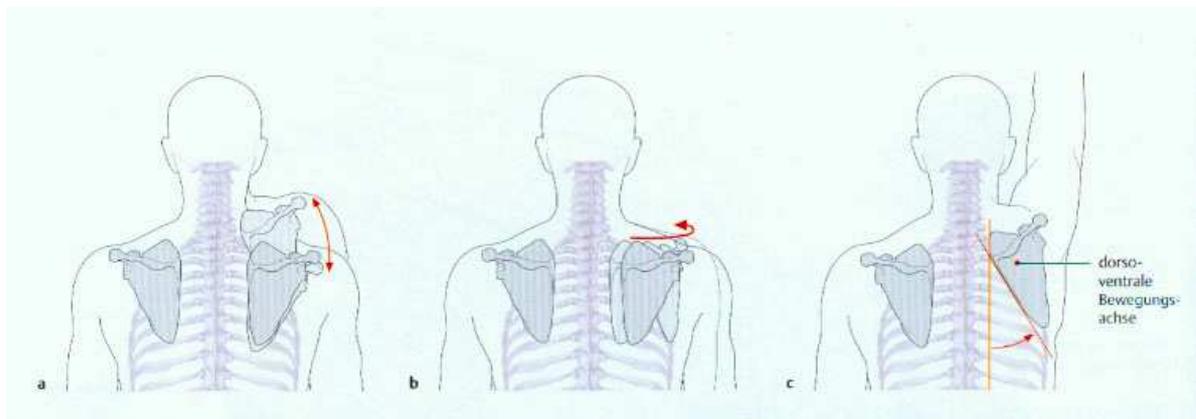
In der Frontalebene läuft die Elevation und Depression des Schultergürtels ab, was mit einem Heben und Senken der *Scapula* verbunden ist. Sie verschiebt sich dabei in der Vertikalen nach kranial und kaudal nahezu parallel zur Wirbelsäule [26].

Protraktion und Retraktion des Schultergürtels sind Bewegungen in der Transversalebene. Dabei bewegt sich die *Scapula* von dorsomedial nach

ventrolateral. Je nach Literatur wird diese Bewegungsrichtung auch als Abduktion bzw. Adduktion der Scapula bezeichnet [36].

Bei Abduktion oder Elevation des Armes kommt es zu einer Scapularotation um eine dorsoventrale Achse durch die Mitte der *Scapula*. Man spricht hier von einer Aufwärtsrotation wenn der *Angulus inferior* nach oben außen schwenkt. Die *Cavitas glenoidales* bewegt sich dabei nach kranial. In die entgegengesetzte Richtung bezeichnet man dies als Abwärtsrotation [26, 28, 36].

Die Scapula kippt außerdem um eine transversale Achse, die von mediodorsal nach lateroventral verläuft. Bei Elevation und Abduktion kippt sie nach hinten, was als posterior tilt bezeichnet wird. Während der Retroversion des Armes findet ein anterior tilt statt, d.h. eine Kippung der Scapula nach vorne. Eine von den benachbarten Strukturen isolierte aktive Schulterblattbewegung ist nicht möglich.



a) Elevation / Depression b) Protraktion / Retraktion c) Scapularotation

Abb. 4: Bewegungsrichtungen der Scapula [28].

Die *Clavicula* geht bei allen Bewegungen der *Scapula* mit, da sie durch die *Artt. sternoclavicularis* und *acromioclavicularis* mechanisch gekoppelt ist [28].

Der physiologische Bewegungsumfang im Sternoclaviculargelenk beträgt für die Schultererelevation und -depression $40^\circ / 0^\circ / 10^\circ$, für die Protraktion und Retraktion $30^\circ / 0^\circ / 25^\circ$ [28].

Zur Messung der Scapularotation wird die Position des *Margo medialis* im Verhältnis zu der Dornfortsatzreihe der Wirbelsäule verwendet. Hierbei ist je nach Literatur bei maximaler Abduktion des Armes ein Schwenken des *Angulus inferior* um etwa 45° - 50° [37] bzw. bis 60° [26, 28] nach lateral beschrieben, wobei letzteres in etwa einer Wanderung der Spitze des *Angulus inferior* von 10 cm nach lateral entspricht [28].

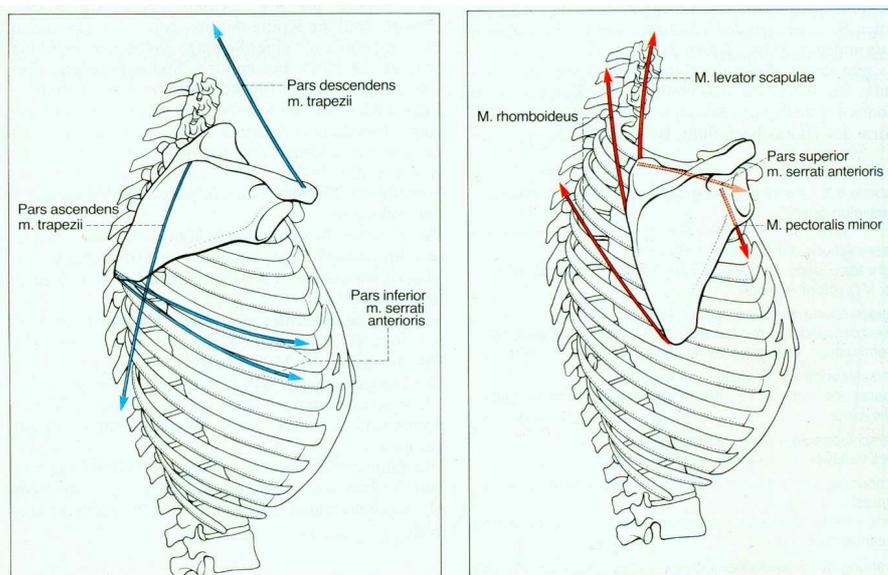
Im Gegenzug dazu verlagert sich der *Angulus superior* um 2-3 cm nach medial-kaudal [28].

Angaben zum Ausmaß der Abwärtsrotation werden in der zitierten Literatur nicht gemacht.

Folgende Bewegungen mit den daran beteiligten Muskeln sind möglich:

Bewegung	Beteiligte Muskulatur
Elevation	Pars descendens m. trapezii, M. levator scapulae, M. rhomboideus, Pars sup. M. serrati anterioris
Depression	Pars ascendens m. trapezii, Pars inferior m. serrati anterioris, M. pectoralis minor
Protraktion	M. serratus anterior (oberer + mittlerer Anteil), M. pectoralis minor
Retraktion	Pars transversa m. trapezii, M. rhomboideus
Aufwärtsrotation (Elevation Armes)	Pars inf. m. serrati anterioris, partes descendens und ascendens m. trapezii
Abwärtsrotation (Retroversion Arm)	Mm. Rhomboidei, M. pectoralis minor, M. levator scapulae, Pars superior m. serrati anterioris

Tabelle 1: Schulterbewegungen und beteiligte Muskulatur.



Aktive Aufwärtsrotation
(Elevation Armes)

Aktive Abwärtsrotation
(Retroversion Arm)

Abb. 5: Wirkungsrichtung der Schultergürtelmuskulatur [26].

2.4 Pathologie

Ein häufiges Krankheitsbild der Schulter ist das subacromiale Impingement. Klinisch zeigt sich dabei ein typischer positiver „schmerzhafter Bogen“, d.h. die aktive Abduktion des Armes verursacht Schmerzen, besonders im Bereich von 60° bis 120°, da dort der subacromiale Raum am engsten ist. Die passive Bewegung kann schmerzfrei und uneingeschränkt möglich sein [38, 39].

Die Ursachen hierfür können entweder primär, d. h. die Sehne selbst betreffend, oder sekundär als Folge einer Grunderkrankung wie z.B. einer Schulterinstabilität [40] oder einer neurologischen Schädigung [9] sein.

Bei der Armabduktion spielt das Zusammenwirken der Schultermuskulatur eine wichtige Rolle. Zu Beginn kontrahieren der *M. supraspinatus* und der *M. deltoideus*. Die anschließende gleichzeitige Kontraktion der *Mm. infraspinatus, teres minor* und *subscapularis* wirkt in Richtung Kaudalisierung des Humeruskopfes. Ist dieser Synergismus gestört, bewirkt die alleinige Kontraktion der *Mm. supraspinatus* und *deltoideus* eine Annäherung des Humeruskopfes ans Acromion, wodurch es zu einer subacromialen Enge kommt. Als Folge kann ein Impingement entstehen, wenn dieser Teil der Schultermuskulatur zu schwach ausgebildet ist und dadurch der Humeruskopf nicht in der Pfanne zentriert wird [8, 11, 41-43]. In diesen Fällen lässt sich radiologisch ein Hochstand des Humeruskopfes nachweisen [39]. Repetitive Überkopfarbeit und Überbeanspruchung verursachen Mikrotraumen in der Sehne, woraus ebenfalls die Symptomatik eines Impingements entstehen kann [6]. Im höheren Alter sind die Schmerzen häufig durch degenerative Umbauprozesse der Sehne selbst bedingt.

Die Morphologie des Acromions ist unterschiedlich, und daher variiert die Größe des subacromialen Raumes individuell. Letzterer kann zusätzlich durch degenerativ bedingte Osteophyten am Acromioclaviculargelenk verengt sein [5].

Des Weiteren kann eine länger bestehende glenohumerale Instabilität sekundär zu einer Impingementsymptomatik führen, wobei dieser Zusammenhang noch wenig erforscht ist [40].

Patienten mit Tendopathien der Schulter zeigen während der aktiven Abduktion des Armes häufig einen Vorlauf, d.h. eine verfrühte bzw. verstärkte Außenrotation des Schulterblatts auf dem Thorax [38, 44]. Diese verfrühte Rotation der *Scapula* ist durch eine hypertone adduzierende und innenrotierende Schultermuskulatur,

beispielsweise des *M. subscapularis* und des *M. teres minor* bedingt. Inspektorisch zeigt sich meist ein Schulterhochstand und eine nach ventrolateral eingestellte *Scapula* auf der betroffenen Seite [44].

2.5 Der scapulohumerale Rhythmus

Der Begriff „scapulohumeraler Rhythmus“ bezeichnet das koordinierte zeitliche und räumliche Zusammenspiel des Glenohumeralgelenks mit der *Scapula* bei Bewegungen des Armes. Diese komplexe Synergie ist Voraussetzung für einen harmonischen Bewegungsablauf, welcher durch Gelenk- oder Muskeldysfunktionen gestört werden kann.

Inman et al. [45] beschreiben 1944 nach Auswertung von Röntgenbildern ein Verhältnis von 2:1 zwischen glenohumeraler Abduktion und Scapularotation. Dies ist als klassischer Wert für den scapulohumeralen Rhythmus bestehen geblieben und von zahlreichen Autoren bestätigt worden [14, 21, 41, 45-48]. Bei einer Abduktion von 90° würde dies bedeuten, dass 60° der Bewegung im Glenohumeralgelenk und gleichzeitig 30° im Scapulohorakgelenk stattfinden (s. Abb.6).

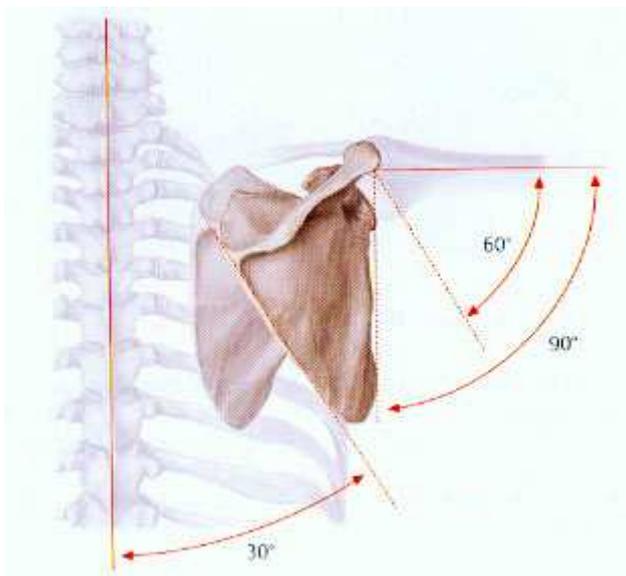


Abb. 6: Scapulohumeraler Rhythmus [28].

Bei maximaler Elevation würden dabei bis zu 120° auf das Glenohumeralgelenk entfallen, während die restlichen 60° durch die Bewegung im Scapulohorakgelenk

übernommen werden [9, 30]. Um jedoch eine endgradige Bewegung von bis zu 180° zu erreichen, müssen eine ausreichende Beweglichkeit dieser Komponenten sowie der Wirbelsäule gewährleistet sein. Kapandjii [32] beschreibt, dass sich bei der Abduktion von 120° bis 180° der Rumpf zusätzlich zu r Gegenseite neigt. Bei der Abduktion von 0° bis 60° erfolge die Bewegung ausschließlich im Glenohumeralgelenk, ab 60° bis 120° sei eine kombinierte Bewegung von Glenohumeralgelenk und *Scapula* zu erkennen.

Weitere Autoren [49, 50] beschreiben ein Verhältnis von 3:2 zwischen dem glenohumeralen und scapularen Anteil. In Winkelgraden ausgedrückt entspricht dies 103° Glenohumeral- und 65° Scapulabewegung.

2.5.1 Messung des scapulohumeralen Rhythmus

In der Literatur finden sich zahlreiche Studien, die sich mit dem Bewegungsverhalten des Schultergürtels beschäftigen. Häufig konzentrieren sich diese Analysen auf das Glenohumeralgelenk. Der scapulohumerale Rhythmus wird zwar beschrieben, jedoch finden sich oft keine Angaben dazu, wie er ermittelt wurde.

Für die messtechnische Untersuchung des scapulohumeralen Rhythmus existieren zahlreiche Messsysteme, die optisch, elektromagnetisch, radiologisch oder sonografisch die räumliche Bewegung von anatomischen Punkte in ihrem Verlauf quantitativ erfassen [11, 15-17, 51]. Es ist oft schwer, die im Zusammenhang mit dieser Messmethode publizierten Werte im Sinne allgemeingültiger Befunde miteinander zu vergleichen. Neben den mit den einzelnen Untersuchungstechniken assoziierten unterschiedlichen methodischen Fehlerquellen, liegt es auch an unterschiedlich großen Altersspektren in den Studien, der Einbeziehung von Probanden mit Schultererkrankungen, und der Festlegung der Ausgangsstellung und der Ebene, in der die Arme bewegt werden. Ebaugh et al. [15] und Graichen et al. [41, 52] unterschieden in ihren Tests zwischen aktiver und passiver Bewegung. Einige Autoren [11, 53] untersuchten die Auswirkungen der Muskelermüdung auf den scapulohumeralen Rhythmus. Borstad und Ludewig [51] erarbeiteten in ihrer Studie den Unterschied zwischen konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeit.

Weiterhin hängen die Ergebnisse von der Art der Winkelberechnung der ausgemessenen Daten und von der Wahl der anatomischen Landmarken oder der Definition der Scapulanullstellung ab. Durch diese Unterschiede im Studienaufbau und die individuell variablen Einflußgrößen auf den scapulohumeralen Rhythmus,

überrascht es nicht, dass die Ergebnisse in der Literatur teilweise sehr breit gestreut sind.

Eine einfache, im klinischen Alltag häufig angewendete Methode zur Beurteilung der Glenohumeralbewegung ist die Winkelbestimmung mittels eines Goniometers. In der einfachsten Ausführung besteht dieses aus zwei beweglichen Armen, zwischen denen eine Skala zum Winkelablesen angebracht ist. Ein Schenkel des Geräts wird parallel zum Oberarm angelegt, der andere wird zum *Processus coracoideus* der kontralateralen *Scapula* ausgerichtet. Der Drehpunkt liegt über der Drehachse am *Caput humeri*. Als Ergebnisse dieser statischen zweidimensionalen Messung erhält man die glenohumeralen Winkelveränderungen. Es existieren unterschiedliche Arten von Goniometern, die rein mechanisch, flüssigkeitsgefüllt mit Schwerkraftausrichtung [23, 54] oder elektronisch sein können [50]. Borsa [24] kombinierte in einer Studie ein einfaches Schenkelgoniometer zur Bestimmung der glenohumeralen Abduktion mit einem digitalen Inklinometer zur Messung der Scapularotation. Der mediale Schenkel dieses Geräts wird an der Wurzel der *Spina scapulae* aufgesetzt, der laterale Schenkel über dem posterolateralen *Acromion*. Das Inklinometer richtet man mit einer Wasserwaage im rechten Winkel zur horizontalen Ebene aus. Wird nun das Schulterblatt bewegt, so kann der Bewegungswinkel an einer digitalen Anzeige abgelesen werden. Borsa [24] beschreibt in seiner Studie einen interindividuellen scapulohumeralen Rhythmus bei der Armabduktion im Bereich von 2,8 bis 6,7 : 1. Die Messung erfolgte neben der Frontalebene auch in der Scapulaebene, mit Scapulapositionen jeweils in Ruhe, 30°, 60°, 90° und 120° glenohumeraler Abduktion erfolgte. Somit werden verteilte Einzelpositionen der Scapula während der Abduktion dargestellt. Der endgradige Bereich wurde jedoch nicht erfasst. Es ist deshalb schwierig eine exakte Aussage über das detaillierte kontinuierliche Bewegungsverhalten der Scapula zu treffen, da durch die großen Messintervalle viel Informationsgehalt verloren geht.

Die Art der Messung ist in der praktischen Durchführung umständlich und bietet nur eine zweidimensionale Darstellung der scapulohumeralen Kinematik. Mit der Methode kann nur eine Winkelmessung in nicht exakt definierten Ebenen erfolgen, deren Genauigkeit weiterhin durch den das Schultergelenk umgebenden Muskelmantel gestört wird [21].

Ein weiteres klassisches Verfahren sind Röntgenserienaufnahmen, die den Schultergürtel zweidimensional und statisch abbilden. Dabei beschreiben Mandalidis et al. [19, 21] einen scapulohumeralen Rhythmus von 2,51 : 1 über die gesamte Armabduktion in der Scapulaebene. In ihren Untersuchungen wählten sie als Messpositionen der Arme die Nullstellung, 30°, 60°, 90°, 120°, 150° und die maximale Abduktion. Der exakte Winkel wurde mit Goniometer gemessen woraufhin der Proband in dieser Position verharrte und ein Röntgenbild aufgenommen wurde. Diese Haltung dürfte zu Muskelermüdung führen, wodurch sich die gesamte Schultergürtelposition verändert [11, 53]. Das bisher untersuchte Probandenkollektiv ist mit 38 Teilnehmern [19] nicht sehr groß, außerdem erfolgten alle Studien ausschließlich an Männern. Deren Gelenkspiel ist kleiner, möglicherweise wegen des strafferen Bindegewebes, und sie weisen dadurch eine geringere Abduktionsfähigkeit auf [45].

Die oben beschriebene radiologische Analyse lässt sich auch dynamisch durchführen, indem sie an Videoaufzeichnungen gekoppelt wird, wie Studien von Talkhani et al. [20, 21] zeigen. Die Autoren fertigten Röntgenaufnahmen in den Armpositionen 0°, 45°, 90°, 135° und bei maximaler Abduktion an. Anschließend wurden Videoaufnahmen der Abduktionsbewegung des gleichen Probanden gemacht. Diese wurden in einem weiteren Schritt mit den Röntgenbildern und einem Softwareprogramm verknüpft, um Winkel für den gesamten Bewegungsbereich zu berechnen. Es wird eine Gesamtbewegung von 154° beschrieben, die sich in 107° glenohumerale und 55° scapulare Bewegung aufteilt. Bei einer Testreihe mit älteren Probanden (> 70 Jahre) ergaben sich 118° Gesamtbewegung, aufgeteilt in 77° Glenohumeral- und 40° Scapulabewegung. Die Ergebnisse entsprechen einem scapulohumeralen Rhythmus von 1,9 : 1 bei den jüngeren sowie 1,5 : 1 bei den älteren Probanden.

Dieses teildynamische Messverfahren erlaubt eine zweidimensionale Darstellung der Schulterbewegung. Die Röntgenbilder sind aufgrund von Superpositionsartefakten häufig nur eingeschränkt verwertbar.

Insgesamt wurden bisher in diese Studie 19 Teilnehmern (10 jung, 9 alt) einbezogen [21], wobei anhand der Ergebnisse keine allgemeinen Aussagen treffen lassen. Dennoch zeigten sie bereits bei diesem kleinen Probandenkollektiv altersbedingte Unterschiede im Bewegungsverhalten der Schulter. Die Autoren führen dies auf eine Verminderung der Wirbelsäulenbewegung im Alter und auf eine Degeneration des Kapselbandapparates zurück [21].

Durch die Verwendung neuerer digitaler Röntgengeräte kann die Röntgenstrahlung deutlich reduziert werden, aber dennoch kann eine gewisse Strahlenbelastung nicht vermieden werden. Dies setzt der routinemäßigen Verwendung der Methode Grenzen.

Als weitere Methode kommen offene MRT-Untersuchungen zur Anwendung, die durch geeignete Messdatenverarbeitung ein dreidimensionales Bild der Schultergürtelstrukturen liefern. Graichen et al. [22] verglichen mit dieser Methode den scapulohumeralen Rhythmus bei passiver und aktiver Armabduktion zwischen 60° und 120°. Dieser lag passiv zwischen 1,5:1 und 2,4:1. Unter aktiver Armabduktion veränderten sich die Werte, was die Autoren auf eine veränderte Glenoidstellung unter Muskelaktivität zurückführen. Bei 60° wurde ein etwas höherer scapulohumeraler Rhythmus (2,6 vs. 1,5) gemessen, unter Vergrößerung des Winkels auf 120° ein signifikant kleinerer (1,8 vs. 2,4), was durch eine vermehrte Glenoidrotation zustande kommt. Bei 90° zeigte sich kein Unterschied zwischen aktiver und passiver Abduktion. Einen Unterschied im scapulohumeralen Rhythmus je nach Grad der Muskelaktivität zeigten auch Studien anderer Autoren [11, 16, 53]. In einer späteren Studie untersuchten Graichen et al. [52] den Effekt von abduzierender und adduzierender Muskelaktivität auf den Schultergürtel. Als Berechnungsgrundlage dienten den Autoren die Scapulapositionen bei 30°, 60°, 90°, 120° und 150°. Im ersten Durchgang der Studie wurde die Arme in Rückenlage in diesen Einstellungen positioniert und einer definierten Kraft in Richtung Adduktion ausgesetzt, so dass daraus eine aktive isometrische Muskelanspannung in Abduktion resultierte. Im zweiten Durchgang wurde genauso verfahren, diesmal jedoch mit einer gleich großen Kraft in Richtung Abduktion. In den jeweiligen Positionen wurden Aufnahmen angefertigt. Der scapulohumerale Rhythmus lag für beide Anspannungsrichtungen zwischen 2,2 und 2,8 : 1. Im statistischen Vergleich zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen abduzierender und adduzierender Muskelaktivität.

MRT-Aufnahmen haben den Vorteil, dass sie eine dreidimensionale Analyse bieten und wegen der digitalen Nachbearbeitungsmöglichkeiten vielfache exakte Winkelbestimmung ermöglichen. Andererseits ist nur die Darstellung einzelner statischer Bewegungssequenzen möglich. Aufgrund der großen Messintervalle zwischen den einzelnen Positionen ist es kaum möglich eine Aussage über den kontinuierlichen Verlauf der Scapularotation zu treffen. Die bisher geringe Anzahl an

publizierten Messpunkte und Probanden dürfte in der schlechten Verfügbarkeit dieser Geräte und den entstehenden hohen Kosten begründet sein [41, 52, 55].

Die Rückenlage ist zudem eine wenig funktionelle Position. Es ist anzunehmen, dass sich hierbei der Muskeltonus und die Beweglichkeit der Scapula mit dem auf ihr lastenden Körpergewicht anders verhält als im Sitzen oder Stehen.

Bei der weitverbreiteten Messmethode mit elektromagnetischen Trackingsystemen [15-17, 50, 51] werden die Bewegungen im Glenohumeral- und Scapulohumeralgelenk mithilfe von Sensoren, die an ausgewählten anatomischen Punkten auf die Haut aufgeklebt werden, gemessen. Die räumliche Position dieser Sensoren wird in einem elektromagnetischen System ermittelt und von einem Computer aufgezeichnet und ausgewertet.

Der Vorteil dieser Methode ist, dass sie eine dreidimensionale, quantitative und kontinuierliche Messung während der Bewegung ermöglicht. Allerdings treten Messfehler durch die Hautverschiebung über der knöchernen *Scapula* auf, so dass die Messwerte deren exakte Position nur ungenau widerspiegeln. Dieser Effekt wächst mit zunehmender Armabduktion. Mit diesem Problem setzten sich Karduna et al. in einer Studie auseinander [18]. Hierbei verschraubte man in Lokalanästhesie „bone-pins“ im Schulterblatt, um den so genannten „Hautfehler“ auszuschließen. Gleichzeitig wurden beim Probanden zwei Trackingsysteme mit oberflächlichen Sensoren auf der Haut befestigt [16, 42]. Über den gesamten Bewegungsweg ergab sich ein Fehler für die Aufwärtsrotation von 8° bzw. $6,3^\circ$. Durch Einführung eines Korrekturfaktors konnte dieser auf ca. 4° minimiert werden, dennoch erwies sich die Anwendung der Methode nur bis 120° Armabduktion als sinnvoll [18]. In höheren Winkeln stieg der Fehler zu sehr an, sodass sich kein geeigneter Korrekturfaktor bestimmen ließ. Obwohl sich mit der Pin-Methode die Genauigkeit steigern lässt, hat sie aufgrund der Invasivität keine klinische Relevanz.

Im Bereich bei 120° Abduktion bei entsprechend hoher Validität ermittelten Schöttker-Königer et al. [56] mit einem elektromagnetischen Trackingsystem (Flock of Birds – FoB, Ascension Technology, Burlington, VT, USA) am Schultergesunden einen scapulohumeralen Rhythmus von 1,8 : 1, was in etwa den Ergebnissen anderer Autoren entspricht, die ebenfalls mit dieser Art von Trackingsystemen arbeiteten [18, 51, 57]. Dayanidhi et al. [17] ermittelten einen scapulohumeralen Rhythmus von 2,4 : 1 (Polhemus 3 space Fastrak, Colchester, VT, USA). Bei McQade und Smidt [16] zeigten sich hingegen Werte von 2,9 bis 7,9 : 1 bei passiver,

3,1 bis 4,1 : 1 bei aktiver Abduktion sowie 1,9 bis 4,5 : 1 bei maximaler isometrischer Abduktion.

Mithilfe des MotionStar electromagnetic tracking system (Ascension Technology, Burlington, VT, USA) untersuchten Scibek et al. [58] 15 Patienten mit Rotatorenmanschettenruptur vor und nach einer Lidocaininjektion in das betroffene Schultergelenk. Sie fanden heraus, dass das Ausmaß des scapulohumeralen Rhythmus mit der Größe der Ruptur korreliert. Weiterhin wiesen Patienten mit hohem Schmerzempfinden in der erkrankten Schulter eine größere scapulare Komponente des scapulohumeralen Rhythmus auf. Dennoch zeigten sich keine relevanten Änderungen nach Schmerzreduktion durch die Lokalanästhetikuminjektion, was die Autoren auf das chronische Geschehen der Erkrankung zurückführen.

Es finden sich in der Literatur auch Studien an Leichen [59], wobei nur die passiven Bewegungsmechanismen beurteilt werden können. Hier zeigte sich ein Beginn der Scapularotation erst bei ca. 90° Armabduktion. Diese auffällig abweichenden Ergebnisse - im Vergleich zu Studien an Lebenden - könnten in der fehlenden Muskelspannung und erhöhten Rigidität der Gelenkstrukturen begründet sein [59].

Wir verwendeten für unsere Studie eine palpatorisch-photogrammetrische Messmethode [25], die von Thösen an der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg - Universität Mainz entwickelt wurde. Diese Art der Messung wurde gewählt, um einige der oben genannten Nachteile zu vermeiden. Insbesondere den beschriebenen Fehler durch Hautverschiebung bei den Trackingsystemen. Durch das Verwenden kleiner Intervalle (15°) soll der Verlauf der Scapula genauer kontrolliert werden. Dennoch bietet die von uns verwendete Methode nur eine zweidimensionale Darstellung und zeigt lediglich einzelne statische Sequenzen der Bewegung, was ein großer Nachteil gegenüber den häufig verwendeten Trackingsystemen darstellt. Unsere Ergebnisse sollen durch eine andere Herangehensweise zusätzliche Erkenntnisse zum Verständnis der scapulohumeralen Kinematik liefern.

3 Methode

3.1 Versuchsbeschreibung

Um die palpatorisch-photogrammetrischen Messmethode [25] zu standardisieren, wurde für die reproduzierbare Positionierung der Versuchspersonen eine Versuchsanordnung mit speziellem Stuhl und einer Führungswand entwickelt.

Der Stuhl, auf dem der Proband sitzt, besitzt eine Kopfstütze, die in der Höhe und Tiefe entsprechend der Körpergröße angepasst werden kann, sowie eine stabile gerade Rückenlehne, da die aufrechte Haltung Voraussetzung für endgradige Schulterbewegungen ist [18]. Außerdem wird die Versuchsperson auf diese Weise in der Beibehaltung der Sitzposition unterstützt, und ein wiederholtes Einnehmen der Ausgangsposition ist möglich.

Die speziell angefertigte Führungswand hat zwei Teile, die in einem Winkel von 120° aufgestellt sind. In Bezug auf die Frontalebene ist so jede Wandseite 30° nach ventral gekippt, was einer Ausrichtung in den Scapulaebenen entspricht.



Abb. 7: Proband an der Führungswand, Messung der linken Schulter.

In der Wand stecken links und rechts jeweils 13 Holzstifte, auf denen der Proband seine Unterarme ablegen kann. Je nach individueller Spannweite der Arme können die Stifte umgesteckt werden. Als Orientierung und zur Reproduzierbarkeit der Messung dient ein an der Wand angebrachtes Koordinatensystem, welches die Position der Holzstifte definiert.

Die Sitzposition wird so eingestellt, dass sich die ausgestreckten Arme des Probanden in der Scapulaebene befinden. Diese Ebene wird als angenehm empfunden, und es lassen sich hier die größten Bewegungsumfänge erzielen [33]. Ausgehend von der Ruhestellung bewegt der sitzende Proband seine Arme entlang der Wand in die jeweils durch die Holzstifte vorgegebene Position, legt sie jedoch nicht zur Entlastung auf diesen ab. Dabei sind die Ellenbogen locker gestreckt, die Daumen zeigen nach oben, die Hände berühren mit ihren Flächen die Wand.

3.1.1 Palpation

Zu Beginn der Versuchsreihe wurden die Messpunkte definiert. Als knöcherne Landmarken dienen die Unterkante des *Trigonum spinae scapulae* und der *Angulus acromii* (s. Abb. 8). Beide Strukturen sind durch die Haut gut tastbar.



Abb. 8: Palpierte knöcherne Landmarken: Unterkante des *Trigonum spinae* und *Angulus acromii*.

Da sich bei der Armbewegung die Scapula unter der Haut verschiebt [11, 51], werden diese Punkte in jeder Armposition erneut palpiert und jeweils mit einem Klebepunkt auf der Haut markiert (s. Abb. 9). Auf diese Weise wird versucht, einem möglichen Versuchsfehler durch die Hautverschiebung entgegen zu wirken. Insgesamt werden 14 Messungen pro Seite durchgeführt.



Abb. 9: Palpation der knöchernen Landmarken der Scapula.

3.1.2 Fotografie

Hinter dem sitzenden Probanden steht in einem Abstand von 2,5 Metern ein Stativ mit einer Kamera auf der zu untersuchenden Seite (s. Abb. 10). Die optische Achse der Kamera ist dabei senkrecht zur Scapulaebene ausgerichtet.

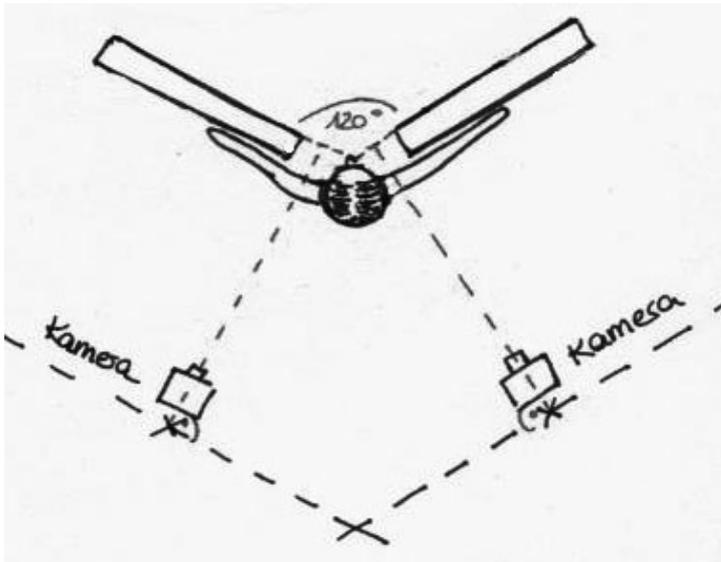


Abb. 10: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.

Jede Armposition wird anschließend von dorsal fotografiert, so dass pro Körperseite 14 Aufnahmen entstehen. Nach jeweils 5 Positionen bringt der Proband seine Arme kurz zurück in die Ausgangsstellung, d.h. er lässt sie locker neben dem Körper hängen. Dieses Rückführen der Arme soll eine Muskelermüdung verhindern, welche die Scapulakinematik verfälschen würde [11]. Durch dieses Vorgehen ergeben sich zwei Pausen je Fotoserie.

3.1.3 Auswertung

In die erstellten Fotos werden nach Übertragung auf den Computer mithilfe von Adobe Photoshop CS 2¹ und dessen Stapelverarbeitungsfunktion drei Hilfslinien eingezeichnet (s. Abb.11 und 12). Die erste (grüne Linie A) entspricht dem Lot, welches an einer Vorrichtung des Stuhls befestigt ist. Die zweite (grüne Linie B) verläuft senkrecht zum Lot unterhalb der Kopfstütze. Die dritte Linie (grüne Linie C) stellt den Schnittpunkt der Stuhlmitte mit dem Lot dar.



Abb. 11: Proband an der Führungswand mit digital eingezeichneten Hilfslinien und Messpunkten.

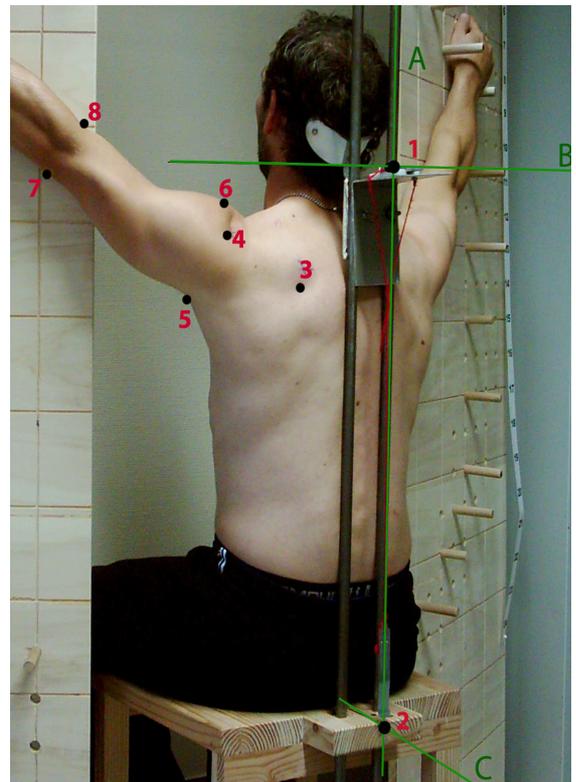


Abb. 12: Vergrößerter Ausschnitt Abb.11.

¹ Adobe Photoshop CS 2 Version 9.0

Anschließend werden neben den bereits markierten Punkten der Scapula (Punkte 3 und 4 in Abb. 11 und 12 nach visueller Inspektion noch weitere definierte Punkte im Bereich des Armes und der Apparatur in festgelegter Reihenfolge markiert (s. Abb.12). für die das Digitalisierungsprogramm „Digitzelt“¹ anschließend die Punktkoordinaten berechnet. Die markierten Punkte 1 und 2 dienen zur Bestimmung der Senkrechten. Die Punkte 3 und 4 zeigen die in der momentanen Armposition die durch den jeweiligen Untersucher palpieren knöchernen Landmarken des Schulterblattes und sind die Grundlage zur Berechnung der Rotationsposition der Scapula. Durch einen Mittelpunkt der Geraden zwischen den Punkten 5 und 6 (M1), sowie den Punkten 7 und 8 (M2) verläuft die Oberarmachse.

Mithilfe der Auswertung dieser Punktkoordinaten berechnet eine Datenverarbeitungssoftware des Biomechaniklabors der Universitätsmedizin Mainz² den Winkel zwischen der Oberarmachse (gelbe Linie) und der Senkrechten, was dem glenohumeralen Abduktionswinkel (=Ab) entspricht, sowie den Winkel zwischen der Geraden durch die Spina scapulae (blaue Linie) und der Senkrechten (Sp=Spinalotwinkel) (s. Abb.13).

¹ Digitzelt share-it! - Digital River, Vogelsanger Str. 78 , 50823 Köln

² Datenverarbeitungssoftware des Biomechaniklabor der Universitätsklinik Mainz, Bodem 2007

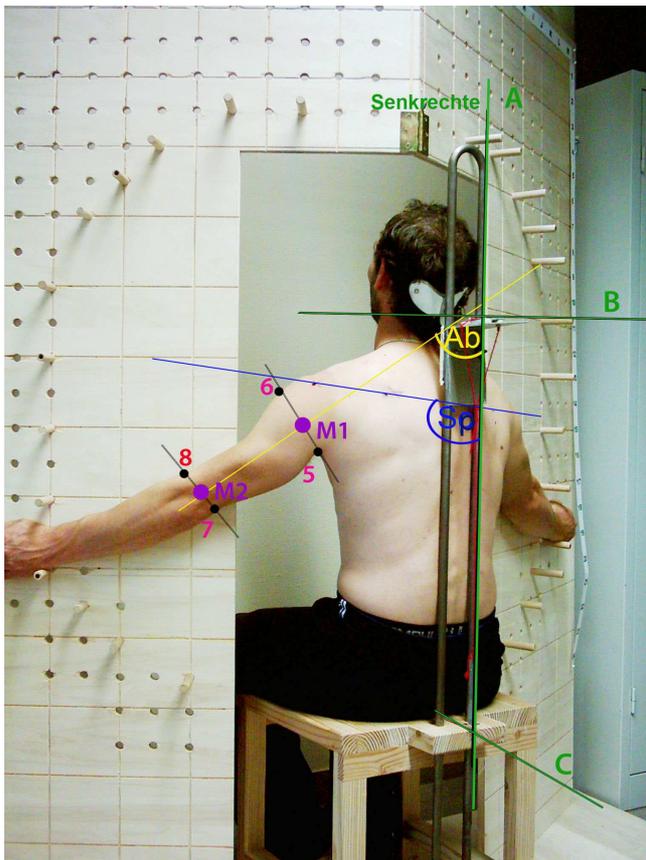


Abb. 13: Proband an der Führungswand mit eingezeichneter Oberarmachse (durch M1 und M2) und Geraden durch die Spina scapulae, sowie dem glenohumeralen Abduktionswinkel (Ab) und dem Spinalotwinkel (Sp).

Da in der Literatur keine ausreichenden Quellenangaben zur Position der *Spina scapulae* bezüglich der *Margo medialis* vorlagen, führten wir im Vorfeld des Versuchs eine Messreihe durch, um diese zu bestimmen. Hierfür vermaßen wir im Anatomischen Institut der Universität Mainz 70 Schulterblattpräparate. Zur Bestimmung des Winkels wurde ein Winkelmesser am *Trigonum spinae* angelegt. Ein Schenkel verlief entlang der *Margo medialis*, der andere parallel zur *Spina scapulae*. Nach Vermessung aller *Scapulae* bestimmten wir einen mittleren Winkel von 99° der *Spina scapulae* zur *Margo medialis*. Unter der Annahme, dass sich die *Margo medialis* bei hängendem Arm parallel zur Wirbelsäule befindet [26], sind wir bei unseren Auswertungen von einem Spinalotwinkel von 99° in Nullstellung der Scapula ausgegangen.

Um aus diesem Spinalotwinkel auf die aktuelle Rotationsstellung der Scapula (Scapularotationswinkel) schließen zu können, wurde mittels eines Computerprogramms vom aktuellen Spinalotwinkel jeweils 99° subtrahiert. Daraus ergibt sich schließlich der für unsere Betrachtungen verwendete Scapularotationswinkel.

Die beschriebenen Bearbeitungsschritte werden für alle 14 fotografierten Armpositionen einzeln durchgeführt. Somit erhält man für die jeweilige Körperseite 14 Armabduktionswinkel- und Scapularotationswinkelwerte. Diese werden grafisch mittels der laboreigenen Datenverarbeitungssoftware dargestellt. Die berechneten Werte werden in eine Exceltabelle³ übertragen.

Aus dem so erzeugten Grafen (Abb. 14) lassen sich mehrere Informationen ablesen. Zum einen das Einsetzen der Scapularotation und deren Verlauf in Abhängigkeit vom entsprechenden Armabduktionswinkel. Außerdem sind die relativen Anteile, welche die Scapula und das Glenohumeralgelenk an der gesamten Schulterbewegung haben, dargestellt.

Um einen umfassenden Eindruck des Zusammenhangs von Armabduktion zur Scapularotation zu bekommen, wurde für jeden der 101 Probanden solch eine Grafik erstellt (s. Abb. 14).

Die Grafiken wurden mit der Nummer der Untersuchung, dem Kürzel des Untersuchers und der untersuchten Körperseite codiert.

Auf der horizontalem X-Achse sind die Winkelgrade der Armelevation (AW) aufgetragen, auf der vertikalen Y-Achse die jeweiligen Winkel der Scapularotation (SW) bzw. der glenohumeralen Abduktion (GHW).

³ Microsoft Office Excel 2003

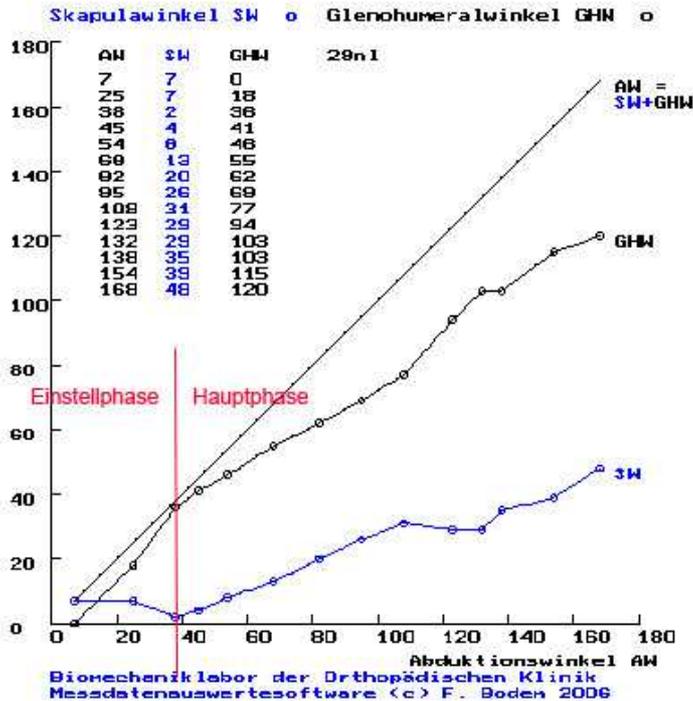


Abb.14: Beispiel einer Grafik (Proband 29NL).

Die Armabduktion in der Scapulaebene beinhaltet eine Bewegung des glenohumeralen und scapulothorakalen Gelenks. Die Summe der Winkelwerte dieser beiden Werte (GHW bzw. SW) ergibt demnach den Abduktionswinkel (AW), dessen Verlauf als schwarze Gerade eingetragen ist.

Der blaue Graf (SW) beschreibt die Rotation des Schulterblattes auf dem Thorax. Auf ihm lässt sich zum jeweiligen Armabduktionswinkel der entsprechende Wert der Scapularotationsposition ablesen. Die glenohumerale Winkelbewegung ist im schwarzen Grafen (GHW) darstellt.

In den meisten Fällen lässt sich der Verlauf des Grafen in zwei Abschnitte aufteilen: die Einstellphase und die Hauptphase. In der Einstellphase, die in der Literatur auch als „setting-phase“ [45, 46, 60] bezeichnet wird, bewegt sich die *Scapula* nur wenig. Die Bewegung findet fast ausschließlich im Glenohumeralgelenk statt. Erst in der Hauptphase, die mit dem von Thösen [25] eingeführtem Begriff „**Punkt(e) des deutlichen Einsetzens der Scapularotation**“ (s. roter Pfeil in Abb. 15) beginnt, nimmt der Anteil der Scapulabewegung an der Gesamtbewegung zu. Im folgenden Text wird hierfür die Abkürzung „PudESrot“ verwendet.

Wegen des variablen und manchmal sehr inhomogenen Verlaufs der Grafen, stellte es sich als schwierig heraus, den PudESrot mathematisch zu definieren. Daher

wurde für unsere vergleichenden Betrachtungen festgelegt, den ersten visuell erkennbaren „Knick“ im Grafen als PudESrot zu verwenden. Falls dieser nicht eindeutig zu bestimmen ist, wird der Anfangspunkt des Grafen verwendet. Die Festlegung dieses Punktes erfolgte unabhängig durch drei Personen für jeden Probanden und jede Körperseite. Bei Unstimmigkeiten wurden die Grafen gemeinsam diskutiert um sich auf einen Punkt zu einigen. Teilweise konnte man mehrere mögliche PudESrot innerhalb eines Grafen erkennen, wobei dann der erste sichtbare verwendet wurde.

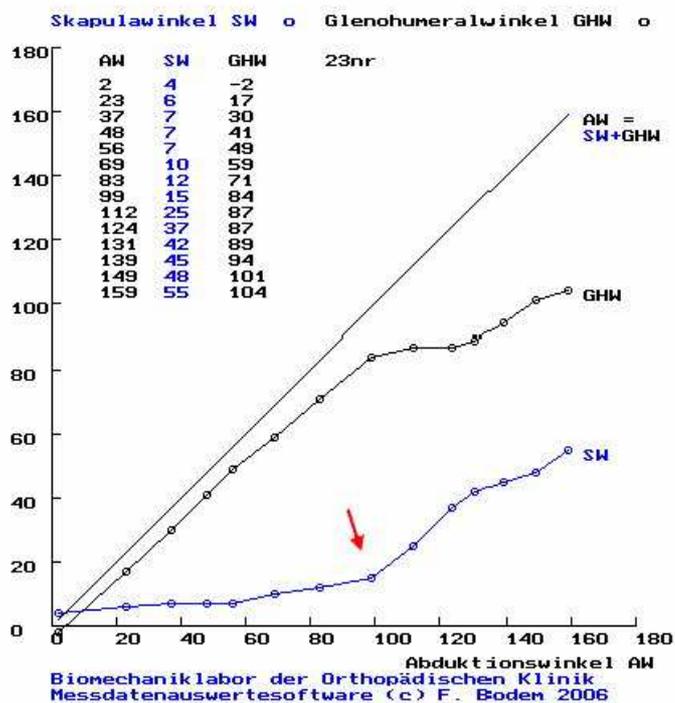


Abb. 15: „PudESrot“

3.2 Vorversuch

Zu Übungszwecken und zur Überprüfung inwieweit die wiederholte Palpation eines bzw. die Palpation mehrerer Untersucher zu unterschiedlichen Ergebnissen führt, wurden zu Beginn der Versuchsreihe Probemessungen durch zwei Untersucher an drei Probanden durchgeführt. Ziel war es, die Wiederholbarkeit der Messungen zu bestimmen.

Dabei sollte an zwei Tagen die Palpation der knöchernen Landmarken an der Scapula bei einer Armabduktion von 90° mehrmals wiederholt werden.

Anschließend wurden die einzelnen Messungen der beiden Untersucher miteinander verglichen. (Bsp. Ergebnis Untersucher S1 bei Proband A mit Ergebnis Untersucher N1 bei Proband A). Außerdem untersuchten wir, inwiefern ein Untersucher, der wiederholt zu verschiedenen Messzeitpunkten einen Test durchführt, zu den gleichen Ergebnissen kommt. Dabei ermittelten wir die Spannweite der Werte eines Untersuchers am jeweiligen Probanden. (Bsp. Spannweite der Untersuchung S1, S2, S3 an Proband A).

Für die Vorversuchsreihe positionierte der Proband seine Arme in 90° Stellung an der Untersuchungswand. Der Untersucher palpizierte die definierten Punkte *Trigonum spinae* und *Angulus acromii* und markierte diese mit jeweils einem Klebepunkt. Nach der anschließenden Erstellung einer photogrammetrischen Aufnahme wurden die Punkte entfernt. Die Versuchsperson brachte ihre Arme wieder in die Ausgangsstellung.

Der zweite Untersucher ging in gleicher Weise vor. Insgesamt führten beide Untersucher jeweils 6 Messungen an 3 Probanden durch.

3.2.1 Vorversuchsergebnisse

	Untersucher	Proband A	Proband B	Proband C
Tag 1	S1	9	10	14
	S2	7	11	20
	S3	8	12	22
	N1	12	13	22
	N2	12	20	26
	N3	14	21	32
Tag 2	S4	19	16	26
	S5	15	15	28
	S6	14	15	30
	N4	17	19	30
	N5	13	16	23
	N6	14	13	22

Tabelle 2: Messergebnisse der Scapularotationswinkel in Grad an verschiedenen Tagen von 2 Untersuchern an 3 Probanden.

Um die Unterschiede der Messergebnisse zwischen den Untersuchern zu erfassen, wurden die jeweils aufeinanderfolgenden Messungen an einem Probanden durch beide Untersucher miteinander verglichen (Bsp. Messung S1 und N1). Die Werte schwankten zwischen 1° und 10°, im Mittel lagen sie bei 4,83°. Zum Vergleich der Messwerte eines einzelnen Untersuchers wurden alle 3 Messungen des jeweiligen Untersuchers an einem Probanden gemittelt. So ergaben sich hier Messunterschiede innerhalb eines Untersuchers zwischen 1° und 10°, im Mittel variierten diese um ca. 5,3°.

3.3 Probanden

Im Zeitraum vom 06. September 2006 bis 31. Oktober 2006 wurden mit unserer Methode 101 gesunden Probanden in der Orthopädischen Klinik der Universitätsmedizin Mainz vermessen. Der Großteil der Studienteilnehmer waren Studenten der Universität Mainz. Vor Beginn der Versuchsreihe füllte jeder einen von uns erstellten Fragebogen aus (s. Anhang).

Als Ausschlusskriterien legten wir fest:

- akute Wirbelsäulenbeschwerden innerhalb der letzten 6 Monate mit Bewegungseinschränkung und/oder notwendiger medikamentöser Therapie
- Systemerkrankungen (rheumatoide Arthritis, Diabetes mellitus, Kollagenosen)
- Bekannte Schulterpathologie

Auf keinen der Probanden trafen diese Ausschlusskriterien zu, so dass alle am Versuch teilnehmen konnten.

3.3.1 Verteilung der Probanden

Die Studie umfasste 47 (46,5%) männliche und 54 (53,5%) weibliche Probanden. Das mittlere Alter aller Versuchspersonen betrug 28,1 Jahre. Im Durchschnitt waren die Teilnehmer 171,2 cm groß und wogen 70,1 kg. Für die Probandengruppe wurde ein durchschnittlicher BMI von 23,54 errechnet.

	Anzahl gesamt	Männer	Frauen

Probanden	101	47	54
------------------	-----	----	----

	Alter (Jahre)	Grösse (cm)	Gewicht (kg)	BMI (kg/m²)
Mittel	28, 1	171,2	70,1	23,5
Minimum	9	134	28	16
Maximum	78	197	127	39

Tabelle 3: Beschreibung der Probandengruppe.

3.4 Statistische Datenanalyse

Die Erfassung und Analyse der Daten erfolgte mit Hilfe der Programme Excel 2003⁴ der Firma Microsoft und SPSS 12.0⁵ der Firma SPSS Software GmbH.

Zur deskriptiven Datenanalyse wurden die üblichen deskriptiv-statistischen Kennwerte wie arithmetisches Mittel, Median, Standardabweichung, Spannweite, Minima und Maxima berechnet.

Bei Normalverteilung der Daten (Schiefe > -1 und < 1) wurde zur Signifikanzbestimmung der T-Test verwendet. Wenn keine Normalverteilung (Schiefe < -1 und > 1) vorlag, verwendeten wir den Vorzeichenrangtest nach Wilcoxon.

Das Institut für Biometrie der Universität Mainz stand uns beratend zur Seite.

⁴ Excel 2003 von Windows Microsoft

⁵ SPSS 12.0 für Windows

4 Ergebnisse der palpatorisch-photogrammetrischen Untersuchung

4.1 Beschreibung der Einstellphase

Um die Einstellphase, d.h. den Bewegungsbereich der Scapula vor dem PudESrot zu beschreiben, teilten wir die entstandenden Grafiken aller 202 Scapulae nach den beobachteten qualitativen Gemeinsamkeiten in ihrem Kurvenverlauf in vier Gruppen ein:

- „Sofortrotation“: keine Einstellphase der *Scapula*, d.h. kein PudESrot erkennbar (Bsp. Abb. 15).
- „verzögerte Rotation“: Der Graf verläuft zuerst waagrecht, um dann am PudESrot anzusteigen. Das bedeutet, dass sich die *Scapula* während der Armabduktion zunächst nicht bewegt (Bsp. Abb.16).
- „Abwärtsrotation“: Der Graf fällt zuerst ab, da die *Scapula* zu Beginn der Armabduktion abwärts rotiert (Bsp. Abb.17).
- „Aufwärtsrotation“: Der Graf verläuft leicht aufwärts, um dann am PudESrot deutlich anzusteigen. Die *Scapula* bewegt sich also schon zu Beginn der Armabduktion mit, jedoch nur in geringem Ausmaß (Bsp. Abb.18).

Die untersuchten Scapulabewegungen lassen sich den so definierten 4 Gruppen wie folgt zuordnen: Insgesamt bewegen sich 44 (21,8%) *Scapulae* zunächst nicht, um dann ab dem PudESrot deutlich aufwärtszurotieren (Gruppe 1). Bei 48 (23,8%) Schulterblättern ist keine Einstellphase zu beobachten. Hier kommt es gleich zu Beginn der Messung zu einer Aufwärtsrotation, so dass kein PudESrot erkennbar ist (Gruppe 2). 36 (17,8%) *Scapulae* rotieren zunächst paradoxerweise abwärts und beginnen erst kurz darauf aufwärts zu drehen (Gruppe 3). Bei den übrigen 74 (36,6%) Schulterblättern beobachtet man durchgängig eine geringe Aufwärtsrotation, die am PudESrot deutlich zunimmt (Gruppe 4).

Einstellphase	Häufigkeit	Prozent
„verzögerte Rotation“	44	21,8
„Sofortrotation“	48	23,8

„Abwärtsrotation“		36	17,8
„Aufwärtsrotation“		74	36,6
	Gesamt	202	100,0

Tabelle 4: Verteilung in der Einstellphase.

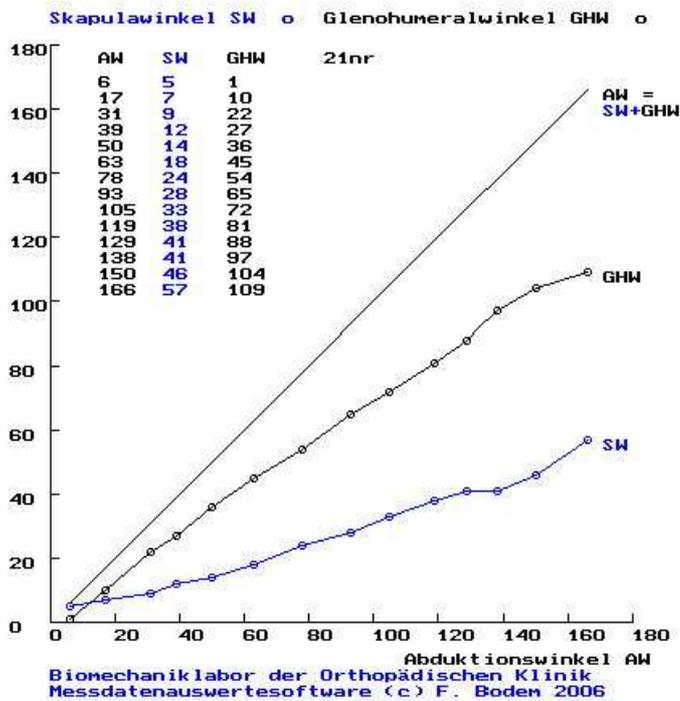


Abb. 16: Beispiel für eine „Sofortrotation“ der Scapula in der Einstellphase (Proband 21N rechts) (Gruppe 1).

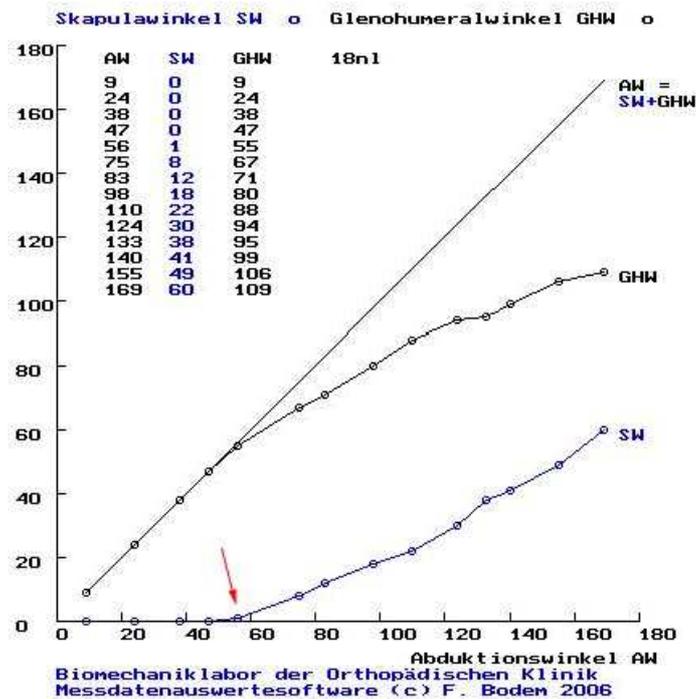


Abb. 17: Beispiel für eine „verzögerte Rotation“ der Scapula in der Einstellphase (Proband 18N links) (Gruppe 2).

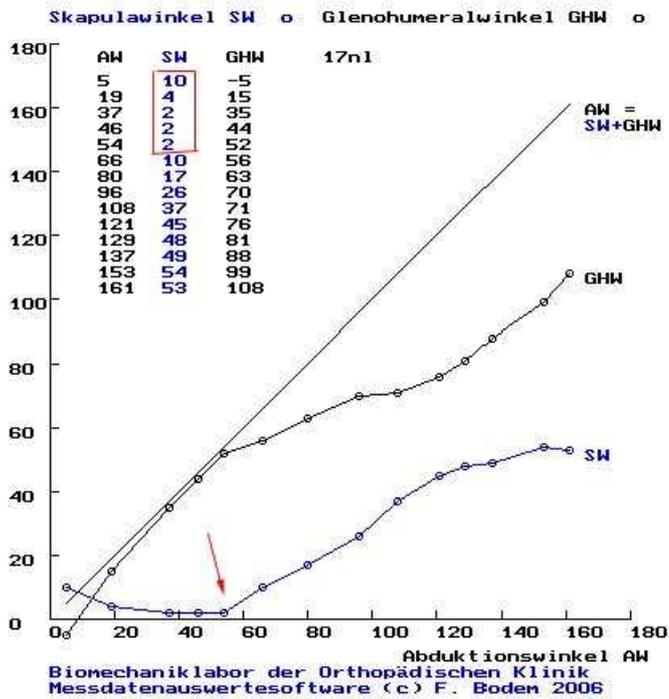


Abb. 18: Beispiel für eine „Abwärtsrotation“ der Scapula in der Einstellphase (Proband 17N links) (Gruppe 3).

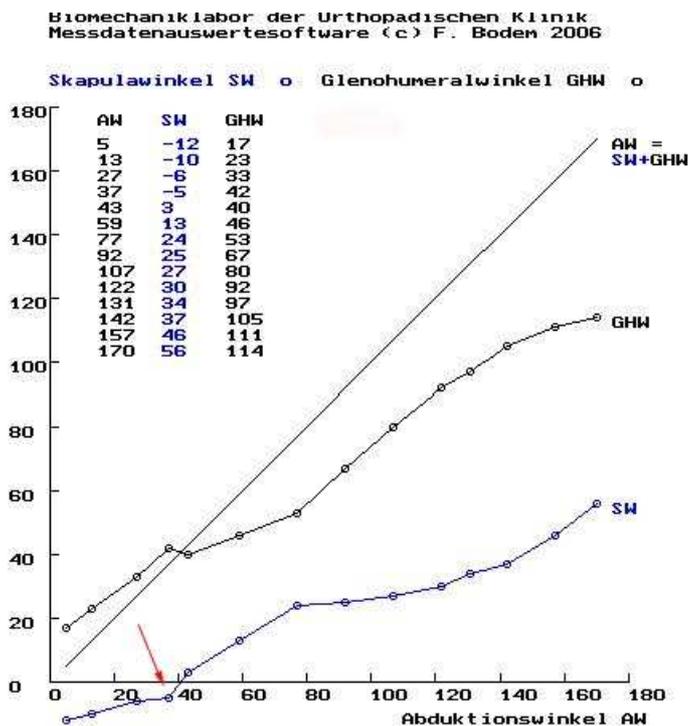


Abb. 19: Beispiel für eine „Aufwärtsrotation“ in der Einstellphase

(Proband 1S rechts) (Gruppe 4).

4.1.1 Beschreibung der Werte in der Einstellphase

Da die Einstellphase individuell sehr variabel ist, wurde jeweils eine unterschiedliche Anzahl von Werten in die Berechnung mit einbezogen. Teilweise war dies auch nur ein einziger Wert. Am Besten lässt sich diese Phase mit ihrer Spannweite beschreiben, d.h. die Größe des Winkelbereichs bis zum PudESrot. Hierbei werden nur die Scapulae (163 von 202) berücksichtigt, die eine Einstellphase vollziehen.

Spannweite	
N	163
Median	3
Standardabweichung	3,5
Schiefe	1,3
Minimum	0
Maximum	21

Tabelle 5: Deskriptive Darstellung der Spannweite vor dem PudESrot.

Im Median beträgt die Spannweite des Scapularotationswinkel bei 3° (Standardabweichung 3,5°). Von einer Normalverteilung der Daten kann aufgrund der Schiefe (< - 1 und > 1) nicht ausgegangen werden. Insgesamt zeigte die Spannweite Werte von 0° bis 21°.

Anhand der Grafik des Probanden 74N ist die Spannweite der Einstellphase dargestellt. In diesem Beispiel wurden die ersten 5 Punkte der Einstellphase mit in die Berechnung der Spannweite einbezogen, sodass diese 12° ergibt.

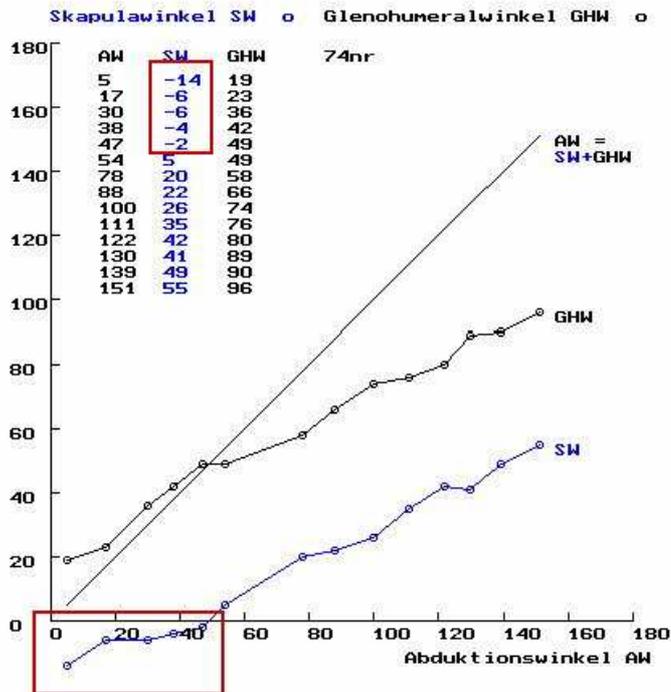


Abb. 20: Beispiel für eine breite Streuung der Werte vor dem PudESrot (Proband 74N rechts).

4.2 Beschreibung des PudESrot

Der Armabduktionswinkel, bei dem die Scapula deutlich zu rotieren beginnt, variiert zwischen den Testpersonen erheblich. Dies wird durch die große Standardabweichung der PudESrot von 19,6° deutlich. Bei Einschluss aller untersuchten Schultern liegt dieser PudESrot im Durchschnitt bei 34° Armabduktion. Es finden sich jedoch Werte von 0° bis hin zu 99°.

PudESrot gesamt	
N	202
Mittelwert	34
Standardabweichung	19,6
Schiefe	0,2
Minimum	0
Maximum	99

Tabelle 6: deskriptive Darstellung der Verteilung der PudESrot.

In der grafischen Darstellung (Abb. 21) zeigt sich ebenfalls die große Streubreite der Armabduktionswinkelwerte am PudESrot.

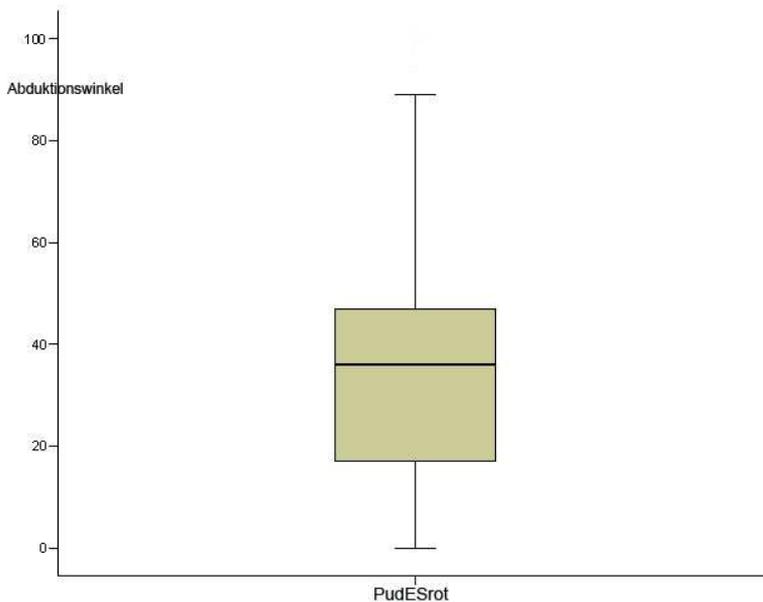


Abb. 21: Grafische Darstellung der Verteilung der PudESrot als Boxplot. Spannweite (Minimum und Maximum), Median, Box = 1. und 3. Quartil (entspricht den mittleren 50 % der Werte im Datensatz)

4.2.1 Scapularrotationsposition am PudESrot

Der PudESrot bezeichnet den Armabduktionswinkel, ab dem die Scapula deutlich zu rotieren beginnt. Desweiteren bestimmen wir die jeweilige Rotationsposition der *Scapula* am ermittelten PudESrot. Als Nullstellung der Scapula nehmen wir an, wie im Abschnitt 3.2 „Vorversuche“ beschrieben, dass die *Margo medialis* parallel zur Wirbelsäule steht und die *Spina scapulae* dabei in einem Winkel von 99° zu dieser geneigt ist.

Die Rotationsposition der Scapula am PudESrot liegt durchschnittlich bei $-2,2^\circ$ (Standardabweichung $6,2^\circ$). Dabei variieren die Werte von minimal -17° bis maximal 15° . Die Schulterblätter am PudESrot waren also im Mittel um $2,2^\circ$ zunächst gegenläufig abwärts rotiert.

Scapularrotationsposition am PudESrot	
N	202
Mittelwert	$-2,2^\circ$
Schiefe	$-0,4^\circ$

Standardabweichung	6,2°
Minimum	-17°
Maximum	15°

Tabelle 7: Deskriptive Darstellung der Scapularrotationsposition am PudESrot

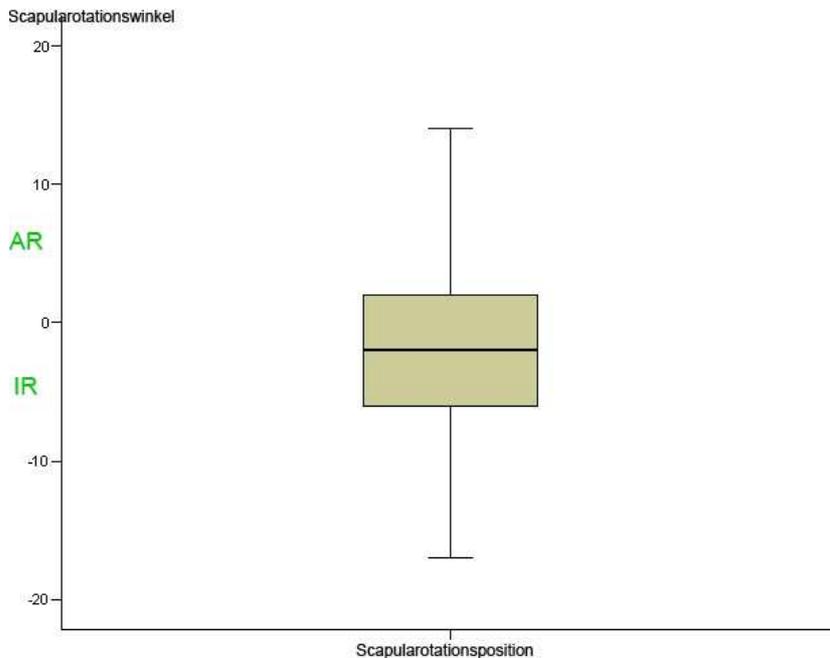


Abb. 22: Grafische Darstellung der Scapularrotationsposition am PudESrot. AR = Aufwärtsrotation der *Scapula*, IR = Abwärtsrotation der *Scapula*

4.2.2 Unterschiede des PudESrot nach Körperseite

Der PudESrot der linken Körperseite liegt im Mittel bei 36,5°, jener auf der rechten Seite bei 31,4°. Dies bedeutet also, dass sich das linke Schulterblatt bei den Versuchspersonen im Mittel etwas später mitbewegt als das rechte. Aber auch hier zeigt sich bei Betrachtung der Standardabweichungen eine erhebliche individuelle Unterschiedlichkeit (Standardabweichung links 18,8°, Standardabweichung rechts 20,1°).

	PudESrot links	PudESrot rechts
N	101	101
Mittelwert	36,5°	31,4°
Standardabweichung	18,8°	20,2°
Schiefe	-0,2	0,4

Minimum	1°	0°
Maximum	94°	99°

Tabelle 8: Deskriptive Darstellung der Verteilung der PudESrot nach Körperseite.

Um festzustellen, ob die Differenz zwischen rechter und linker Seite eines einzelnen Probanden signifikant ist, wurde, einer anzunehmenden Normalverteilung der Daten (Schiefe > -1 und < 1), ein t-Test für verbundene Stichproben (Paarvergleich) durchgeführt. Als Resultat ergab sich ein signifikanter Unterschied (p-Wert 0,008) zwischen links und rechts.

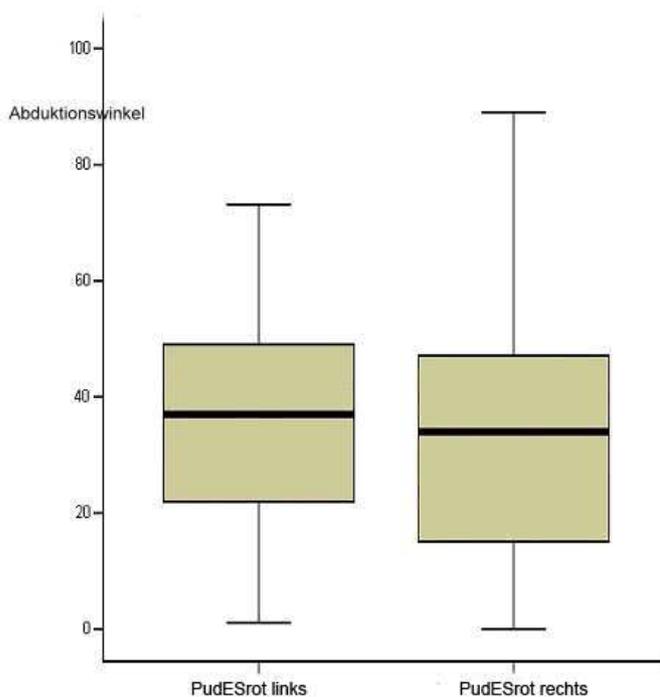


Abb. 23: Grafische Darstellung der Verteilung der PudESrot nach Körperseite.

Ein Beispiel für eine extrem spät einsetzende deutliche Scapularotation ist in Grafik 23NR (Abb. 24) dargestellt. Hier liegt der PudESrot bei 99°.

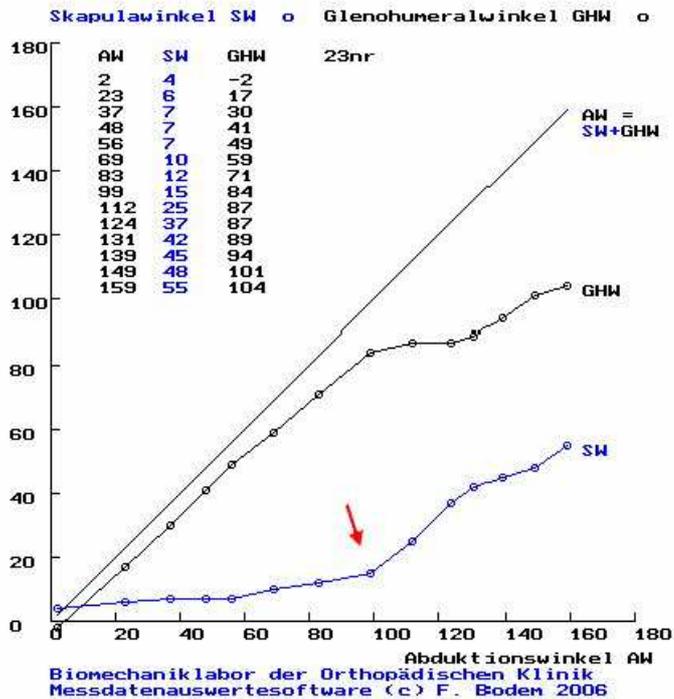


Abb. 24: Beispiel eines Probanden mit spätem PudESrot (Proband 23N rechts).

Eine früh einsetzende Scapularotation (PudESrot hier bei 0°) zeigt das Beispiel in Abb. 25. In diesem Fall rotiert die *Scapula* sofort bei Beginn der Armabduktion mit.

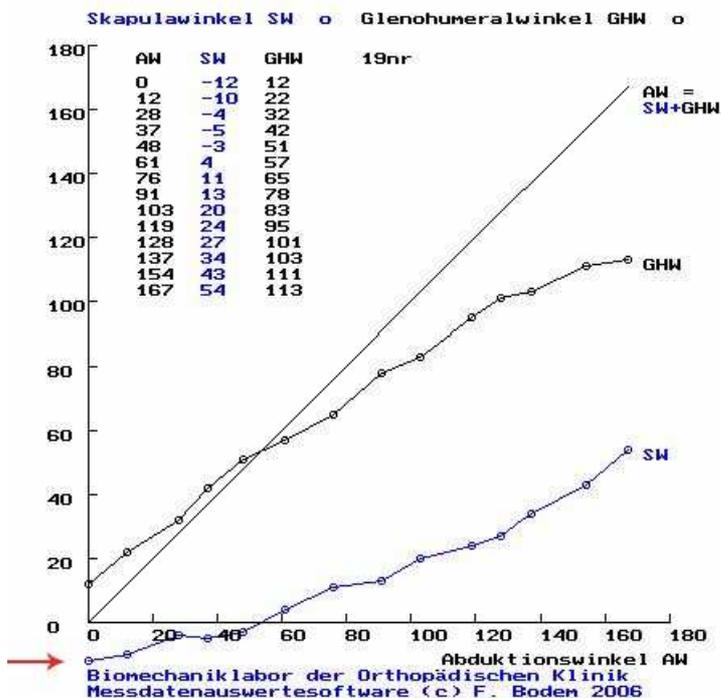


Abb. 25: Beispiel eines Probanden mit frühem PudESrot (Proband 19N rechts).

Allerdings zeigen sich auch deutliche Unterschiede zwischen linker und rechter Körperseite innerhalb eines Probanden. Die größte gemessene Seitendifferenz der PudESrot beträgt 47°.

Zur Veranschaulichung sind beide Kurvenverläufe des Probanden 15N (Abb. 26) dargestellt. Der PudESrot liegt links bei 50°, rechts jedoch bei 3° Armabduktion.

Die linke Scapula bleibt anfangs unverändert in ihrer Position und bewegt sich erst ab 50° Armabduktion mit. Rechts hingegen zeigt sich ein anderes Bewegungsverhalten, da hier das Schulterblatt sofort mitrotiert. Insgesamt zeigen jedoch beide Scapulae ein gleich großes Bewegungsausmaß.

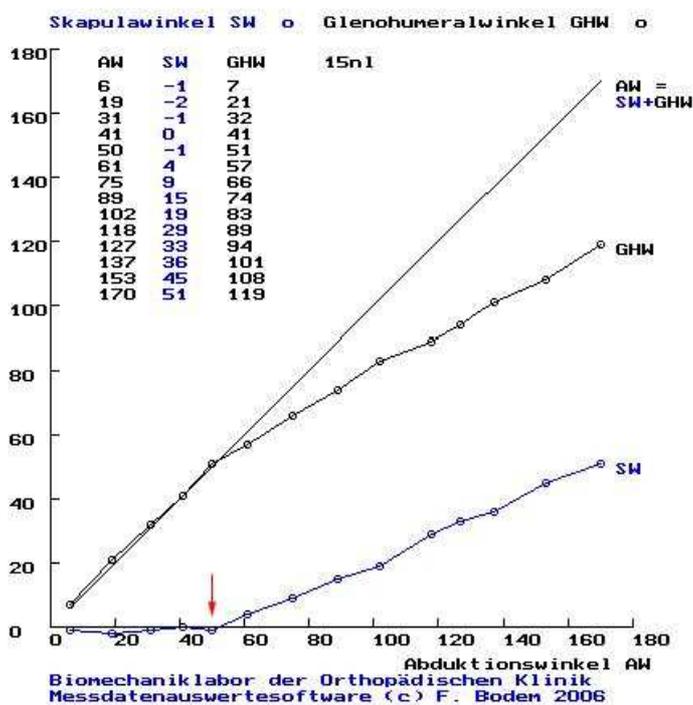


Abb. 26: Beispiel Proband 15N links mit PudESrot bei 50°.

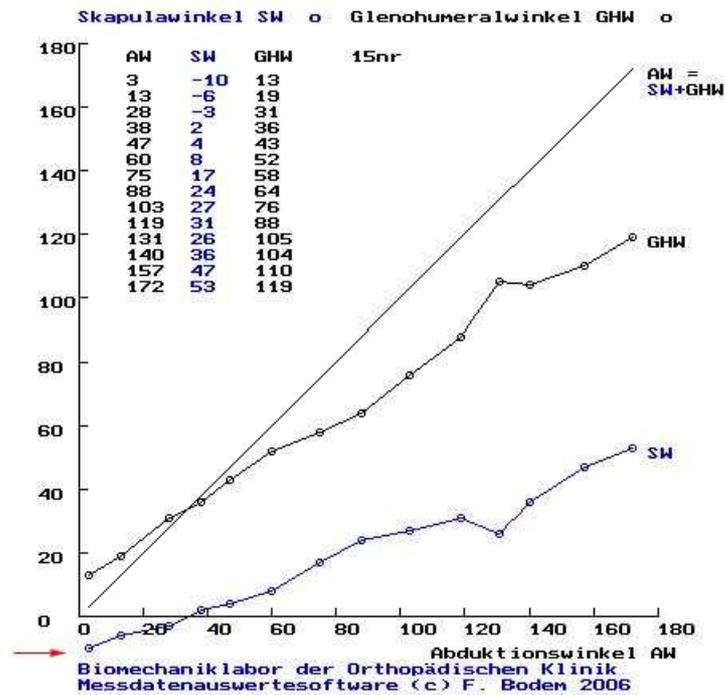


Abb. 27: Beispiel Proband 15N rechts mit PudESrot bei 3°.

Dagegen weist Proband 79S beidseits einen PudESrot bei 45° auf, d.h. die Differenz zwischen den Seiten beträgt hier 0°. Beide *Scapulae* bewegen sich ab derselben Armabduktionsstellung mit. Beide Grafen verlaufen sehr ähnlich und zeigen insgesamt ein homogenes Bild.

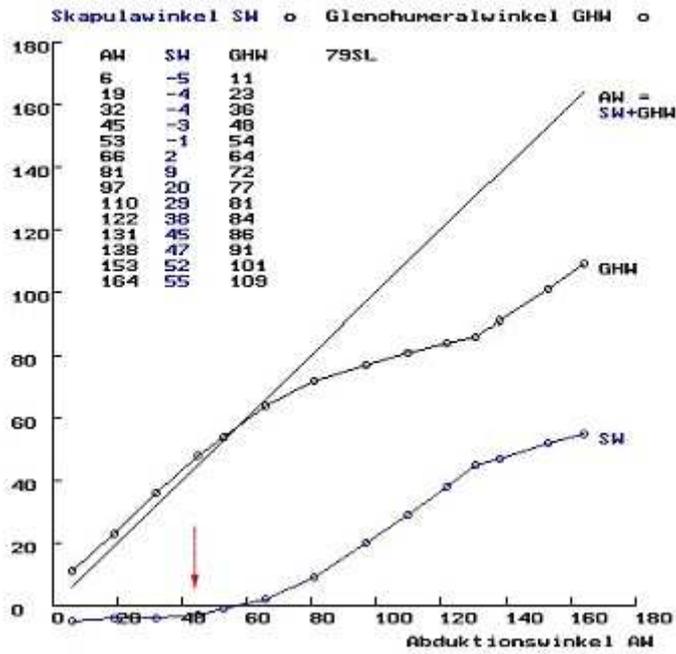


Abb. 28: Beispiel Proband 79S links mit einem PudESrot bei 45°.

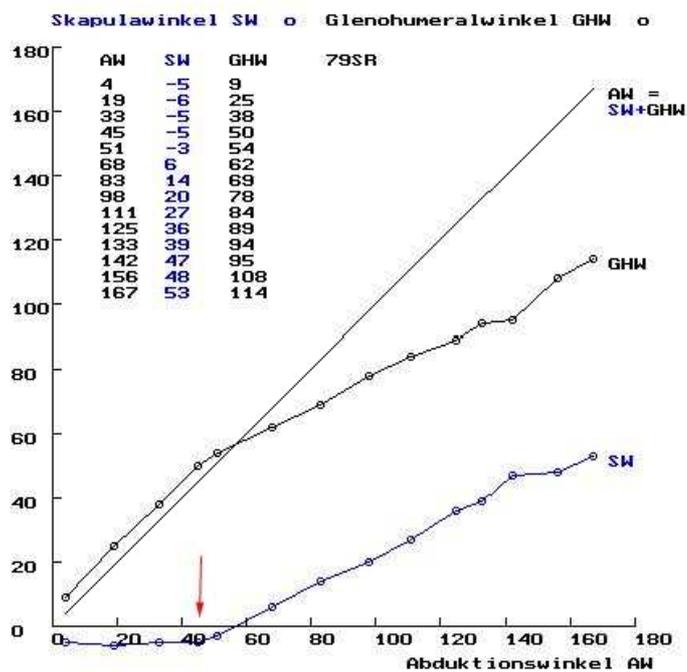


Abb. 29: Beispiel Proband 79S rechts mit einem PudESrot bei 45°.

4.2.2.1 Scapularrotationsposition am PudESrot nach Körperseite

Die Rotationsposition der Scapula am PudESrot liegt links im Gruppendurchschnitt bei $-1,5^\circ$ (Standardabweichung $5,5^\circ$), rechts bei $-2,9^\circ$ (Standardabweichung $6,9^\circ$).

	Scapularrotationsposition am PudESrot links	Scapularrotationsposition am PudESrot rechts
N	101	101
Mittelwert	-1,5	-2,9
Schiefe	- 0,9	0,2
Standardabweichung	5,5	6,9
Minimum	-13	-17
Maximum	11	15

Tabelle 9: Deskriptive Darstellung der Scapularrotationsposition am PudESrot nach Körperseite.

Die Werte lassen im Mittel eine Innenrotation der Scapula im Bezug auf die von uns angenommene Nullstellung erkennen. Abb. 29 zeigt sich diese Abweichung in grafischer Darstellung.

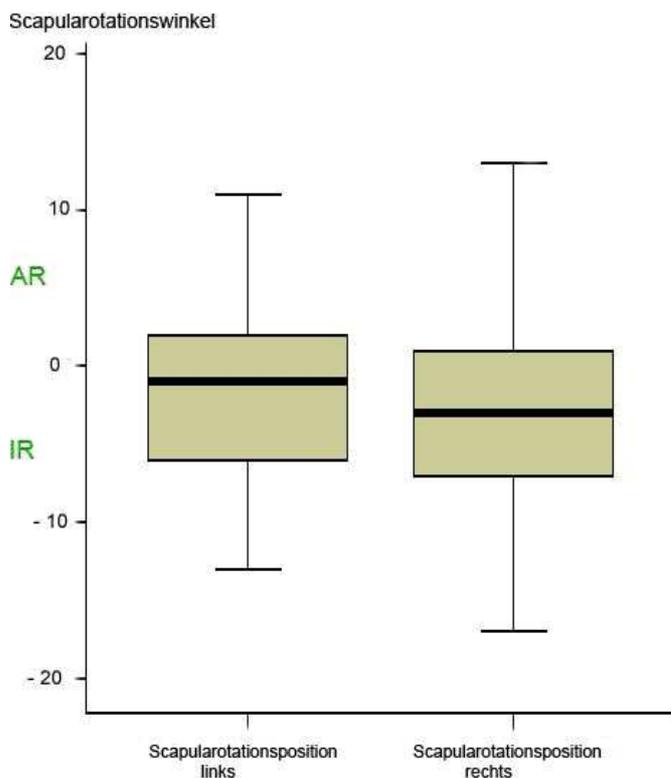


Abb. 30: Grafische Darstellung der Scapularrotationsposition am PudESrot nach Körperseite im Gruppendurchschnitt.
 AR = Aufwärtsrotation der Scapula, IR = Abwärtsrotation der Scapula

Im jeweils intraindividuellen Seitenvergleich der Probanden ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen linker und rechter Scapula, was mit Hilfe des t-Tests für verbundene Stichproben (Schiefe > -1 und < 1) ermittelt wurde (p-Wert 0,014).

Im Mittel waren im Links-Rechts-Vergleich die Unterschiede im Scapularotationsmuster eines Probanden meist gering, jedoch in einzelnen Fällen sehr groß. Als Beispiel eines unterschiedlichen Rotationsverhalten der Scapulae innerhalb eines Probanden ist in Abb. 31 und 32 dargestellt. Die linke Scapula ist nach der Einstellphase am PudESrot um 5° aufwärtsrotiert. Die rechte zeigt keine Einstellphase, sodass der PudESrot der Scapula bei 11° Abwärtsrotation bereits am Beginn des Grafen liegt. Daraus ergibt sich eine Differenz von 16° zwischen den beiden Scapulapositionen am PudESrot.

Im Hinblick auf die Gesamtbewegung der beiden Scapulae dieses Probanden, zeigt die linke einen Bewegungsumfang von 59° (0° bis 59°), die rechte 85° (-11° bis 74°).

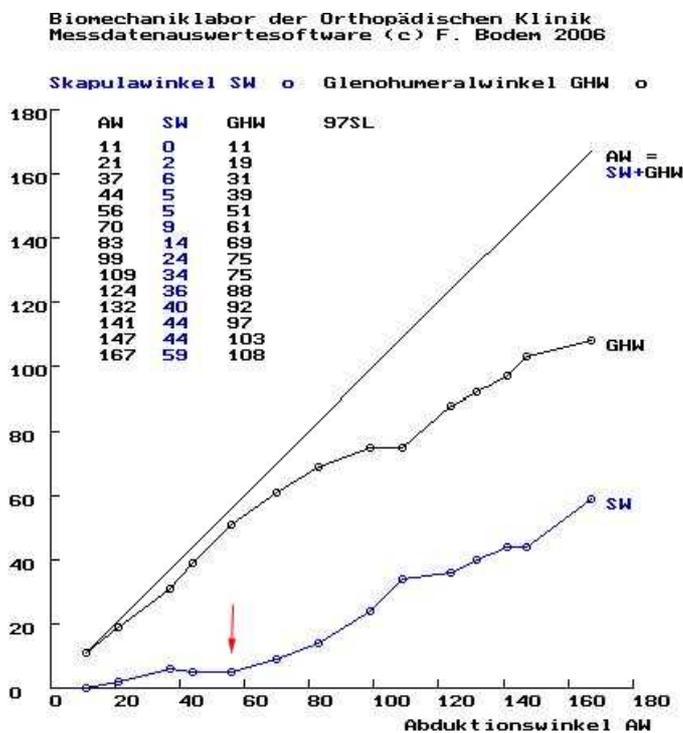


Abb. 31: Beispiel Proband 97S links mit 5° Aufwärtsrotation der Scapula am PudESrot.

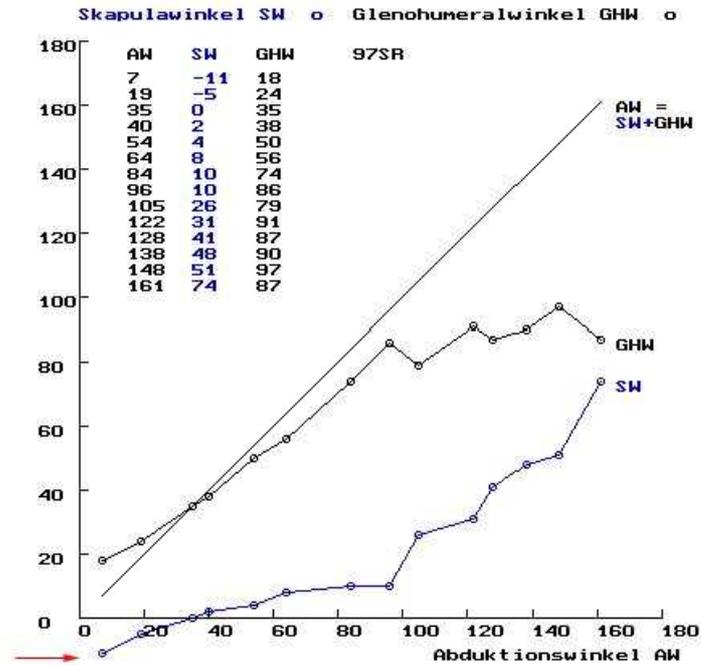


Abb. 32: Beispiel Proband 97S rechts mit 11° Abwärtsrotation der Scapula am PudESrot.

Außerdem zeigten sich zwischen den verschiedenen Probanden deutliche Unterschiede. Die Position der *Scapula* am PudESrot liegt bei dem in Abb. 33 dargestellten Probanden 47S rechts im negativen Bereich bei -17°, was bezogen auf die von uns definierte Scapula - Nullstellung einer Abwärtsrotation entspricht. Im Gegensatz dazu zeigt Proband 23N (Abb.34) am PudESrot eine um 15° aufwärtsrotierte *Scapula*, wobei schon der Kurvenbeginn in der Einstellphase im positiven Bereich stattfindet.

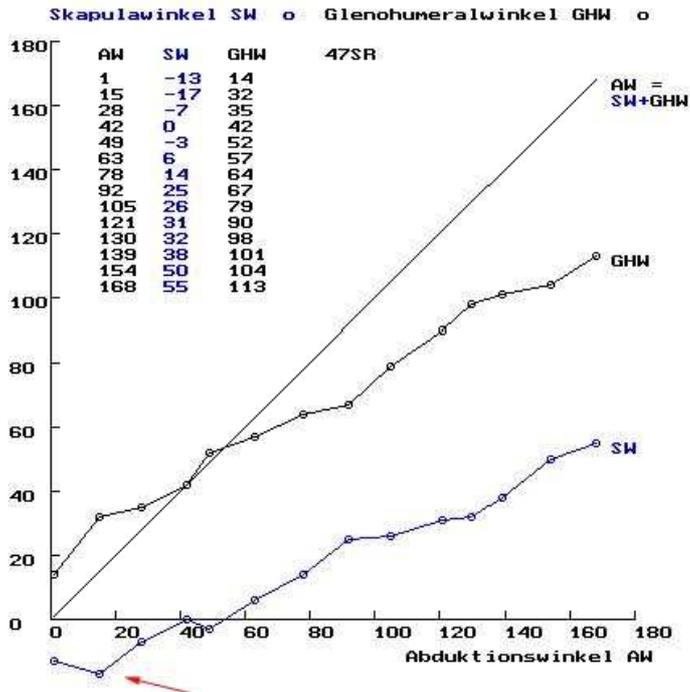


Abb. 33: Beispiel eines Probanden mit Kurvenbeginn im negativen Bereich bei 17° Abwärtsrotation der Scapula am PudESrot (Proband 47S rechts).

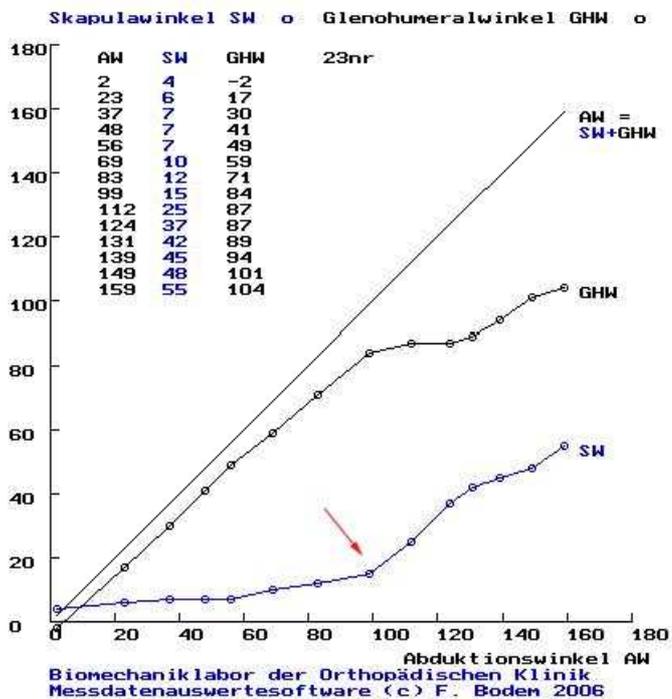


Abb. 34: Beispiel eines Probanden mit Kurvenbeginn im positiven Bereich bei 15° Aufwärtsrotation der Scapula am PudESrot (Proband 23N rechts).

4.2.3 Geschlechtsspezifische Unterschiede des PudESrot

Weiterhin wurde die Geschlechtsabhängigkeit der Lage der PudESrot untersucht. Bei den männlichen Probanden liegt nach unseren Untersuchungsergebnissen sein Mittelwert links bei 35,3° (Standardabweichung 18,7°) und rechts bei 30,3° (Standardabweichung 18,0°). Bei den weiblichen Probanden findet er sich links bei 37,5° (Standardabweichung 18,9°), rechts bei 32,4° (Standardabweichung 21,9°).

Geschlecht		PudESrot links	PudESrot rechts
Männlich	N	47	47
	Mittelwert	35,3°	30,3°
	Standardabweichung	18,7°	18,0°
	Schiefe	- 0,2	- 0,5
	Minimum	3°	0°
	Maximum	72°	77°
Weiblich	N	54	54
	Mittelwert	37,5°	32,4°
	Standardabweichung	18,9°	21,9°
	Schiefe	0,1	0,5
	Minimum	1°	0°
	Maximum	94°	99°

Tabelle 10: Deskriptive Darstellung der geschlechtsspezifischen Unterschiede der PudESrot.

Im durchgeführten t-Test für unverbundene Stichproben (Schiefe > - 1 und < 1) kann man keinen signifikanten Unterschied des PudESrot in Bezug auf das Geschlecht erkennen. Für die linke Körperseite ergibt sich ein p-Wert von 0,56, für die rechte Körperseite ein p-Wert von 0,59.

4.2.4 Vergleich der PudESrot bei unterschiedlicher Händigkeit

Unter den Probanden sind 93 Rechtshänder, deren mittlerer PudESrot links bei 37° (Standardabweichung 19,2°) und rechts bei 31,7° (Standardabweichung 20,4°) liegt.

8 Versuchspersonen sind Linkshänder mit einem mittleren PudESrot links von 30,4° (Standardabweichung 12,8°) und rechts von 27,9° (Standardabweichung 18,2°).

Händigkeit		PudESrot links	PudESrot rechts
Rechts	N	93	93
	Mittelwert	37°	31,7°
	Standardabweichung	19,2°	20,4°
	Schiefe	-0,1	0,4
	Maximum	94°	99°
	Minimum	1°	0°
Links			
	N	8	8
	Mittelwert	30,4°	27,9°
	Standardabweichung	12,8°	18,2°
	Schiefe	-0,9	-0,3
	Maximum	44°	54°
	Minimum	7°	2°

Tabelle 11: Deskriptive Darstellung der PudESrot im Bezug auf die Händigkeit.

Im t-Test für unverbundene Stichproben (Schiefe > - 1 und < 1) wurden zunächst die jeweiligen PudESrot aller Rechtshänder miteinander verglichen und anschließend die der Linkshänder. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied der PudESrot zwischen Links- bzw. Rechtshänder (p-Wert links 0,207, rechts 0,584).

4.3 Beschreibung der Hauptphase

Um den Verlauf des Grafen in der Hauptphase mathematisch darzustellen, führten wir eine Regressionsanalyse der Werte oberhalb des PudESrot durch. Wir ermittelten die entsprechende Regressionsgerade $y = m x + b$ mit ihrer Steigung m und ihrem Schnittpunkt b mit der Y-Achse.

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson von 0,98 (Standardabweichung 0,013, Minimum 0,93 und Maximum 1,00) bestätigen, dass eine weitgehend lineare Beziehung zwischen glenohumeraler Abduktion und Scapularotation nach dem PudESrot besteht.

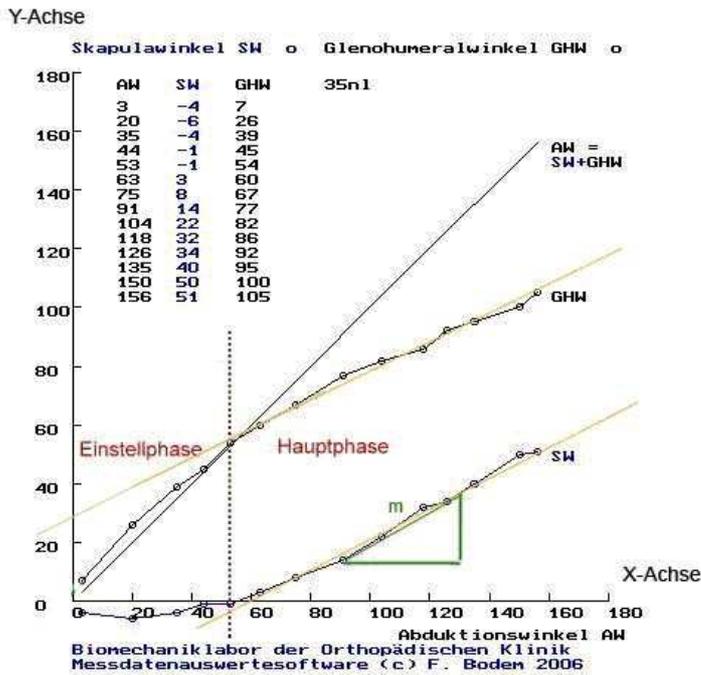


Abb. 35: Grafische Darstellung der linearen Beziehung zwischen der glenohumeralen Abduktion und Scapularrotation in der Hauptphase (Proband 35 links). Erstellung von Ausgleichsgeraden für die Glenohumeral- und Scapularrotationswinkel nach dem PudESrot. Einzeichnen eines Steigungsdreiecks mit der Steigung m .

Aus den berechneten Steigungen für die 202 Hauptphasen ergibt sich eine gemittelte Steigung von 0,45 (Standardabweichung 0,08). Der kleinste gemessene Wert liegt bei 0,29, die größte bei 0,73.

Steigung (m)	
N	202
Mittelwert	0,45
Standardabweichung	0,08
Minimum	0,29
Maximum	0,73

Tabelle 12: Deskriptive Darstellung der Steigungswerte m der Regressionsanalyse in der Hauptphase.

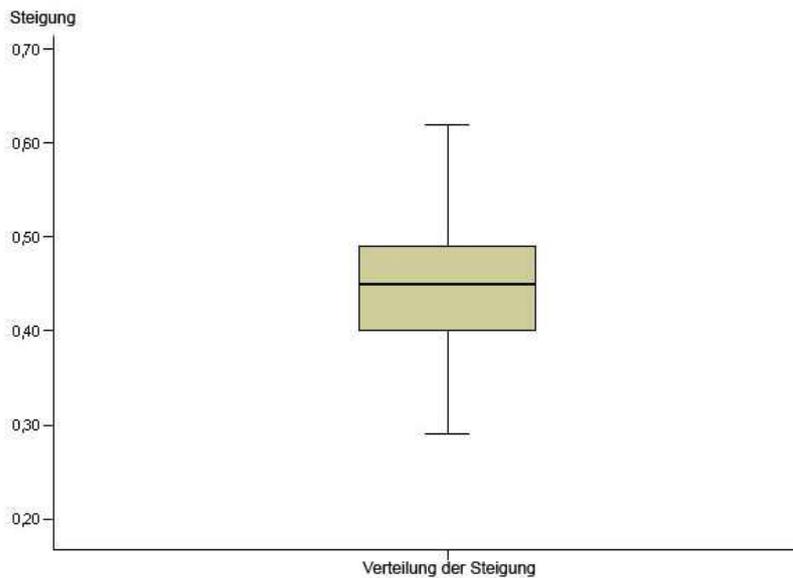


Abb. 35: Verteilung der Steigungen m der Regressionsgeraden in der Hauptphase.

Als Beispiel für einen flachen Anstieg eines Grafen in der Hauptphase ist in Abb. 36 der Verlauf von Proband 1S dargestellt. Der Graf zeigt nur eine Steigung von 0,29. Im Vergleich dazu verläuft der Graf von Proband 84S steil (Grafik Abb. 37) mit einer Steigung der Regressionsgeraden von 0,71.

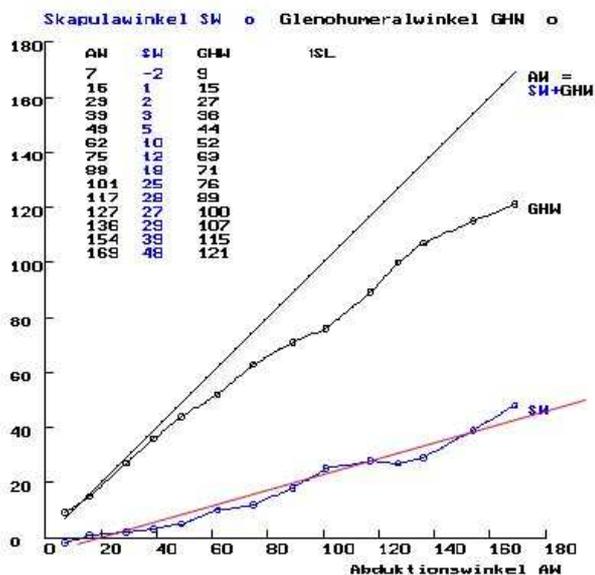


Abb. 36: Regressionsgerade mit geringer Steigung (Proband 1S links).
Regressionsgleichung: $y = 0,29 x - 6,97$

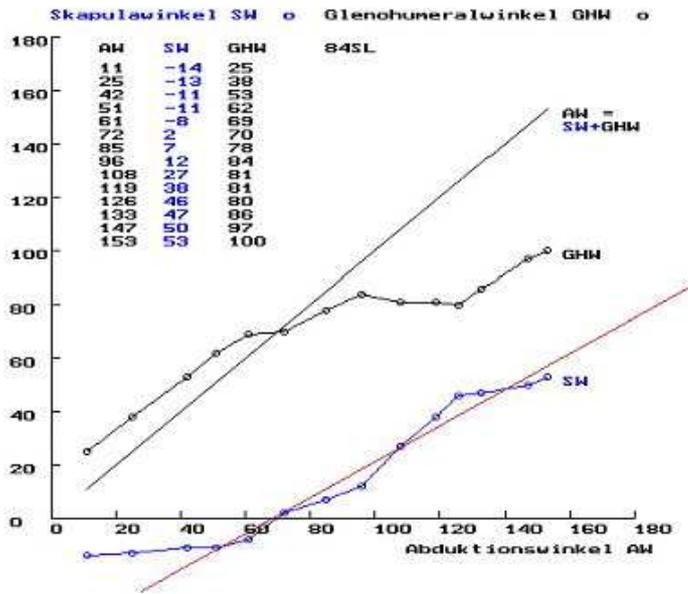


Abb. 37: Regressionsgerade mit großer Steigung (Proband 84S links).
Regressionsgleichung: $y = 0,71 x - 50,6$

Mithilfe der Regressionsgleichung ist es möglich, für jeden Punkt der Armabduktion nach dem PudESrot die Scapularrotationsposition (näherungsweise) zu bestimmen. Als Beispiel setzten wir in der Regressionsgeradengleichung ($y = m x + b$) für Proband 84SL (Abb. 36) den errechneten Schnittpunkt mit der y-Achse: $b = - 50,6$ und die Steigung $m = 0,71$ ein. Für die Position der Scapula bei 100° Armabduktion ergibt sich dann aus der Gleichung ein Scapularrotationswinkel von $20,4^\circ$.

4.3.1 Unterschiede in der Hauptphase nach Körperseite

Im Seitenvergleich liegt die Steigung der Geraden nach dem PudESrot links im Mittel bei 0,45 (Standardabweichung 0,08), rechts bei 0,44 (Standardabweichung 0,08).

	Steigung links	Steigung rechts
N	101	101
Mittelwert	0,45	0,44
Standardabweichung	0,08	0,08
Schiefe	0,64	0,64

Minimum	0,29	0,31
Maximum	0,73	0,65

Tabelle 13: Deskriptive Darstellung der Steigung m in der Hauptphase im Seitenvergleich.

Im durchgeführten t-Test für verbundene Stichproben zwischen den Ergebnissen der linken und rechten Seite (Schiefe > - 1 und < 1, Normalverteilung) ergibt sich ein p-Wert von 0,075 und damit kein signifikanter Unterschied zwischen den Steigungen m der linken und der rechten Körperseite.

4.3.2 Geschlechtsspezifische Unterschiede in der Hauptphase

Die männlichen Teilnehmer wiesen im Median eine Steigung von 0,45 (Standardabweichung 0,08) für die linke Körperseite auf, 0,44 (Standardabweichung 0,07) für die rechte. Bei den weiblichen Probanden lag der Median ebenfalls bei 0,45 (Standardabweichung 0,08) für die linke, bei 0,44 (Standardabweichung 0,08) für die rechte Körperseite (die zusätzliche Angabe der Standardabweichungen erfolgt hier deskriptiv ergänzend).

Zur Prüfung der Signifikanz verwendeten wir den Wilcoxon-Test, da aufgrund der Schiefe (>1 und <-1) von keiner Normalverteilung ausgegangen werden kann. Dieser ergab einen p-Wert von 0,93 für die linke Seite und 0,85 für die rechte. Somit zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern.

Geschlecht		Steigung links	Steigung rechts
männlich	N	47	47
	Median	0,45	0,44
	Standardabweichung	0,08	0,07
	Schiefe	-0,09	0,49
	Minimum	0,29	0,31
	Maximum	0,60	0,63
weiblich	N	54	54
	Median	0,45	0,44
	Standardabweichung	0,08	0,08
	Schiefe	1,1	0,67

	Minimum	0,31	0,32
	Maximum	0,73	0,65

Tabelle 14: Deskriptive Darstellung der Steigung m im Bezug auf das Geschlecht.

4.3.3 Unterschiede in der Hauptphase nach Händigkeit

Die Rechtshänder zeigten auf ihrer dominanten Seite eine mittlere Steigung von 0,44 (Standardabweichung 0,08), auf ihrer schwächeren 0,44 (Standardabweichung 0,08). Die Gruppe der Linkshänder wies im Schnitt eine mittlere Steigung von 0,44 (Standardabweichung 0,06) auf ihrer dominanten Körperseite auf, sowie 0,45 (Standardabweichung 0,04) auf der rechten.

Händigkeit		Steigung links	Steigung rechts
rechts		93	93
	Mittelwert	0,46	0,44
	Standardabweichung	0,08	0,08
	Schiefe	0,6	0,6
	Minimum	0,29	0,31
	Maximum	0,73	0,65
links	N	8	8
	Mittelwert	0,44	0,45
	Standardabweichung	0,06	0,04
	Schiefe	0,77	0,87
	Minimum	0,37	0,41
	Maximum	0,55	0,51

Tabelle 15: Deskriptive Darstellung der mittleren Steigung m im Bezug auf die Händigkeit.

Die Werte der Rechtshänder wurden im t-Test (Schiefe <1 und >-1) mit denen der Linkshänder verglichen. Beim Vergleich der Steigungen links ergab sich ein p-Wert von 0,54, bei dem der Steigungen rechts 0,88. Somit zeigt sich kein signifikanter Unterschied bei verschiedener Händigkeit.

4.4 Maximalwerte

Bei der Bestimmung des maximalen Armabduktionswinkels aller Probanden ergab sich ein durchschnittlicher Wert von $156,6^\circ$ bei einer Standardabweichung von 8° . Der Anteil der Scapularotation beträgt dabei $57,5^\circ$ (Standardabweichung $8,5^\circ$), so dass nach Subtraktion ein Wert von $99,1^\circ$ für die mittlere maximale glenohumerale Abduktion verbleibt.

Individuell variiert bei unseren Probanden die maximale Armabduktion von 135° bis 175° , die maximale Rotation der Scapula von 36° bis 80° .

	Armabduktion	Scapularotation
Mittelwert	$156,6^\circ$	$57,3^\circ$
Standardabweichung	8°	$8,5^\circ$
Minimum	135°	36°
Maximum	175°	80°

Tabelle 16: Deskriptive Darstellung der Maximalwerte der Abduktion und Scapularotation.

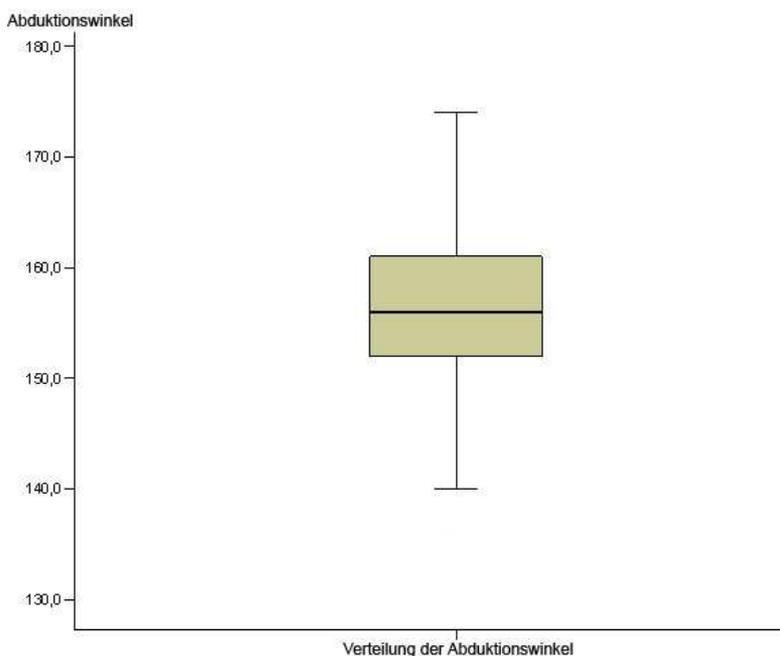


Abb. 38: Grafische Darstellung der Maximalwerte der Abduktionswinkel.

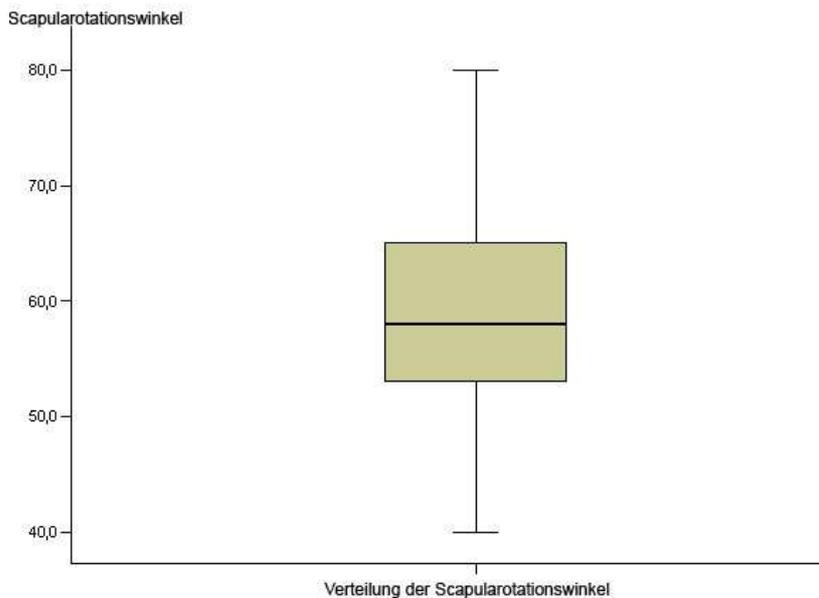


Abb. 39: Grafische Darstellung der Verteilung der Maximalwerte der Scapularrotationswinkel.

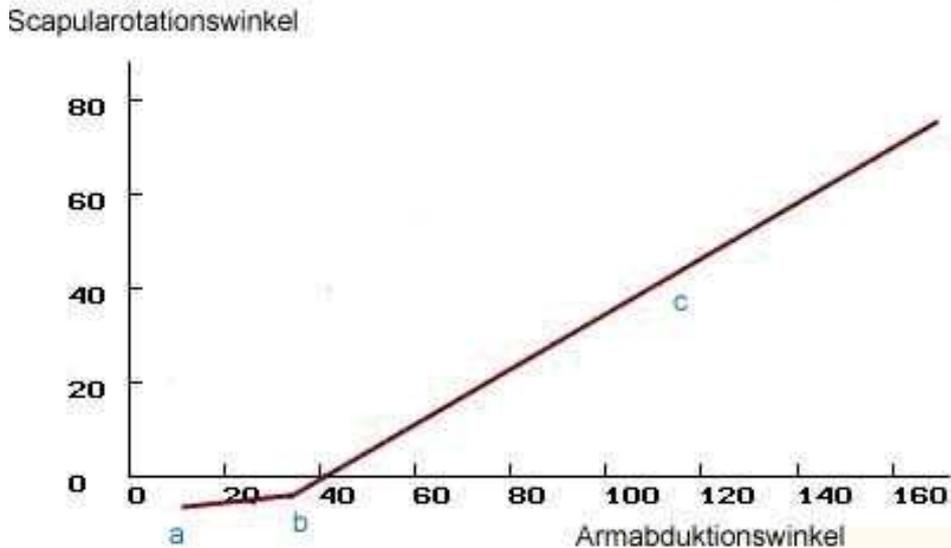
4.5 Scapulohumeraler Rhythmus

Der scapulohumerale Rhythmus ergibt sich, indem man die glenohumerale Abduktion zur Scapularotation in Bezug setzt. Dieses Verhältnis wurde für jeden Probanden berechnet. Nach anschließender Mittelung aller Ergebnisse, zeigte sich für den Gesamtverlauf der Abduktion ein scapulohumeraler Rhythmus von 1,63 : 1. Zusätzlich berechneten wir in der Einstellphase das Verhältnis dieser beiden Komponenten zueinander, was 6,42 : 1 ergab.

Der scapulothorakale Bewegungsanteil fiel hier also geringer aus.

In der Hauptphase zeigte sich, dass beide Komponenten beinahe gleich stark an der Abduktionsbewegung beteiligt sind. Durch die ermittelte mittlere Steigung von 0,45 des Scapulaanteils ergab sich für die glenohumerale Komponente eine Steigung von 0,55. Daraus errechnete sich ein Verhältnis von 1,2 : 1.

Zur Veranschaulichung wurde eine Grafik der gemittelten Ergebnisse erstellt:



- a: mittlerer Anfangspunkt: Scapularrotationswinkel = $-4,3^\circ$; Armabduktionswinkel = 11°
b: mittlerer PudESrot/Scapularrotationswinkel: $Y = -2,2^\circ$; $x = 34^\circ$
c: mittlere Steigung: $0,45$

Abb. 40: Grafische Darstellung der gemittelten Ergebnisse.

4.6 Praktische Erfahrung mit der Messmethode

Zur Erstellung der Fotos wurden etwa 15 Minuten pro Körperseite benötigt. So war für die Probanden der zeitliche Aufwand relativ gering. Das Einnehmen der jeweiligen Positionen fiel den meisten leicht, obwohl einzelne Teilnehmer besonders die höheren Ausgangsstellungen als unangenehm empfanden. Im Extremfall klagten sie über Kribbeln in den Händen. Ein Proband musste in der vorletzten Ausgangsstellung den Versuch aufgrund von Schmerzen abbrechen, die restlichen 100 erreichten auch die höchste Position.

Die Unterkante des *Trigonum spinae* und die dorsolaterale Kante des *Acromions* waren in der Ausgangsstellung meist gut zu palpieren, da beide recht prominent sind. Dennoch gestaltete sich das Ertasten der knöchernen Strukturen in höheren Positionen, besonders zwischen 120° und 160° , als schwierig. Dieses Problem trat vor allem bei männlichen Teilnehmern mit ausgeprägter Rückenmuskulatur in diesem Bereich auf. Bei stark übergewichtigen Personen waren die knöchernen Strukturen nur sehr ungenau palpierbar, sodass in diesen Bereichen die Messgenauigkeit sinkt.

Wir ermittelten bei unseren Probanden zusätzlich den BMI. Es zeigte sich, dass bei einem BMI von > 30 die Messungsgenauigkeit deutlich abnimmt. Es ergeben sich aus den Messwerten, wie etwa in Abb. 42 und Abb. 43 dargestellt, Kurvenverläufe mit oft sprunghaften Veränderungen, die mit größter Wahrscheinlichkeit nicht dem wahren Verlauf des scapulohumeralen Rhythmus entsprechen.

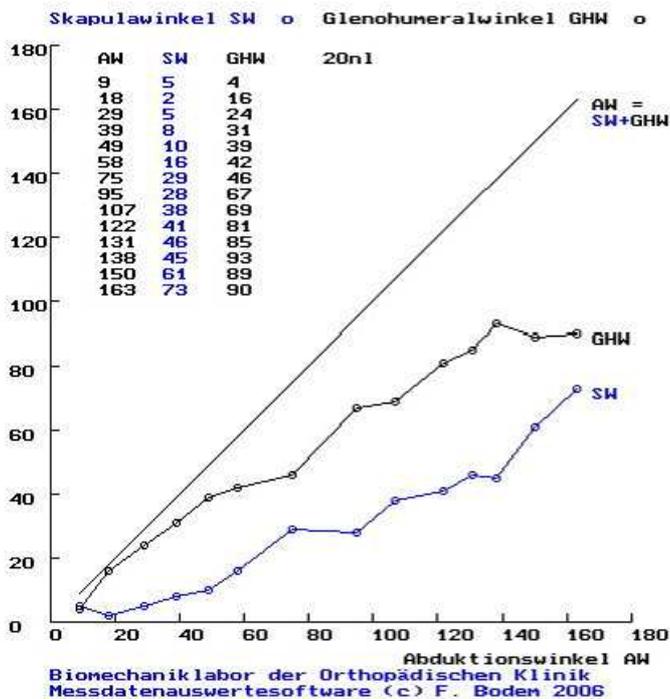


Abb. 41: Beispiel eines männlichen Probanden mit einem BMI von 33,87 (Proband 20 links).

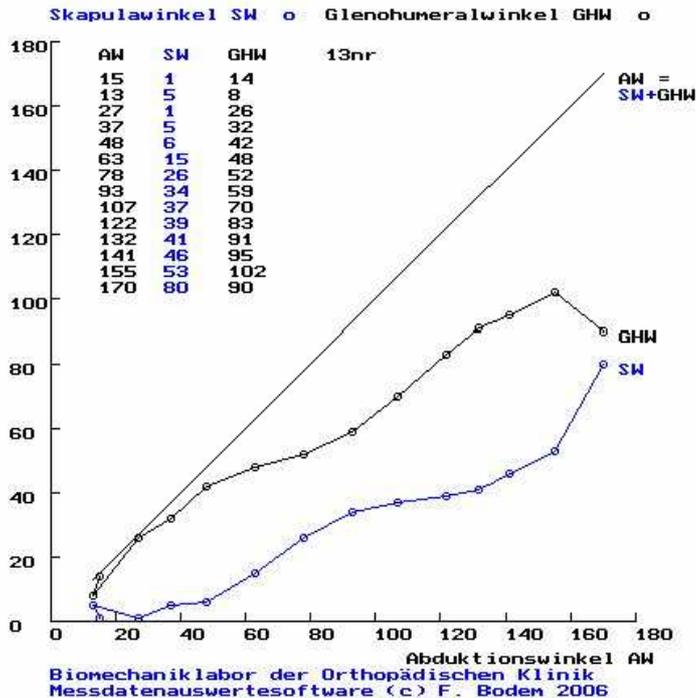


Abb. 42: Beispiel eines männlichen Probanden mit einem BMI von 35,06 (Proband 13 rechts).

In diesen Fällen kann durch Übung und mehrfache Wiederholung die Treffsicherheit der getasteten anatomischen Strukturen erhöht werden. Die Auswertung nahm eine halbe Stunde pro Proband in Anspruch, da mehrere Bearbeitungsschritte notwendig waren. Bei einigen Personen war es schwierig, die eingezeichneten bzw. aufgeklebten Punkte auf den Fotos zu erkennen, so etwa bei extremer Körperbehaarung und bei großen Tätowierungen im Bereich der Scapula. In solchen Fällen müssen bei der Markierung der Punkte besondere, den jeweils vorherrschenden Bedingungen gerecht werdende Vorgehensweisen überlegt werden.

5 Diskussion

In der vorliegenden Studie wurde mithilfe einer palpatorisch-photogrammetrischen Messmethode [25] der scapulohumerale Rhythmus von 101 Probanden gemessen. Wir verwendeten diese Methode, da sie einen Fehler ausschließt oder zumindest begrenzt, der sich bei anderen Messsystemen durch die Verschiebung der Haut ergibt – und besonders im Bereich der endgradigen Bewegung die Ergebnisse verfälscht. Diese Ungenauigkeit ist der Grund, warum die inzwischen schon mehrfach in Studien verwendeten Trackingsysteme [15-18, 42, 50, 51, 56-58] nur bis 120° Armabduktion eine verlässliche Validität [18], [56] aufweisen. Bei höheren Werten sinkt die Messgenauigkeit aufgrund dieses methodischen Fehlers deutlich, wie in einer Validierungsstudie von Karduna et al. [18] gezeigt wurde.

Wir wollten gezielt auch in der maximalen Armelevation bis zu 180° messen, da in diesen endgradigen Bewegungen, z. B. bei Überkopfarbeiten oder sportspezifischen Überkopfbewegungsmustern (Wurfbewegungen), häufig Schmerzsymptome auftreten. Biomechanische Studien haben gezeigt, dass die Scapula ein wichtiges Bindeglied für die Kraftübertragung vom Rumpf auf den Arm - und umgekehrt - darstellt. Hierbei spielt die Zentrierung des Humeruskopfes und das dafür nötige koordinierte Zusammenspiel der umgebenden Muskulatur eine entscheidende Rolle. Jedoch traten auch bei uns Messungenauigkeiten in höheren Armabduktionswinkeln auf.

Darüber hinaus erwies sich die Methode als kostengünstig, sie birgt keine gesundheitlichen Gefahren für die Probanden und lässt sich mit relativ geringem Aufwand realisieren. So war es möglich, eine große Anzahl an Personen in die Studie einzuschliessen.

Die in der Literatur angegebenen Werte für den scapulohumeralen Rhythmus, der das anteilige Verhältnis zwischen glenohumeraler und scapulothorakaler Bewegung während der Armabduktion beschreibt, liegen zwischen 1,5 : 1 bis 4,5 : 1 [14, 16, 18, 19, 21, 41, 52, 55]. Schöttger - Königer et al. [56] bestimmten mithilfe eines elektromagnetischen Trackingsystems ein Verhältnis von 1,8 : 1, jedoch nur bis 120° aktiver Elevation. Die Messungen erfolgten bei jungen schultergesunden Probanden (im Durchschnitt 27 Jahre).

Inman et al. [14, 45] sprechen von einem Verhältnis von 2 : 1 zwischen 30° und 170° Armelevation im Rahmen einer Untersuchung mittels Röntgenaufnahmen bzw. „bone-pins“ in der Scapula. Eine Altersangabe liegt bei dieser Studie nicht vor.

Wir ermittelten mit der palpatorisch-photogrammetrischen Messmethode über den gesamten Bewegungsweg der Armabduktion ein durchschnittliches Verhältnis von 1,63 : 1. Dieses Ergebnis liegt eher im unteren Bereich der in der Literatur genannten Werte und zeigt so einen scapulohumeralen Rhythmus mit einem gegenüber diesen veröffentlichten Befunden kleineren glenohumeralen Anteil. Wir bezogen bei unseren Messungen auch endgradige Schulterbewegungen mit ein, was möglicherweise dieses Ergebnis erklärt: Um die maximale Elevation zu erreichen muß die Scapula in höheren Armabduktionswinkeln verhältnismäßig mehr rotieren. Diese endgradige Rotation wird bei Messungen bis 120° Armabduktion nicht erfasst, wodurch sich der scapulohumerale Rhythmus mit größerer glenohumeraler Komponente darstellt.

Außerdem könnte der niedrige Altersdurchschnitt unserer Probanden von 28,1 Jahren das scapulohumerale Verhältnis beeinflussen. Bereits Talkhani et al. [21] gaben in ihrer Studie Hinweise auf eine kleinere scapulothorakale Komponente des scapulohumeralen Rhythmus bei jüngeren Probanden. Die Autoren begründen diese Tatsache mit einer besseren Beweglichkeit der Wirbelsäule und des Kapselbandapparates.

5.1 Einstellphase

In der Literatur wird die Einstell- bzw. Anpassungsbewegung der Scapula („setting phase“) je nach Autor während der ersten 30° [1, 14] bzw. während der ersten 60° Abduktion [45, 60] gesehen. Unser Ergebnis liegt mit 0° bis 34° ebenfalls in dem angegebenen Bereich. Wir beobachteten unterschiedliche Muster der Einstellphase: das Schulterblatt bleibt fix, es dreht sich nach lateral beziehungsweise medial auf dem Thorax oder es vollführt leicht oszillierende Bewegungen. Diese Anfangsphase ist sehr inhomogen und individuell sehr unterschiedlich. Ähnliche Beobachtungen wurden auch schon von Inman et al. [45] beschrieben. Insgesamt bewegt sich die Scapula mit im Mittel 3° jedoch nur wenig.

Borsa [24] beschreibt eine anfängliche Abwärtsrotation der Scapula um durchschnittlich 5° während der ersten 30° glenohumeraler Abduktion. Auch wir fanden häufig zu Beginn der Armbewegung dieses Phänomen. Diese paradoxe Scapulabewegung lässt sich möglicherweise dadurch erklären, dass das Anheben des Arms ein Drehmoment auf das Schulterblatt bewirkt, wodurch dieses abwärts rotiert. Dies könnte gleichzeitig als Vordehnung für die Muskulatur wirken, die die

Scapula später aufwärts rotiert. Da andere Probanden diese anfängliche paradoxe Abwärtsrotation des Schulterblattes zeigen sondern sofort eine Aufwärtsbewegung, scheint dieser Mechanismus biomechanisch nicht zwingend nötig zu sein. Ein individuell unterschiedlich schnelles Ansprechen der Muskulatur auf Belastungsreize kann ebenfalls ein Grund für das variable Rotationsverhalten gerade in der Anfangsphase der Bewegung sein.

Graichen et al. [10, 22] zeigten in mehreren Studien, dass sich durch unterschiedliche Muskelaktivität die Stellung der Scapula und daraus resultierend die der Cavitas glenoidales ändert. Auch die Größe des subacromialen Raumes wird dadurch beeinflusst. Mandalidis et al. [19] beschreiben hingegen keine Einstellphase, sondern sehen eine sofortige Mitbewegung der Scapula bei der Armabduktion.

Durch die Darstellung eines einzigen, mittleren scapulohumeralen Rhythmus über den gesamten Bewegungsweg geht ein großer Teil an Information verloren, da einzelne Bewegungssequenzen in der Gesamtdarstellung keine Beachtung finden. So sieht man nicht, wie sich die Komponenten in den einzelnen Phasen verhalten, wann der PudESrot einsetzt oder inwieweit sich auf dem Bewegungsweg einzelne „Ausreißerwerte“ zeigen. Deshalb ermittelten wir den scapulohumeralen Rhythmus zusätzlich für die Einstellphase und die Hauptphase um die einzelnen Abschnitte besser analysieren zu können.

Für die Einstellphase erhielten wir im Mittel ein Verhältnis von 6,42 : 1, was in etwa den Ergebnissen einer Studie von Doody et al. [62] entspricht, der ein Verhältnis von 7 : 1 ermittelte. Jobe et al. [63] beschrieben ein Verhältnis von 4 : 1. Diese Werte belegen, dass die Hauptbewegung in dieser Anfangsphase im Glenohumeralgelenk stattfindet und nur ein geringer Anteil auf die Schulterblattkomponente entfällt.

Die Ermittlung des scapulohumeralen Rhythmus in der Einstellphase ist nur in manchen Fällen sinnvoll, da diese individuell stark variiert und unterschiedlich viele, teilweise sogar nur ein einziger Wert, in die Berechnung miteinbezogen werden konnten. Als „Normwert“ kann dieses ermittelte Verhältnis nicht gewertet werden, jedoch lässt sich so gut die Verteilung der Komponenten und deren Wichtigkeit während der Einstellphase erkennen.

5.2 Punkt des Einsatzes der Scapularotation (PudESrot)

Unsere Ergebnisse zeigen, dass sich die Scapula, bis auf kleine Einstellbewegungen zu Beginn, im Mittel erst ab 34° deutlicher mitbewegt. Durch die hohe Standardabweichung von 19,6° wird allerdings die große individuelle Streubreite sichtbar.

Hinweise für eine große Individualität gibt es bereits in der Literatur. Einige Autoren sehen die Mitbewegung des Schulterblattes schon in der Initialphase der Armelevation [26], was wir zum Teil auch bei unseren Probanden beobachten konnten. Andere Untersucher erkennen erst ab ca. 60° Abduktion des Armes eine tatsächliche Scapularotation [32, 35]. Der von uns beobachtete späteste deutliche Einsatz der Scapularotation fand bei 99° Armabduktion statt.

Die Scapula selbst ist am PudESrot im Mittel um 2,2° abwärts rotiert. Dabei variierten die Winkelwerte jedoch von -17° bis 15°. Bei der Berechnung bezogen wir uns auf die vorausgegangene Bestimmung des Verhältnisses *Margo medialis* zu *Spina scapulae*. Unsere Ergebnisse lassen sich nur schwer mit denen der Literatur vergleichen, da dort möglicherweise andere Messgrundlagen Verwendung fanden, die aber nicht weiter beschrieben wurden. Mandalidis et al. [19] beispielsweise beschreiben eine in Ruhe abwärtsrotierte Scapula von im Mittel von 2,4°, die jedoch beim einzelnen Individuum von -13° bis 17,4° variierten. Wenn auch die Werte aus unserer Studie damit nicht direkt vergleichbar sind, lässt sich dennoch aus diesen Ergebnissen die große individuelle Streuung der Werte erkennen.

Im intraindividuellen Seitenvergleich ergab sich rechnerisch eine signifikant frühere Mitbewegung der rechten Schulterblätter. Jedoch sollte in Frage gestellt werden, ob diese 5,1° Unterschied funktionell bedeutsam sind. Auch die Rotationswinkel der Scapula am PudESrot zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen links und rechts, was ebenfalls nur bedingt verwertbar ist, da insgesamt eine breite individuelle Streuung vorliegt. Im Mittel zeigt sich innerhalb eines Probanden nur eine geringe Seitendifferenz des Scapularotationsmusters. Im Einzelfall differierten die Werte und das Scapularotationsmuster jedoch erheblich. Möglicherweise spielen hierbei unterschiedliche Tonusverhältnisse der Muskulatur eine Rolle oder aktuelle Schmerzzustände im Bereich der Schulter.

Eine geringe Scapulabewegung könnte ein Hinweis auf eine verminderte Muskelaktivität der Scapularotatoren sein. Die verbliebene Aufwärtsrotation des Schulterblattes wäre somit weniger als gezielte Aktivierung zu sehen, sondern als passive Mitbewegung durch ligamentäre Strukturen. Durch eine verminderte Rotationsfähigkeit der Scapula müsste es zu einem verfrühten Einsatz der gleonohumeralen Komponente kommen, sodass auch die endgradige glenohumerale Bewegung frühzeitig erreicht ist. Studien [40, 64] zeigen außerdem, dass eine Schwäche insbesondere der aufwärtsrotierenden Muskulatur eine Impingement Symptomatik verursachen können. Diese fungiert zusätzlich als Humeruskopf kaudalisierende und zentrierende Muskulatur, sodass es durch eine Schwäche zu einem Überwiegen der Innenrotatoren und einem Hochstand des Humeruskopfes kommt.

5.2.1 Geschlechterverteilung

Man könnte annehmen, dass Frauen durch ihr meist schwächeres Bindegewebe und die daraus resultierende größere Beweglichkeit der Gelenke auch einen größeren Bewegungsumfang des Schultergürtels aufweisen. Freedman und Munro [50] wiesen in einer Studie nach, dass Frauen im Allgemeinen beweglicher sind, was sich in einer maximalen Armelevation von bis zu 180° zeigte. Auch die bei Männern insgesamt stärker ausgeprägte Muskulatur ließe vermuten, dass der erhöhte Muskeltonus die Scapula fester am Thorax hält und somit weniger Verschiebung zulässt.

Unsere Daten zeigten höhere Werte der PudESrot (links 37,5°, rechts 32,4°) bei den weiblichen Probanden, was bedeutet dass sich deren Schulterblätter bei der Armabduktion zeitlich später mitbewegen als die der männlichen Probanden (links 35,3°, rechts 30,3°). Die Streuung der Messungen war bei beiden Geschlechtern groß, wobei auch hier die Frauen höhere Maximalwerte der PudESrot zeigten (Maximum Männer: 77°, Frauen: 99°). Als statistisch signifikant zeigten sich diese Unterschiede jedoch nicht.

5.2.2 Händigkeit

In einer Studie verglichen Scibek et al. [65] die dominante mit der nicht-dominanten Seite im Hinblick auf die Scapulakinematik und die Glenohumeralbewegung. Hierbei

ergab sich eine mittlere Scapularotation von $32,2^{\circ}$ ($\pm 5,6^{\circ}$) für die dominante und $31,8^{\circ}$ ($\pm 5,8^{\circ}$) für die nichtdominante Seite, wobei sich für diesen Unterschied keine statistische Signifikanz ergab. In einer Studie von Crosbie et al. [66] mittels eines Trackingsystems werden die größeren Werte auf der nichtdominanten Seite beschrieben.

Aufgrund dieser Studien und dem bei uns beobachteten signifikant früheren Einsetzen der PudESrot der rechten Körperseite, vermuteten wir zunächst, dass diese mit der Händigkeit zusammenhängt. Eine mögliche Erklärung für die frühere Mitbewegung der Scapula auf der dominanten Seite wäre ein schnelleres Anspringen und eine bessere Koordination der Muskulatur, da dieser Arm häufiger gebraucht wird.

Aufgrund der Hypothese teilten wir unsere Probanden hinsichtlich dieses Kriteriums in zwei Gruppen auf, wobei die Versuchsgruppe der Linkshänder nur 8 Personen umfasste. In beiden Gruppen zeigte sich ein größerer PudESrot der linken Seite. 37° bei den Rechtshändern (Standardabweichung $19,2^{\circ}$), sowie $30,4^{\circ}$ bei den Linkshändern (Standardabweichung $12,8^{\circ}$). Für die rechte Seite zeigten die Rechtshänder einen mittleren PudESrot von $31,7^{\circ}$ (Standardabweichung $20,3^{\circ}$) sowie die Linkshänder einen solchen von $27,9^{\circ}$ (Standardabweichung $18,2^{\circ}$).

Die Größenordnung der Ergebnisse deckt sich in etwa mit den oben angeführten Werten der anderen Studien, außerdem zeigt die größere Gruppe der Rechtshänder ebenfalls die höheren Werte auf der nichtdominanten Seite.

5.3 Hauptphase

Anders als in der Einstellphase sind die scapulothorakalen und glenohumeralen Anteile des scapulohumeralen Rhythmus in der Hauptphase beinahe gleich groß, es ergibt sich hier ein Verhältnis von $1,2 : 1$. Hier verläuft die Bewegung näherungsweise linear mit einer Steigung von $0,45$ und geringer Standardabweichung (links $0,08^{\circ}$). Es zeigen sich auch nur geringfügige Unterschiede im Vergleich zwischen den Körperseiten, den Geschlechtern oder der Händigkeit. Vergleichbare Ergebnisse waren hierzu in der Literatur nicht zu finden.

5.4 Maximalwerte

Die maximale Armabduktion aller Probanden betrug durchschnittlich $156,6^\circ$ (Standardabweichung 8°), wobei die Werte von 135° bis 175° schwankten. Dieses Ergebnis entspricht weitgehend dem von Mandalidis et al. [19] die eine maximale Abduktion von $162,4$ ($\pm 6,6^\circ$) angeben. Dabei variierten deren Werte zwischen 142° und $175,7^\circ$.

Die anteilige Scapularotation beträgt bei unserer Studie $57,5^\circ$ (Standardabweichung $8,5^\circ$), mit Schwankungen von 36° bis 80° . Mandalidis et al. [19] beschrieben mit einer radiografischen Methode Werte von $61,4^\circ$ ($\pm 5,2^\circ$). Andere Studien zeigen eine Rotation zwischen 28° und 40° bei submaximaler Armabduktion von 0° bis 140° . Dabei variieren Untersuchungsmethoden und Abläufe, das Alter und der Krankheitsstatus der Probanden deutlich, was Vergleiche schwierig macht [24, 42, 58].

Wir untersuchten nur schultergesunde Probanden, für die das Einnehmen der maximalen Armelevation gut möglich war. Für Patienten mit schmerzhaften Schultererkrankungen würden diese Armpositionen jedoch sehr wahrscheinlich ein Problem darstellen.

5.5 Fehlerquellen und Einschränkungen

Wegen des Problems der Hautverschiebung über der Scapula hielten wir die erneute Palpation der knöchernen Strukturen in jeder neu eingenommenen Armposition für sinnvoll, allerdings gestaltete sich das Ertasten der knöchernen Strukturen zwischen 120° und 160° besonders bei aus geprägter Rückenmuskulatur und Adipositas teilweise schwierig. Bei einem BMI >30 war die Palpation nicht mehr sicher möglich. Somit brachte unsere Methode hinsichtlich dieser Fehlerquelle nicht den gewünschten Vorteil gegenüber den Trackingsystemen

In einigen Grafen zeigten sich einzelne „Ausreißerwerte“. Aus den ermittelten Daten lässt sich nicht mit Sicherheit herauslesen, ob dies Messfehler oder individuelle Bewegungseigenschaften des Probanden sind. Dennoch ist es durch den ansonsten meist harmonischen Kurvenverlauf plausibel, dass der dargestellte eher „glatte Bewegungsweg“ stimmt, sodass bei einzelnen „Ausreißerwerten“ am ehesten von einem Messfehler des Untersuchers und einer Nichtwiederholbarkeit dieses Wertes ausgegangen werden kann.

Bei durchgehend sprunghaften Kurvenverläufen kann hingegen ein inhomogenes Bewegungsverhalten der Scapula nicht ausgeschlossen werden.

Die Erfahrung und Routine des Untersuchers spielen für die Zuverlässigkeit der ermittelten Bewegungskurven sicher ebenfalls eine große Rolle, weshalb wir zu Beginn der Studie entsprechende Probemessungen durchführten. In den Vorversuchen zeigten sich relevante Unterschiede in den Ergebnissen beider Untersucher untereinander, sowie innerhalb eines Untersuchers bei Messungen am gleichen Probanden. Letzteres kann sowohl durch den Untersucher selbst aber auch durch die Versuchsperson bedingt sein, da diese bei wiederholter Messung nicht die exakt dieselbe Armposition einnehmen wird. So entstehen selbst bei genauer Palpation Unterschiede in den Messergebnissen. Die Zuverlässigkeit der Methode lässt sich durch eine Wiederholungsmessung also nicht sicher bestimmen. Zahlreiche kontinuierliche Ergebnisgrafiken (s. Anlage) sprechen jedoch für deren Reliabilität.

Die angewendete Methode [25] misst zwar den Verlauf der Armbewegung in relativ kleinen Intervallen, doch ist der Arm im Moment der Messung in einer statischen Position. Diese ist Voraussetzung für die ständige palpatorische Kontrolle und die Anfertigung der Fotos, nimmt aber einen Teil der Funktionalität, was ein Nachteil gegenüber den Trackingsystemen darstellt. Obwohl versucht wurde, die Intervalle im Vergleich zu anderen Studien möglichst klein zu halten, ist es dennoch keine kontinuierliche Messung. Da nur einzelne Punkte erfasst werden, können Informationen die zwischen zwei Messpunkten liegen, verloren gehen. Außerdem misst die Methode nur die Rotation in einer ausgewählten Ebene, die allerdings als Hauptkomponente der Gesamtbewegung betrachtet werden kann.

Die Bestimmung der PudESrot erfolgte visuell. Die Idee, stattdessen ein geeignetes mathematisches Verfahren zu entwickeln, erwies sich durch den inhomogenen Verlauf der Grafiken als schwierig. Die visuelle Festlegung des PudESrot mit Hilfe der Grafiken war meist gut möglich und führte bei unabhängiger Auswertung durch mehrere Personen meist zum gleichen Ergebnis. Trotzdem ergibt sich hier ein subjektiver Einflussfaktor. Eine Festlegung von objektiven Kriterien als Ergebnis einer mathematischen Kurvenanalyse, die allgemeine Anerkennung finden kann, steht in diesem Zusammenhang noch aus.

5.6 Einflussfaktoren

Es hat sich gezeigt, dass der scapulohumerale Rhythmus durch verschiedene Einflüsse veränderbar ist. So untersuchten McQuade et al. [16] mithilfe eines Trackingsystems dessen Abhängigkeit von unterschiedlicher Muskelaktivität unter den Versuchsbedingungen passive Armabduktion, aktive Armabduktion nur mit dem Eigengewicht des Arms und aktive Armabduktion gegen maximalen Widerstand. Dabei ergab sich bei passiver Bewegung ein Verhältnis von 7,9:1 zu Beginn, bis 2,1:1 gegen Ende der Abduktion von maximal 150°. Der scapulohumerale Rhythmus bei aktiver Bewegung gegen das Armgewicht zeigte in der Anfangsphase Werte von 3,1:1 bis 4,3:1. Gegen maximalen Widerstand ergaben sich im Verlauf der Armabduktion ansteigende Werte von 1,9:1 bis 4,5:1. Diese Ergebnisse machen deutlich, dass der scapulohumerale Rhythmus je nach Größe der Muskelanspannung variiert und sich im Laufe der Abduktionsbewegung verändert. Unser Ergebnis des scapulohumeralen Rhythmus entspricht in etwa den Angaben von McQuade et al. bei passiver Armabduktion [16]. Dies lässt sich möglicherweise dadurch erklären, dass der Proband zwar aktiv die Arme in die vorgegebene Position brachte, dort aber durch die Holzstifte in der Wand Unterstützung hatte, sodass ihm ein Teil des Armgewichtes abgenommen wurde. Zu Beginn fand die größte Bewegung im Glenohumeralgelenk statt, wobei mit steigendem Abduktionswinkel der Anteil der Scapularotation an Bedeutung gewann.

Price et al. [67] hingegen verglichen ebenfalls mithilfe eines elektromagnetischen Trackingsystems die aktive und passive Armabduktion bei Schultergesunden, wobei sich kein signifikanter Unterschied zeigte. Jedoch wurde hier nicht endgradig getestet, sondern nur in einem Bereich von 10° bis 50°. Möglicherweise verhält sich der scapulohumerale Rhythmus in diesem kleinen Bewegungsfenster annähernd gleich – unabhängig davon, ob die Armbewegung aktiv oder passiv ausgeführt wird.

Tsai et al. [11] wiesen in ihrer Studie auf den Zusammenhang zwischen der Ermüdung der Schulteraußenrotatoren und der daraus resultierenden Veränderung der Scapulaposition hin. Um während der Messung eine Ermüdung der Muskulatur zu verhindern, wurde in unserer Versuchsreihe der Proband nach vier eingenommenen Positionen aufgefordert, die Arme zurück in die Ausgangsstellung zu bringen. Weiterhin boten die fixe Wand und die Stuhlkonstruktion jederzeit die

Möglichkeit, exakt dieselbe Position wieder einzunehmen, so dass zwischen sukzessiven Messungen geeignete Erholungspausen eingelegt werden konnten.

Eine Studie von Sugamoto et al. [68] zeigte den Einfluss der Geschwindigkeit der die Armbewegung auf den scapulohumeralen Rhythmus. Zur Aufzeichnung wurden ein Bildverstärker und ein hochauflösendes digitales Videosystem verwendet. Es dominierte bei schnell ausgeführter Armbewegung zu Beginn ($< 40^\circ$) die glenohumerale Komponente, die im Verlauf der Abduktion kleiner wurde. Bei langsamem Tempo hingegen zeigte sich anfangs eine verhältnismäßig große Scapulakomponente, die sich im Verlauf der Abduktion weniger ausgeprägt darstellte.

Besonders bei schneller Ausführung der Armbewegung, wie man sie beispielsweise bei der Wurfbewegung benötigt, ist das koordinierte Zusammenspiel der beteiligten Muskeln von besonderer Bedeutung. Ist diese exakt aufeinander abgestimmte Koordination gestört, z.B. durch Verletzungen, Schonhaltung, operativen Eingriffe, kann dies sekundär zu einer Impingement Symptomatik führen [64].

Der Einfluss der Geschwindigkeit lässt sich nur mithilfe einer kontinuierlichen Messmethode aufzeichnen, sodass viele Studien, wie auch die mit unserer palpatorisch-photogrammetrische Methode ausgeführten, diesen Einflussfaktor nicht miteinbeziehen können.

Bei Betrachtung der in der Literatur angegebenen Ergebnisse im Vergleich mit denen der vorliegenden Arbeit, zeigte sich, dass der scapulohumerale Rhythmus ein Bild mit viel größerer Variationsbreite bietet als bisher angenommen. Wenn man die Ergebnisse mittelt, bewegt sich das Verhältnis in dem in der Literatur angegebenen Bereich. Jedoch wird eine solche Vereinfachung mit der damit verbundenen erheblichen Informationsreduktion dem tatsächlichen Bild nicht gerecht, da sich der scapulohumerale Rhythmus je nach Person, Muskelaktivität, Geschwindigkeit, Armposition und aufgrund vieler anderer Einflußfaktoren verändert. Dies macht es sehr schwer, ein beobachtetes scapulohumerales Verhältnis als physiologisch oder pathologisch zu bewerten. Damit stellt sich natürlich unmittelbar die Frage, wie sinnvoll überhaupt die Ermittlung eines allgemeinen scapulohumeralen Rhythmus für die klinische Praxis sein kann. So müsste er im Einzelfall etwa für die passive und aktive Armabduktion separat bestimmt werden, die Einflüsse von Geschwindigkeit, Muskelermüdung, etc. müssten ebenfalls berücksichtigt werden.

So müssen auch die Angaben in der Literatur kritisch beurteilt werden, wenn die anteilmäßige glenohumerale oder scapulothorakale Bewegung und deren Winkelangaben bei verschiedenen bzw. unzureichend spezifizierten Versuchsbedingungen beschrieben werden.

5.7 Ausblick

Klinische Beobachtungen postulieren einen Zusammenhang zwischen Schulterinstabilität und scapulothorakaler Dysbalance. Jedoch zeigen auch gesunde Probanden Asymmetrien in der scapulothorakalen Kinematik, sodass es dadurch kaum möglich ist, allgemeingültige kausale Rückschlüsse zwischen scapulothorakalen Dysbalancen und Schulterinstabilitäten zu ziehen. So kann eine Person unterschiedlich große, von der Norm abweichende scapulohumerale Rhythmen aufweisen, ohne dass Beschwerden oder eine Schulterpathologie vorliegen [69]. Prospektive Studien werden benötigt, um herauszufinden, welche Faktoren ursächlich für die Entwicklung pathologischer scapulothorakaler Bewegungsmuster sind bzw. um diese überhaupt zu definieren.

Die Beurteilung des scapulohumeralen Rhythmus könnte aber als wichtiger Verlaufsparemeter im klinischen Alltag Anwendung finden. So kann dieser etwa prä- und postoperativ bestimmt werden oder zur Erfolgskontrolle nach Mobilisation oder Schulterkräftigungsübungen in der Physiotherapie herangezogen werden. Hierbei sind jedoch validierte und vergleichbare Testverfahren nötig, um die glenohumerale Bewegung und die Scapulakinematik zu bestimmen.

In diesem Zusammenhang stellt sich jedoch die Frage nach einem „physiologischen Normwert“ des scapulohumeralen Rhythmus, die aufgrund der vielen Einflussfaktoren, die bei der Messung berücksichtigt werden müssen und der individuell sehr unterschiedlichen Ergebnisse schwierig zu beantworten ist. Am sinnvollsten erscheint die Angabe eines Normbereichs für den scapulohumeralen Rhythmus, den PudESrot und der darauffolgenden Steigung in der Hauptphase. Hierbei müsste man jedoch Personen mit Werten am Rande dieses Bereichs über längere Zeit weiter beobachten. Bergen diese „Extremwerte“ möglicherweise ein Krankheitspotential zur Entstehung von Schulterbeschwerden? Steigt das Krankheitsrisiko sobald sich die Werte außerhalb des Normkorridors befinden?

Werden „auffällige“ scapulohumerale Rhythmen langfristig symptomatisch? Könnte man dann diesem Prozess entgegensteuern? Insgesamt müssen die individuelle Bestimmung und die Aussagekraft des scapulohumeralen Rhythmus mit seinen Komponenten jedoch kritisch bewertet werden.

Es bleibt abzuwarten, inwieweit die Bestimmung des scapulohumeralen Rhythmus als Verlaufsparemeter im klinischen Alltag Anwendung finden kann und welche Ergebnisse zukünftige Bewegungsanalysen in der Zukunft bringen. In weiteren Untersuchungen wäre herauszufinden inwieweit sich der scapulohumerale Rhythmus altersbedingt verändert. Außerdem könnte von Interesse sein, welchen Einfluss unterschiedliches Muskeltraining nimmt, beispielsweise am Wurfarm eines Ballspielers.

Bisher wurde nur vom „Schultergesunden“ gesprochen. Die täglichen Praxis bietet jedoch Patienten mit Schultererkrankungen oder Fehlstellungen, die die Schulter direkt bzw. deren benachbarten Gelenke betreffen, wie beispielsweise Schulterinstabilität, Labrum-Defekte, eine ausgeprägte thorakale Kyphose oder Störungen im AC-Gelenk, welche großen Einfluss auf den scapulohumeralen Rhythmus haben [70]. Je nach Erkrankung ist dieser auf unterschiedliche Weise verändert. Fayad et al. [71] verglichen Patienten mit Schultergelenksarthritiden bzw. „frozen shoulder“ mit gesunden Probanden und konnten zeigen, dass die scapulothorakale Komponente der betroffenen Gruppe signifikant größer ist. Im Gegensatz dazu war die glenohumerale Bewegung krankheitsbedingt vermindert, was die Autoren als möglichen Kompensationsmechanismus interpretierten.

Andere Erkrankungen, wie beispielsweise die AC-Gelenksarthrose, weisen tendenziell eher eine große scapulothorakale Komponente zu Beginn der Bewegung auf, da zur Schmerzvermeidung das Acromion so spät wie möglich bewegt wird.

Auf diese Veränderungen der Scapula-kinematik könnte in zukünftigen Untersuchungen mithilfe dieser Untersuchungsmethode weiter eingegangen werden.

6 Zusammenfassung

Schultererkrankungen sind ein häufiges Beschwerdebild unserer Gesellschaft, deren Ursache aufgrund der Komplexität des Schultergürtels oft nicht genau einzuordnen

ist. Der scapulohumerale Rhythmus ist in der Literatur vielfach untersucht und dargestellt worden. Es existieren jedoch keine verlässlichen Normwerte, da die experimentellen Befunde von vielen Faktoren, wie beispielsweise der Messmethode, der Ausgangsstellung und der Muskelaktivität beeinflusst werden und individuell stark variieren.

Ziel dieser Arbeit war es, unter Verwendung einer palpatorisch-photogrammetrischen Methode nach Thösen [25] den scapulohumeralen Rhythmus zu bestimmen und mit den Ergebnissen anderer Autoren zu vergleichen. Wir verwendeten diese Technik, um den methodischen Fehler der Hautverschiebung über der knöchernen Scapula zu vermeiden, der bei den in anderen Studien häufig angewendeten Trackingsystemen auftritt.

Der erste Abschnitt der Arbeit geht auf die funktionelle Anatomie, die Biomechanik und die Pathologie insbesondere des scapulohumeralen Rhythmus ein. Es werden verschiedene Messmethoden dargestellt und deren Vor- und Nachteile aufgezeigt, um sie mit der von uns verwendeten Methodik vergleichen zu können. Weiterhin werden die wichtigsten Ergebnisse der bislang in der Literatur veröffentlichten Studien zum scapulohumeralen Rhythmus vorgestellt. Der folgende Abschnitt beschreibt unsere experimentellen Untersuchungen selbst. Nach einleitenden Probemessungen erfolgte die eigentliche Messreihe an einer größeren Probandenzahl. Hierfür wurden 101 schultergesunde Probanden (47 männliche, 54 weibliche Personen) untersucht.

Es zeigte sich, dass der scapulohumerale Rhythmus in der Einstellphase, im Einsetzen der Scapularotation sowie im weiteren Verlauf in der Hauptphase individuell sehr unterschiedliche Charakteristika aufweist.

In der Einstellphase, d.h. der Phase vor dem eigentlichen Einsetzen der Scapularotation, zeigte die Scapula ein breites Variationsspektrum an Anpassungs- und Einstellbewegungen. So begannen manche Schulterblätter sofort mit Abduzieren des Armes zu rotieren, andere beteiligen sich im ersten Drittel der Abduktion fast gar nicht an der Bewegung. Das von uns ermittelte Ergebnis liegt in dem in der Literatur angegebenen Bereich [1, 14] [45, 60].

Auch für den deutlichen Beginn der Scapulamitbewegung bot sich insgesamt ein sehr heterogenes Bild. Im Vergleich zwischen linken und rechten Schulterblatt innerhalb eines Probanden zeigte sich häufig ein ähnliches Bewegungsmuster. Es fanden sich aber oft auch deutliche Differenzen beim Vergleich der linken mit der rechten Seite

ein und derselben Person. Signifikante Unterschiede im Hinblick auf das Geschlecht oder die Händigkeit einer Versuchsperson konnten nicht festgestellt werden.

Zur Darstellung der Messpunkte in der Hauptphase, die hier meist einem näherungsweise linearen Verlauf folgten, wurde die Gleichung der jeweiligen Regressionsgeraden aufgestellt und daraus zur Charakterisierung dieser Bewegungsphase deren Steigung entnommen.

Der scapulohumerale Rhythmus von 2:1 ergab sich aus dem über die Probandengruppe gemittelten Verhältnis des glenohumeralen Abduktionswinkels zum korrespondierenden Winkel der Scapularotation. Dieses Ergebnis lag eher im unteren Bereich der in der Literatur genannten Werte und zeigte so einen scapulohumeralen Rhythmus mit einer relativ geringen glenohumeralen Komponente. Dieses Ergebnis erklärt sich möglicherweise dadurch, dass wir bei unseren Messungen auch endgradige Schulterbewegungen mit einbezogen, was in nur wenigen anderen veröffentlichten Studien der Fall ist. Um die maximale Elevation zu erreichen, muss die Scapula in höheren Armabduktionswinkeln verhältnismäßig mehr rotieren.

Im letzten Abschnitt werden die Fehlerquellen, Einschränkungen der Methode und mögliche äußere Einflussfaktoren diskutiert. Die Messmethodik kann den methodischen Fehler der Hautverschiebung anderer Systeme weitgehend vermeiden. Sie misst jedoch nur zweidimensional und nicht kontinuierlich, wenn auch kleine Messintervalle verwendet wurden. Insgesamt eignet sich die Methode in einer einfachen klinischen Studie zur Untersuchung einer großen Fallzahl. Dadurch ließen sich die Ergebnisse gut mit denen der bereits publizierten Studien, die mit anderen Methoden ausgeführt wurden, vergleichen.

Beim Vergleich der in der Literatur angegebenen Ergebnisse mit denen dieser Arbeit, wurde deutlich, dass der scapulohumerale Rhythmus ein viel größeres Variationsspektrum zeigt als bisher angenommen. Die Angabe eines Mittelwertes ist dabei nur eine sehr grobe Beschreibung des tatsächlichen Verlaufs, bei der individuelle Verlaufscharakteristika weitgehend unterdrückt werden. Der scapulohumerale Rhythmus eines Individuums hängt im Detail von der Person, der Muskelaktivität bei der Versuchsdurchführung (aktive bzw. passive Abduktion), der Ermüdbarkeit der Schultermuskulatur, der Geschwindigkeit der Ausführung, der Armposition und vieler anderer (auch unbekannter) Einflußfaktoren ab. Dies macht es sehr schwer, ein beobachtetes scapulohumerales Verhältnis als unphysiologisch

oder pathologisch zu bewerten. Dies wirft die Frage auf, wie sinnvoll bzw. klinisch bedeutsam überhaupt die Ermittlung eines scapulohumeralen Rhythmus sein kann. Unter diesem Aspekt müssen auch die Angaben in der Literatur kritisch beurteilt werden.

Literaturverzeichnis

- [1] Walker PS. Human joints and their artificial replacements. Springfield: Thomas 1977:481-504.
- [2] Wondracek A. Volksleiden Schulterschmerz -Kalkschulter, Sehnenrisse und Impingement. 4/2005, 20.07.2010 [cited 18.02.2008]; Available from: http://www.orthopress.de/pdf/inhalte/Schulterschmerz4_05.pdf
- [3] Mayer KC. Periarthropathia humeroscapularis (PHS). Letztes Update am 02/20/2009 [cited 18.02.2008]; Available from: http://www.neuro24.de/show_glossar.php?id=1308
- [4] Codman E. The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions In or About the Subacromial Bursa. 1934 24.07.2008 [cited; Available from: <http://www.shoulderdoc.co.uk/article.asp?article=776§ion=609>
- [5] Neer CS. Anterior Acromioplasty for the Chronic Impingement Syndrome in the shoulder. J Bone Joint Surg Am. 1972;54:41-50.
- [6] Payne LZA, D.W.; Craig, E.V. ; Warren R.F. Arthroscopic Treatment of Partial Rotator Cuff Tears in Young Athletes. Am J Sports Med 1997;25:299.
- [7] Pfahler M, Gohlke FR, O.; Lichtenberg,S.; Loew,A. Hedtmann, Rickert. Ist die "Periarthritis humeroscapularis (PHS)" eine Berufskrankheit? Z Orthop Ihre Grenzgeb 2004. 2004 20.02.2009;142(5):518-21.
- [8] Ludewig PM, Cook TM, Nawoczenski DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy. 1996 Aug;24(2):57-65.
- [9] Gohlke F, Janßen, E. Anatomie und Entwicklungsgeschichte. In: In.: Wirth JCZ, L., Gohlke, F., Hedtmann, A, ed. *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie*. 1. Auflage ed. Stuttgart: Thieme Verlag 2002:35-43.
- [10] Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier KH, Eckstein F. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. Journal of biomechanics. 2005 Apr;38(4):755-60.
- [11] Tsai NT, McClure PW, Karduna AR. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2003 Jul;84(7):1000-5.
- [12] Saha AK. Dynamic Stability of the Glenohumeral Joint. Acta orthop Scandinav 1971;42:491-505.
- [13] Duplay. De la periairrhrite scapulohumerale et des raideurs de l'épaule qui en sont la consequence. 1872.
- [14] Inman VT, Saunders M, Abbot LC. Observations on the function of the shoulder joint. J Bone Joint Surg. 1948;26:1-30.

- [15] Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 2005 Aug;20(7):700-9.
- [16] McQuade KJ, Smidt GL. Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1998 Feb;27(2):125-33.
- [17] Dayanidhi S, Orlin M, Kozin S, Duff S, Karduna A. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 2005 Jul;20(6):600-6.
- [18] Karduna AR, McClure PW, Michener LA, Sennett B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of biomechanical engineering*. 2001 Apr;123(2):184-90.
- [19] Mandalidis DG, Mc Glone BS, Quigley RF, McInerney D, O'Brien M. Digital fluoroscopic assessment of the scapulohumeral rhythm. *Surg Radiol Anat*. 1999;21(4):241-6.
- [20] Talkhani IS, Kelly, C. P. Scapulothoracic rhythm in normal male volunteers. *Biomedical sciences instrumentation*. 1997;34:327-31.
- [21] Talkhani IS, Kelly CP. Movement analysis of asymptomatic normal shoulders: a preliminary study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons* [et al. 2001 Nov-Dec;10(6):580-4.
- [22] Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. [Effect of muscle activity on the 3-dimensional movement pattern of the shoulder. Study with open MRI]. *Der Unfallchirurg*. 2001 Apr;104(4):288-93.
- [23] Barnett ND, Duncan RD, Johnson GR. The measurement of three dimensional scapulohumeral kinematics--a study of reliability. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 1999 May;14(4):287-90.
- [24] Borsa PA, Timmons MK, Sauers EL. Scapular-Positioning Patterns During Humeral Elevation in Unimpaired Shoulders. *J Athl Train*. 2003 Mar;38(1):12-7.
- [25] Thösen A. Entwicklung und erster experimenteller Einsatz einer palpatorisch-photogrammetrischen Methode zur Analyse des humeroscapulären Rhythmus [Dissertation]. Mainz: Fachbereich Medizin der Johannes Gutenberg-Universität, 2009.
- [26] Rauber A, Leonhardt H. Bewegungsapparat. *Anatomie des Menschen : Lehrbuch u Atlas / Rauber Hrsg von H Leonhardt* ; 1. Stuttgart [u.a.]: Thieme 1987:337-55.
- [27] Winkel D, Vleeming, A.; Meijer, O.G. Anatomie in Vivo für den Bewegungsapparat. In: Elsevier UF, ed. München 2004
- [28] Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Rude J, Voll M, Wesker K. Prometheus : Lernatlas der Anatomie. Stuttgart [u.a.]: Thieme 2005:226 ff.

- [29] Wülker N. Biomechanik der Schulter In: Wirth JCZ, L. Gohlke, F., Hedtmann, A, ed. *Orthopädie und orthopädische Chirurgie - Schulter*. München: Springer Verlag 2002:50-66.
- [30] Putz R. Topographie und funktionelle Anatomie des Schultergürtels und des Schultergelenks. In: In.: Habermeyer P, ed. *Schulterchirurgie*. 3. Auflage ed. München [u.a.]: Urban & Fischer 2002:2-19.
- [31] Brinckmann P, Frobin,W., Leivseth, G. Mechanische Aspekte der Schulter. *Orthopädische Biomechanik*. 1. Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2000:134-40.
- [32] Kapandji IA. Funktionelle Anatomie der Gelenke : schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik / I. A. Kapandji. Übers. von Jürgen Koebke, Bd. 1. In: Kapandji IA, ed. *Obere Extremität*. 2., unveränd. Aufl ed. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag 1992:2-70.
- [33] Brunner UH. Klinische Untersuchung der Schulter. In: Habermeyer P, ed. *Schulterchirurgie* 3., völlig neu bearb. und erw. Aufl ed. München [u.a.]: Urban & Fischer 2002:46-57.
- [34] Hermann B, von Torklus, D. Schulter-Lexikon. Landsberg/Lech: ecomed 1995:300 ff.
- [35] Kapandji IA, Koebke J. Obere Extremität. 2., unveränd. Aufl ed. Stuttgart: Enke 1992.
- [36] Peterson Kendall F, Kendall MacCreary,E.,Geise Provance,P. Muskeln: Funktionen und Tests. München: Elsevier,Urban&FischerVerlag 2001:14-31.
- [37] Hepp WRD, H.U. Orthopädisches Diagnostikum. 7. Auflage ed. Stuttgart, New York: Thieme Verlag 2004:100-16.
- [38] Hüter-Becker A, Schewe, H., Heipertz, W. Physiotherapie. Taschenlehrbuch in 14 Bänden. In: Dölken M, ed. *Orthopädie*. 7. Auflage ed. Stuttgart, New York: Thieme Verlag 1998:138-323.
- [39] Niethard FU, Pfeil, J. Orthopädie Duale Reihe. Stuttgart: Thieme Verlag 2005:395 - 415.
- [40] Jobe FWK, R. S.;Giangarra, C. E. Shoulder pain in the overhand or throwing athlete. The relationship of anterior instability and rotator cuff impingement. *Orthop Rev*. 1989;18:963-75.
- [41] Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. Effect of muscle activity on the 3-dimensional movement pattern of the shoulder. Study with open MRI. *Der Unfallchirurg*. 2004 Apr;104(4):288-93.
- [42] Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*. 2000 Mar;80(3):276-91.

- [43] Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006 Jun;16(3):224-35.
- [44] Kubalek-Schröder S. Funktionsanalyse. In: Kubalek-Schröder S, Dehler, F., ed. *Funktionsabhängige Beschwerdebilder des Bewegungssystems: Brügger-Therapie nach dem Murnauer Konzept.* Berlin: Springer Verlag 2004:101-71.
- [45] Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clinical orthopaedics and related research.* 1996 Sep(330):3-12.
- [46] Habermeyer P. *Schulterchirurgie.* 3.Auflage ed. München und Jena: Urban&Fischer 2002:3-20.
- [47] Habermeyer P. *Schulterchirurgie 3., völlig neu bearb. und erw. Aufl* ed. München [u.a.]: Urban & Fischer 2002.
- [48] Netter FH. *Netters Orthopädie.* Stuttgart: Thieme 2001:94-122.
- [49] Freedman L, Munro,R. Abduction of the arm in the scapular plane: scapular and glenohumeral movements. *Departement of Anatomy* 1966:48 ff.
- [50] Winkel D. nichtoperative Orthopädie und Manualtherapie. In: Winkel/Vleeming/Fisher/Meijer/Vroege, ed. *Teil2/1: Diagnostik der Extremitäten, allgemeiner Teil, obere Extremität.* Stuttgart, Jena, New York: Gustav Fischer Verlag 1994:265 - 94.
- [51] Borstad JD, Ludewig PM. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon).* 2002 Nov-Dec;17(9-10):650-9.
- [52] Graichen H HS, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier KH, Eckstein F. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo
Journal of biomechanics 2005 Apr;38(4)::755-60.
- [53] McQuade D, J., K., Smidt, G.L. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy.* 1998;28:74-80.
- [54] Bower K. the hydrogoniometer and asesment of gleno-humeral joint movement. *the Australian Journal of Physiotherapy.* 1982;28(4):12-7.
- [55] Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. Sex-specific differences of subacromial space width during abduction, with and without muscular activity, and correlation with anthropometric variables. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al.* 2001 Mar-Apr;10(2):129-35.

- [56] Schöttker-Königer T. Skapulakinematik bei atraumatischer Schulterinstabilität 3-D-Untersuchung mittels elektromagnetischer Sensoren. *Manuelle Therapie* 2007;11():168-76.
- [57] McClure PW, Michener, L.A., Sennett, B.J., Karduna, A.R. direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of shoulder elbow surgery*. 2001;10:269-77.
- [58] Scibek JS, Carpenter, J.E., Hughes, R.E. rotator cuff tear pain and tear size and scapulohumeral rhythm. *Journal of Athletic Training*. 2009;44:148-59.
- [59] Fung M, Kato S, Barrance PJ, Elias JJ, McFarland EG, Nobuhara K, et al. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: a study with cadavers. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons* [et al. 2001 May-Jun;10(3):278-85.
- [60] Laumann U. Elektromyographische und stereophotogrammetrische Untersuchungen zur Funktion des Schulter-Arm-Komplexes. In: In.: Refior HJ, Plitz, W., Jäger, M., Hackenbroch, M.H., ed. *Biomechanik der gesunden und kranken Schulter*. Stuttgart und New York: Thieme Verlag 1985.
- [62] Doody SG, Freedman L, Waterland JC. Shoulder movements during abduction in the scapular plane. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1970 Oct;51(10):595-604.
- [63] Jobe F.W. MD, Brewster C.E. Rehabilitation of shoulder joint instabilities. *Orthopedic Clin North America*. 1987;18(3):473-82.
- [64] Gokeler A, Lehmann, M., Knopf, E., Freiwald, J. Überlegungen zur Diagnostik und Rehabilitation des Schultergelenks bei Überkopfsportlern. *Sportverletzung Sportschaden*. 2003;17:15-20.
- [65] Yoshizaki K, Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T., Fujimoto, T. Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: Comparison of dominant and nondominant shoulders 2009.
- [66] Crosbie J, Kilbreath, S.L., Hollmann, L., York, S. scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clin Biomech* 2008;23(2 (Febr)):184-92.
- [67] Price C, Franklin, P., Rodgers H., Curless, R., Johnson, G. active and passive scapulohumeral movement in healthy persons: a comparison. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2000;81(1):28-31.
- [68] Sugamoto K, Harada, T., Machida, A., Inui, H., Miyamoto, T., Takeuchi, E., Yoshikawa, H., Ochi, T. scapulohumeral rhythm: relationship between motion velocity and rhythm. *Clinical orthopaedics and related research*. 2002;401(August):119-24.
- [69] Gokeler A, Lehmann, M., Schmidt-Wiethoff, R. . Die Rolle der Skapula bei der instabilen Schulter. *Arthroskopie*. 2004;17:199-205.
- [70] Forthomme B, Crielaard, J.M., Croisier, J.L. scapula positioning in athlete's shoulder: particularities, clinical measurements and implications. *Sports Medicine*. 2008;38(5):369-86.

[71] Fayad F, Roby-Bramy,A., Yazbeck,C., Hanneton, S., Lefevre-Colau, MM, Gautheron,V., Poiraudau,S., Revel,M. 3-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral Osteoarthritis or frozen shoulder. *Journal of biomechanical engineering*. 2008;41(2):326-32.

7 Anhang

7.1 Dokumentationsbogen

Untersucher: _____

ProbandenNr. _____

Dokumentationsbogen zur Schulterblattbewegungsanalyse

Tag der Testung:

Name/Vorname: _____

Telefonnummer: _____

Geschlecht: männlich weiblich

Alter: >15 15-50 >50

Größe: Sitzerhöhung: ohne 10cm 20cm 30cm

Gewicht: BMI:

Händigkeit: Rechtshänder Linkshänder

Trainingszustand: trainiert (≥ 3Std. Armbelastung) untrainiert

Tätigkeit/Hobby (+Intensität): _____

Ausschlusskriterien: erfragt ja nein zum Test zugelassen: ja nein

Bemerkung: _____

Ausschlusskriterien:

bekannte Schulterpathologie

akute Wirbelsäulenbeschwerden innerhalb der letzten 6 Monate mit

Bewegungseinschränkung und/oder notwendiger medikamentöser Therapie

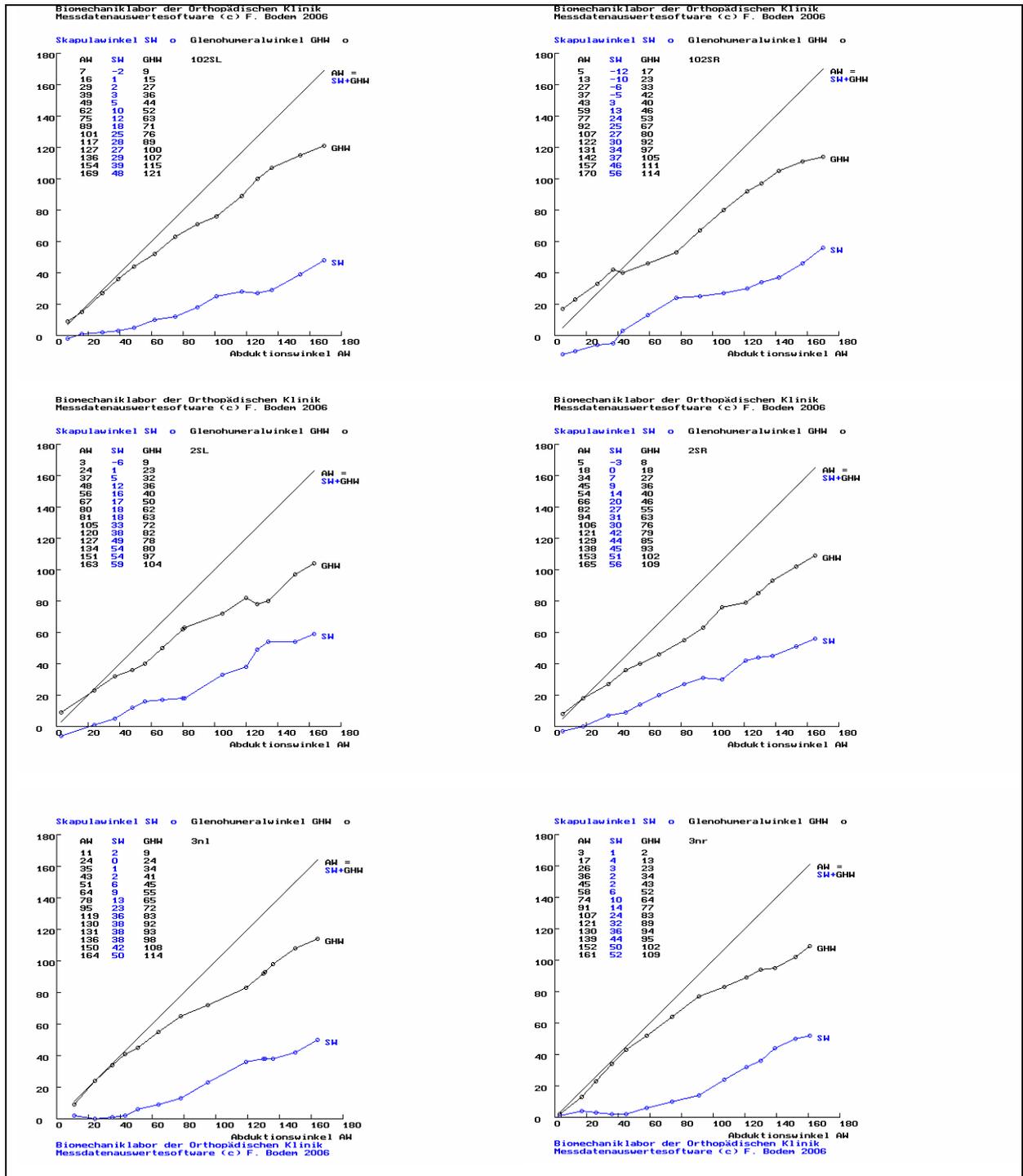
Systemerkrankungen (rheumatoide Arthritis, Diabetes mellitus, Kollagenosen)

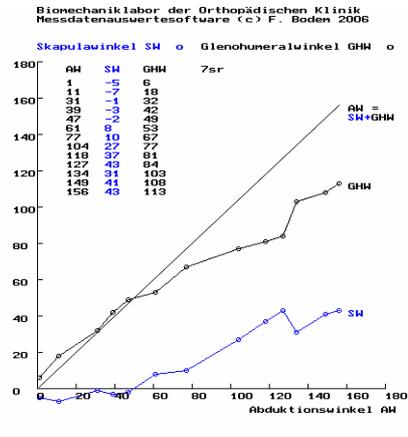
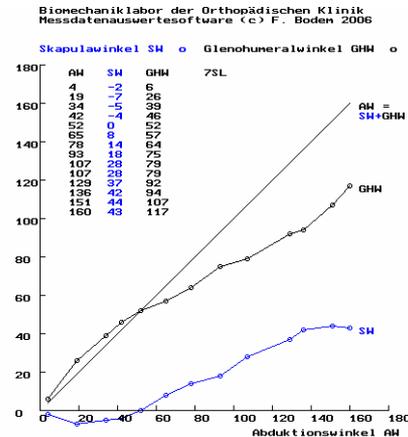
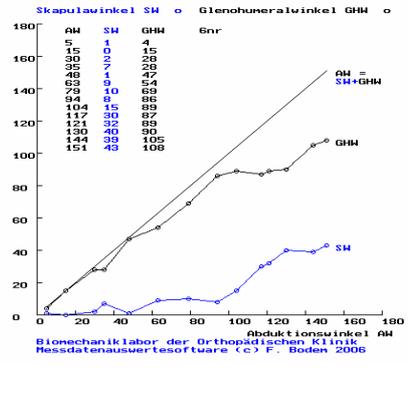
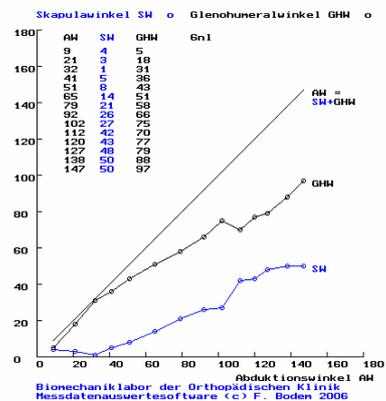
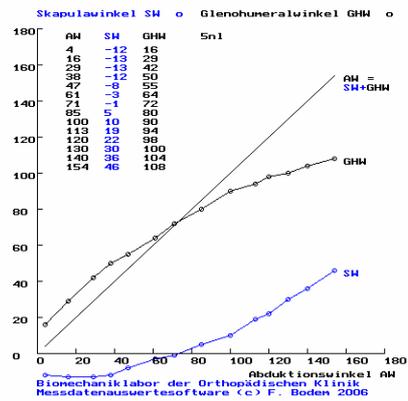
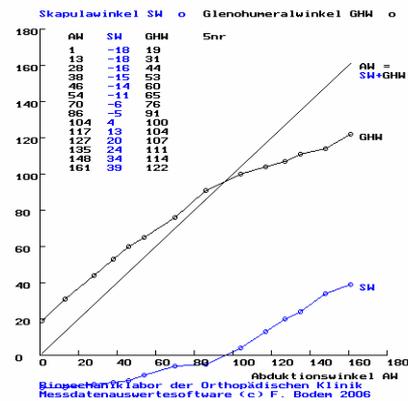
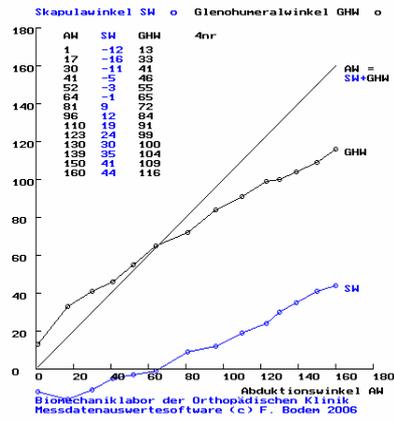
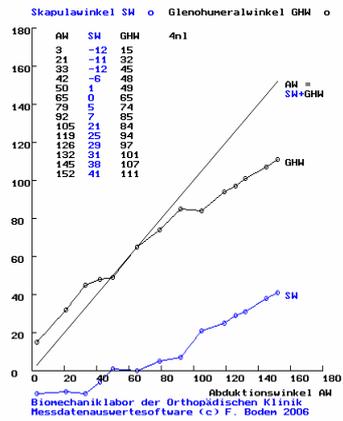
7.2 Dokumentationsbogen der Armposition

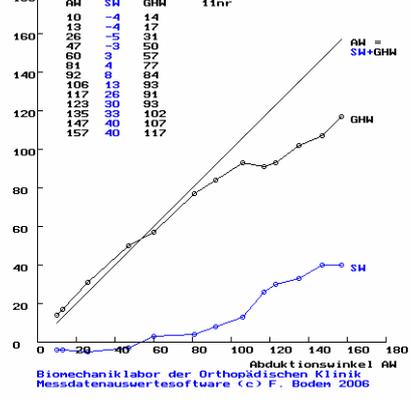
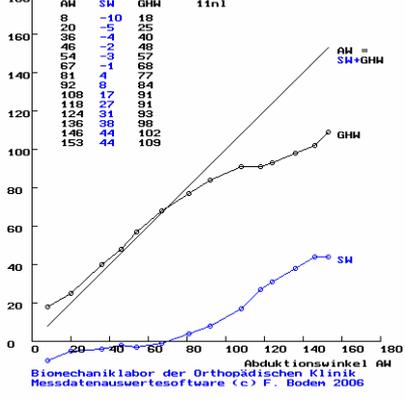
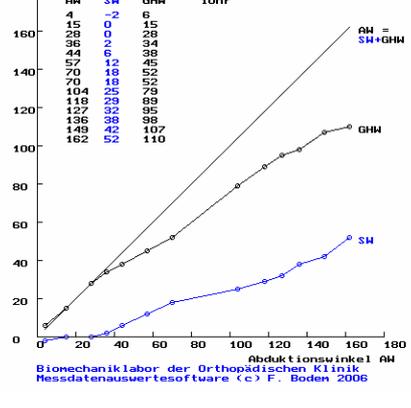
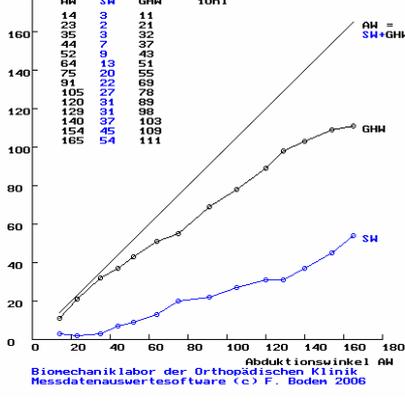
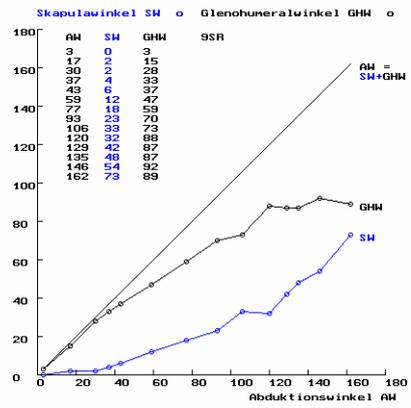
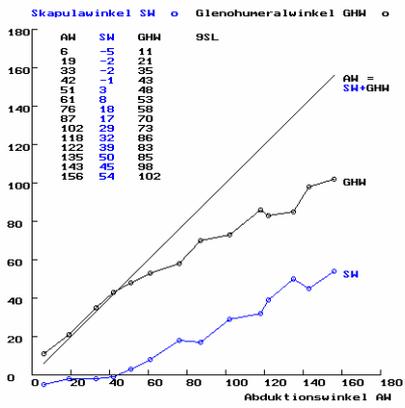
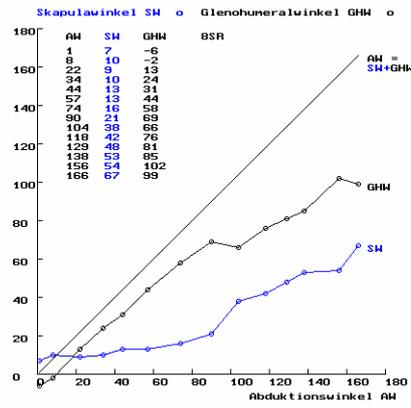
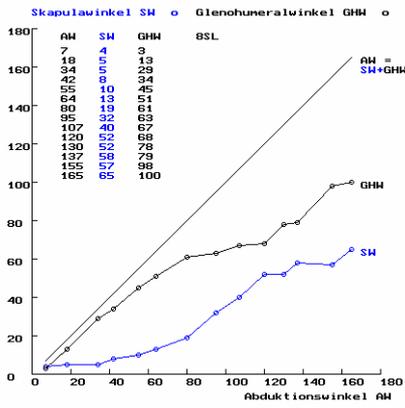
Lochfolge der Wand

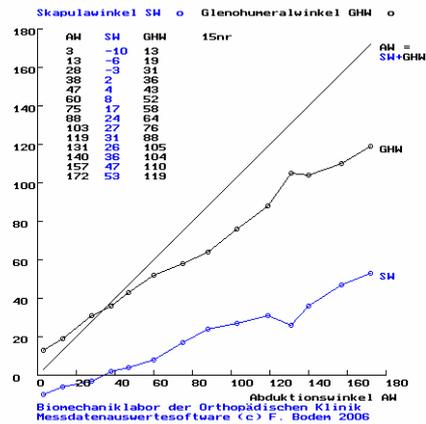
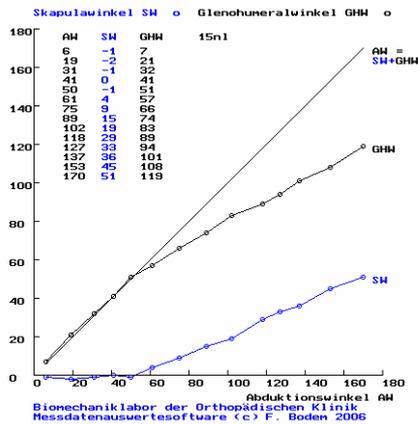
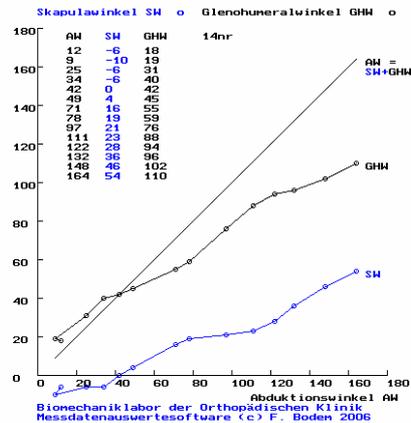
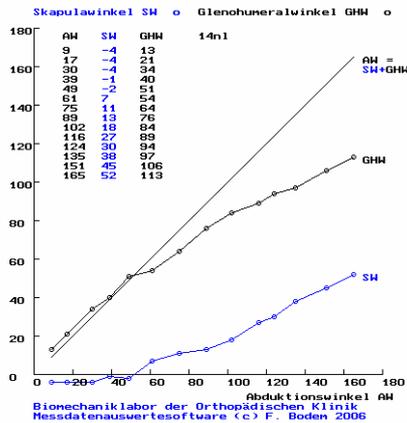
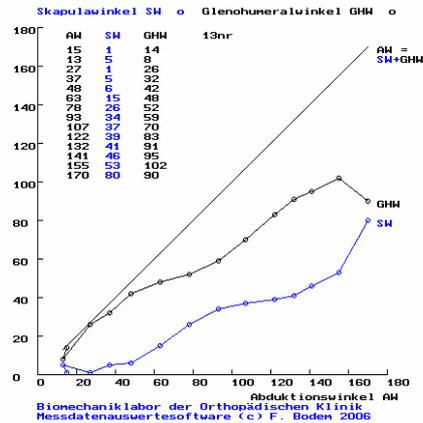
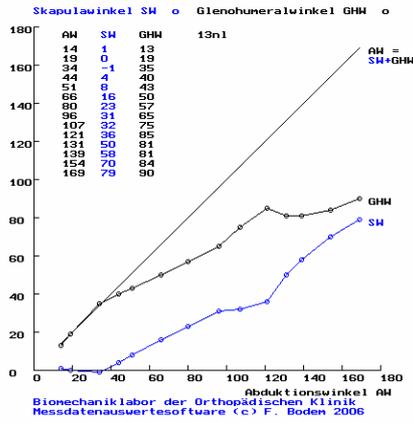
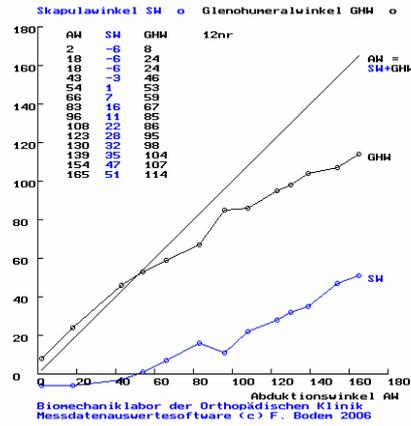
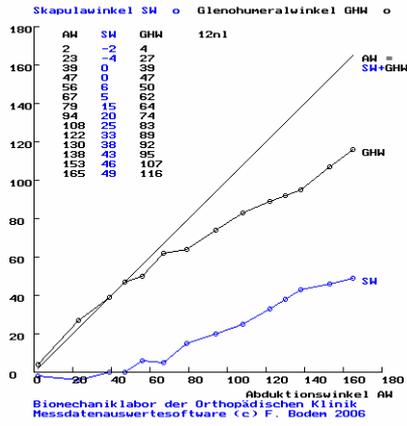
	Links	Rechts
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		

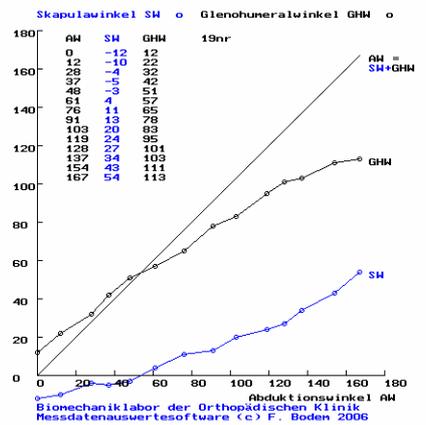
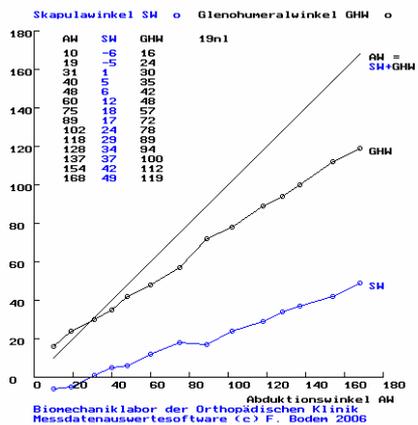
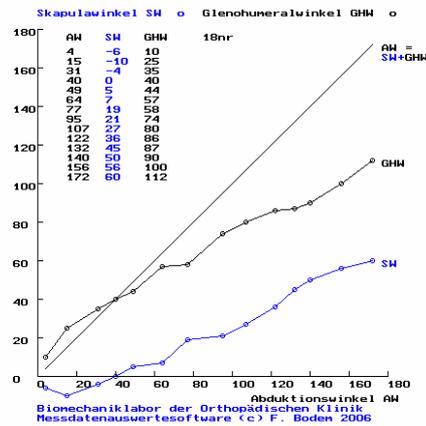
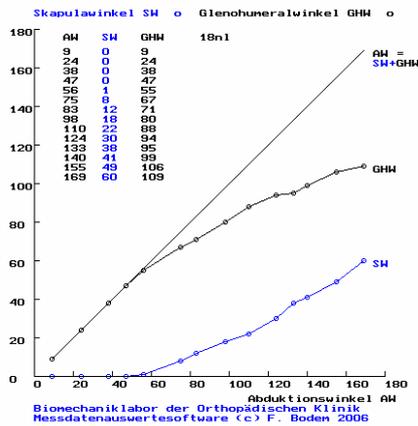
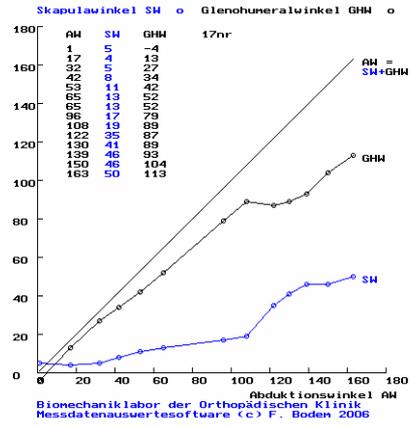
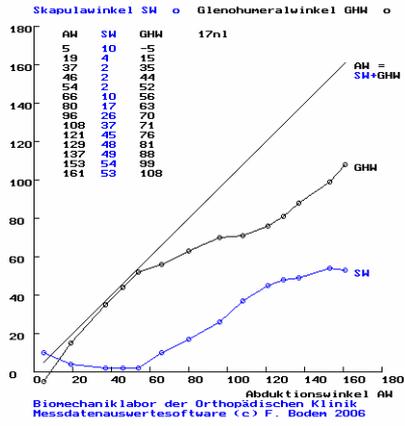
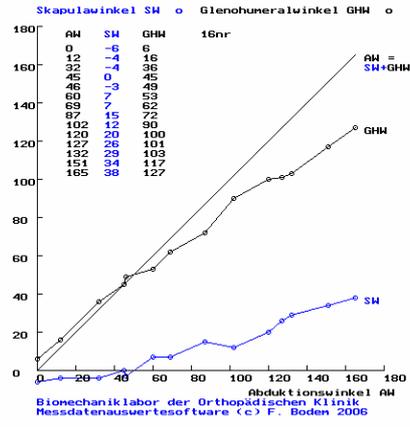
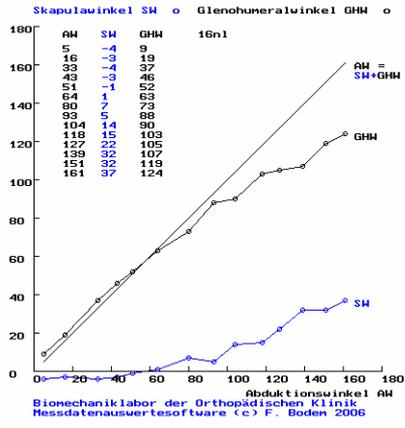
7.3 Grafiken

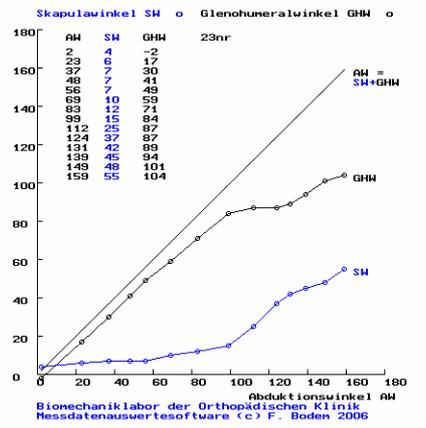
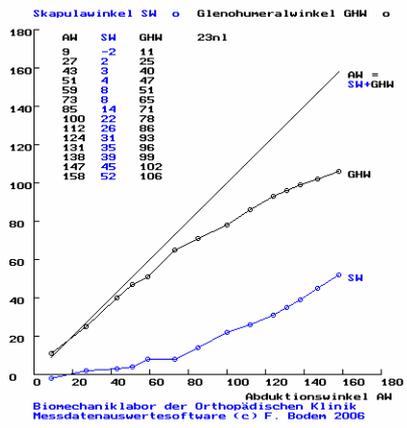
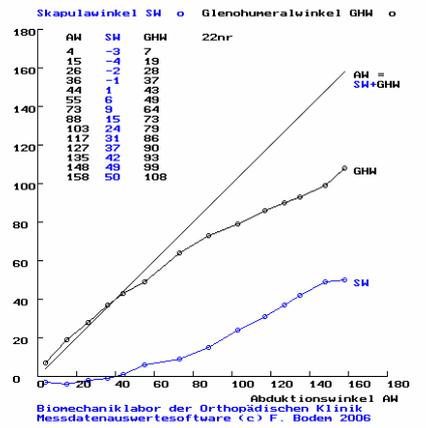
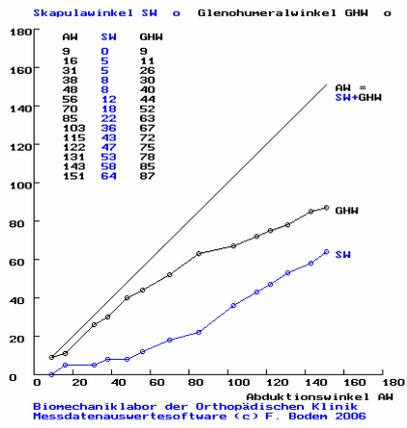
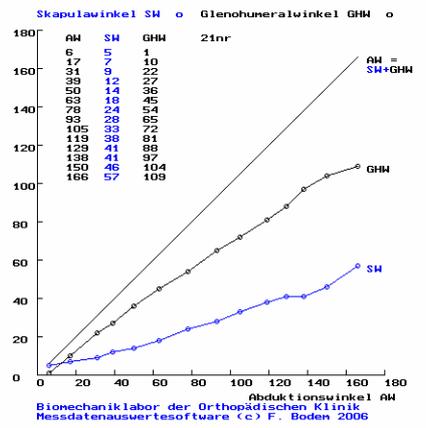
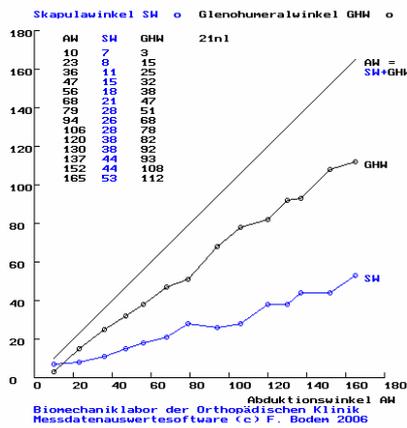
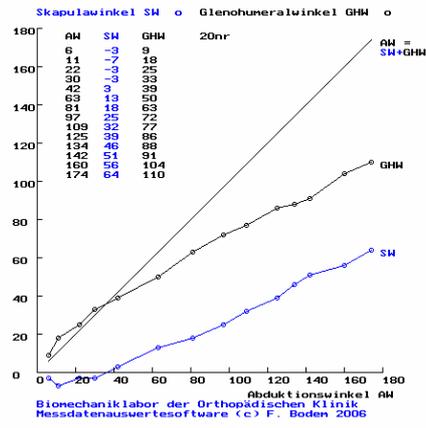
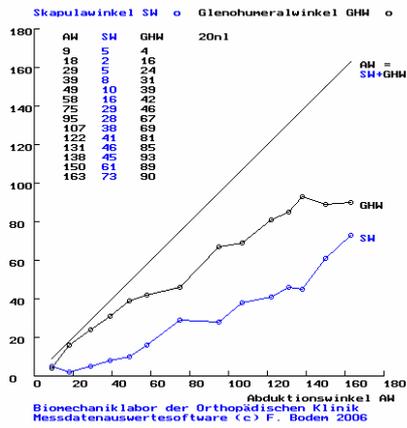


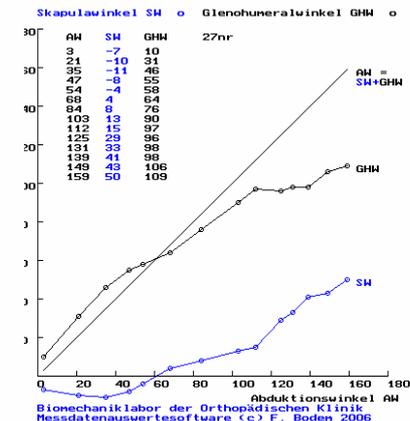
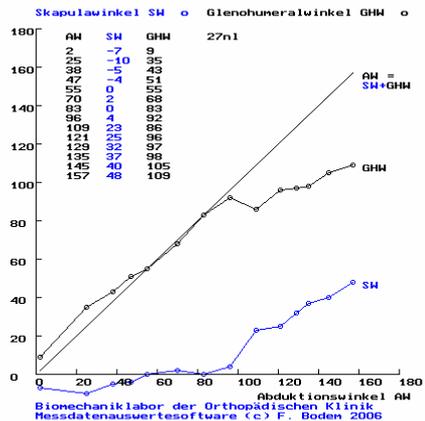
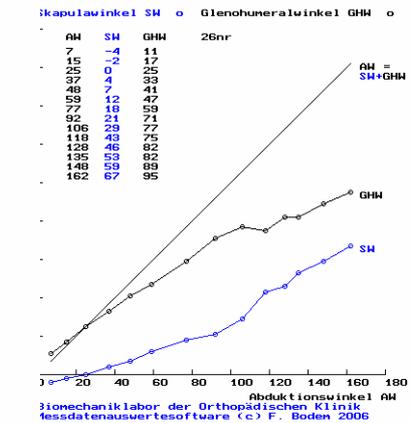
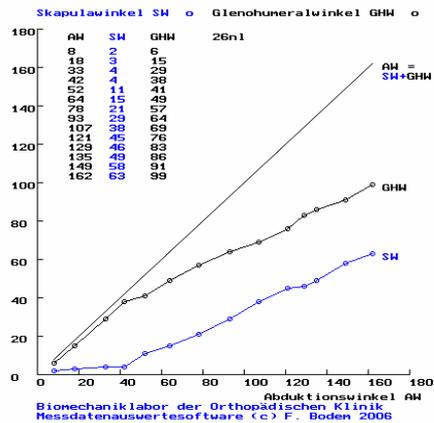
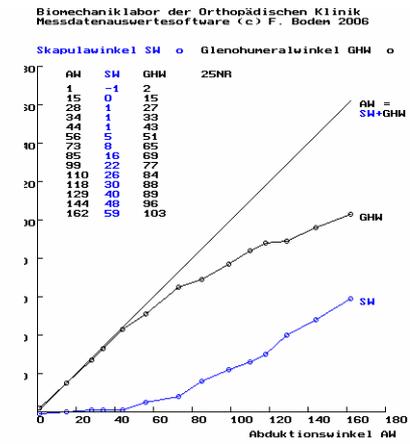
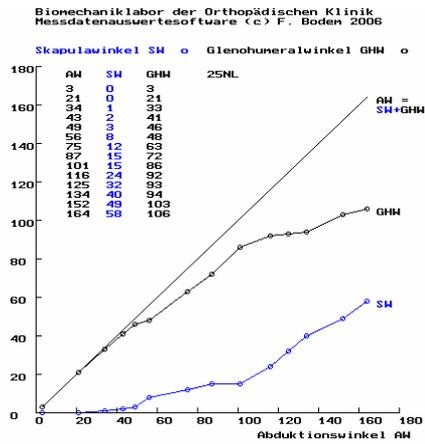
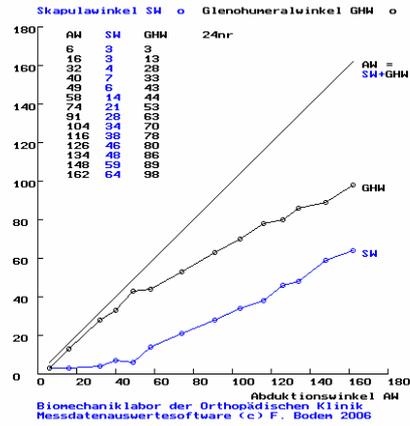
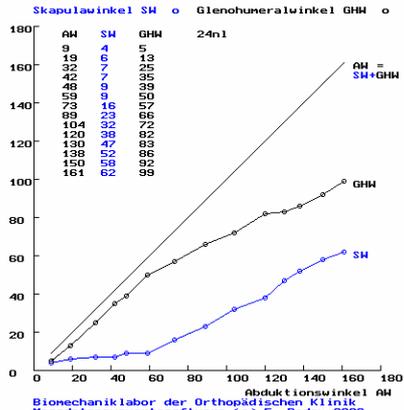


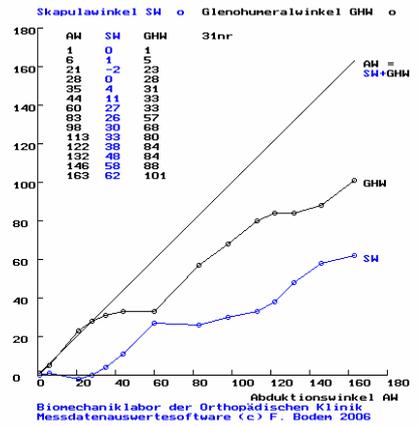
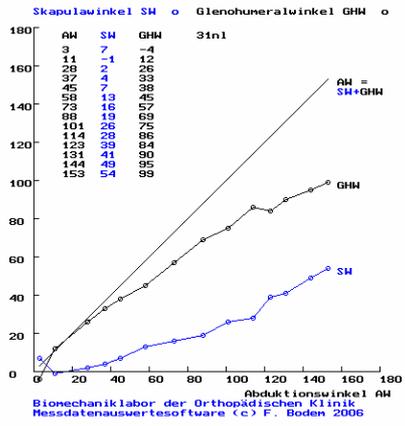
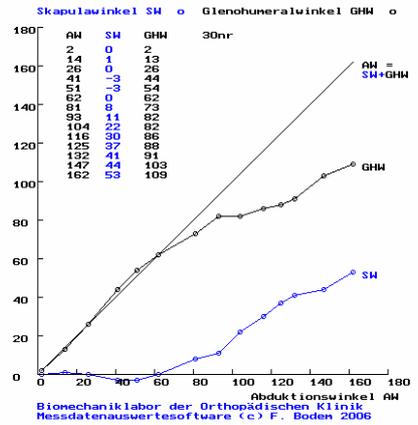
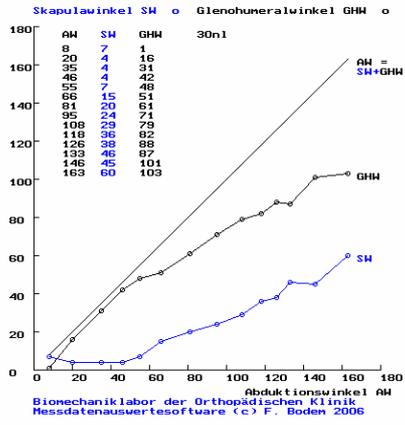
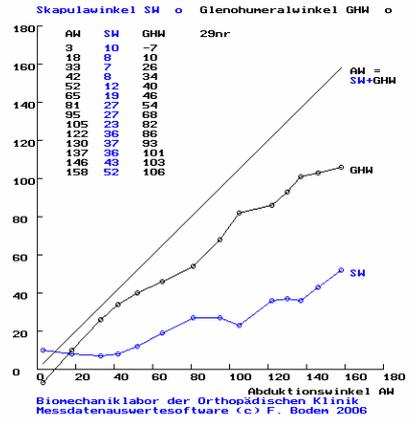
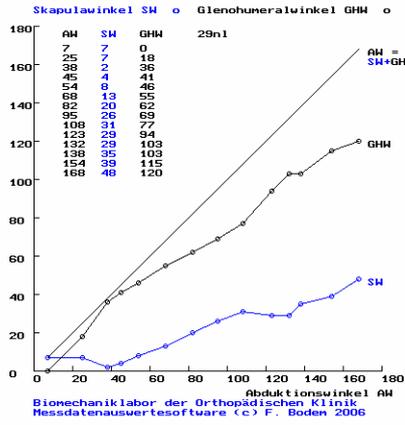
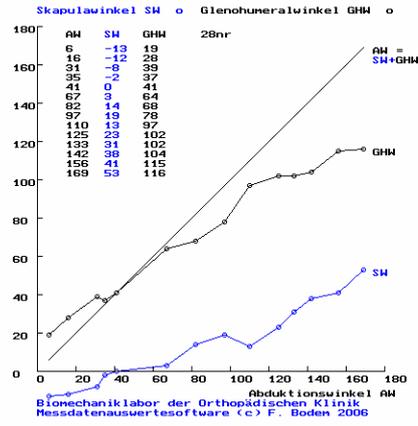
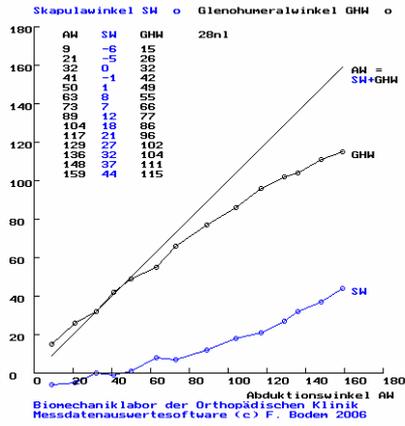


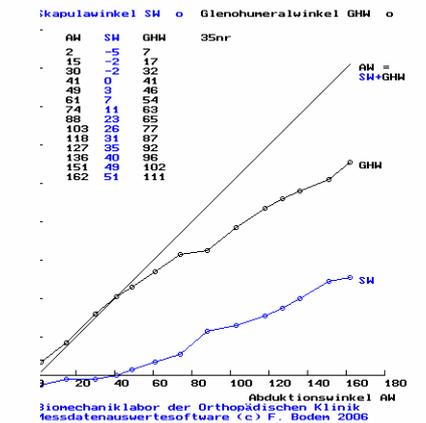
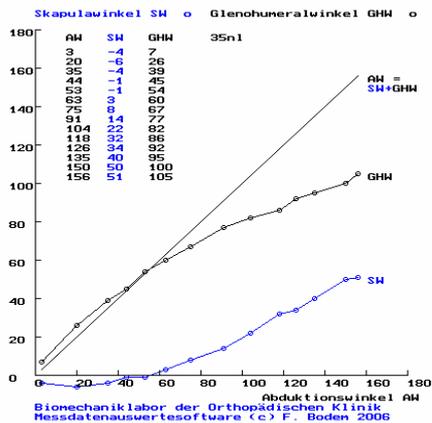
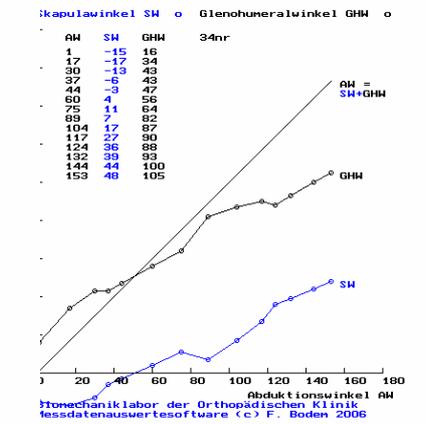
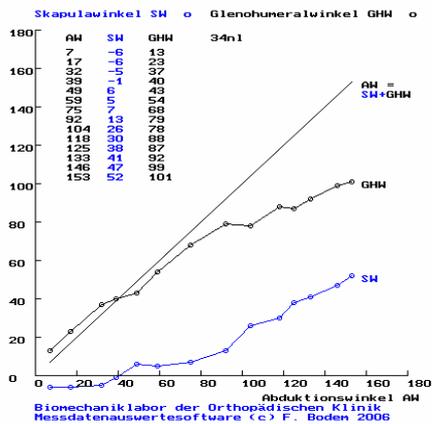
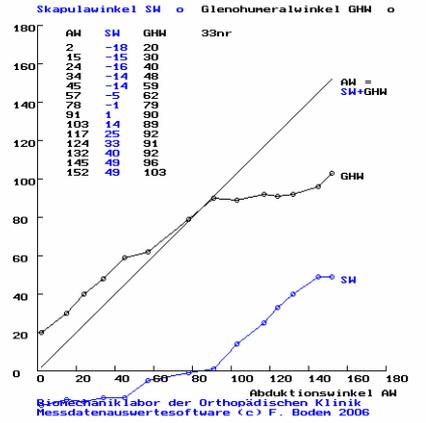
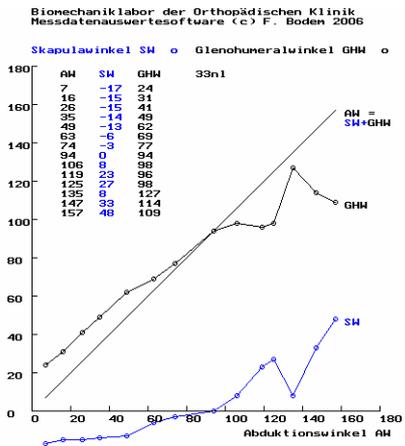
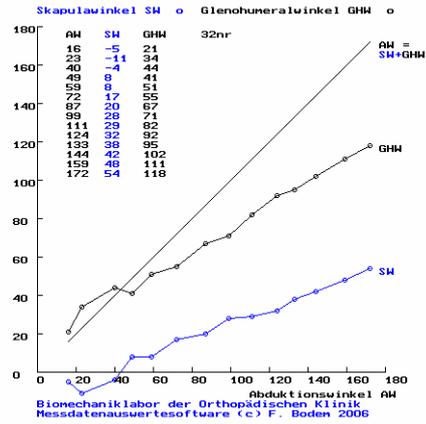
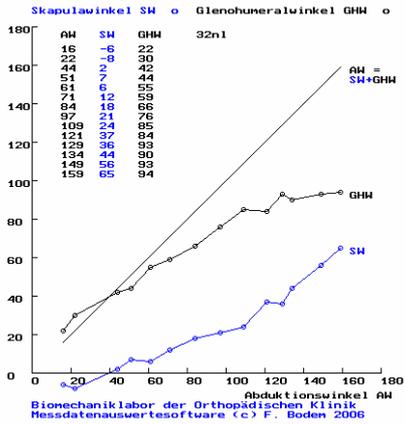


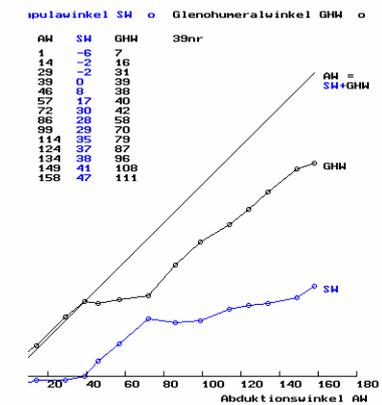
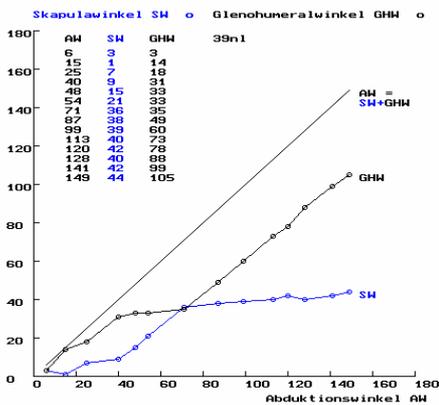
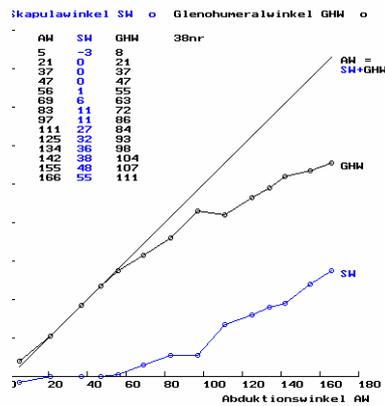
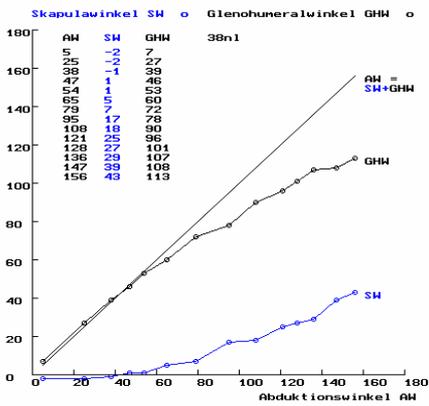
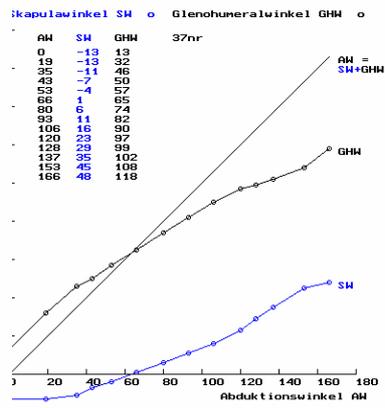
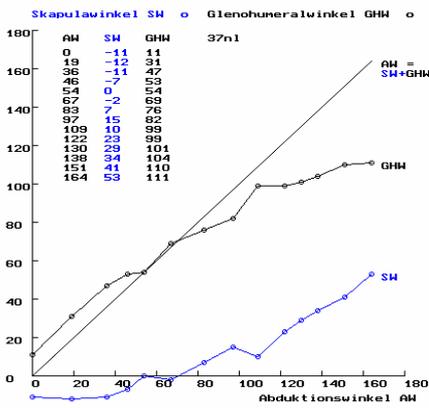
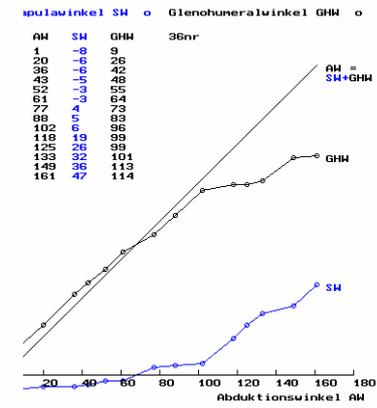
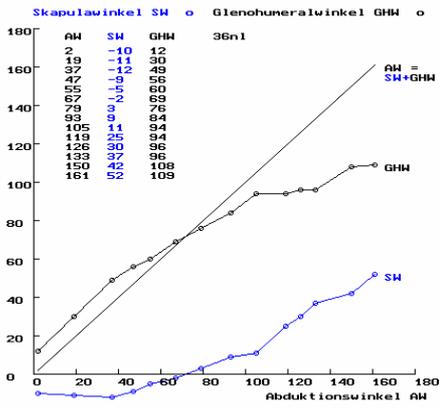


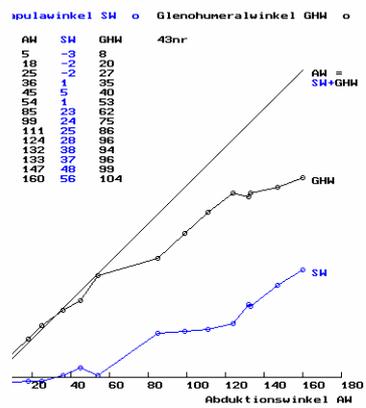
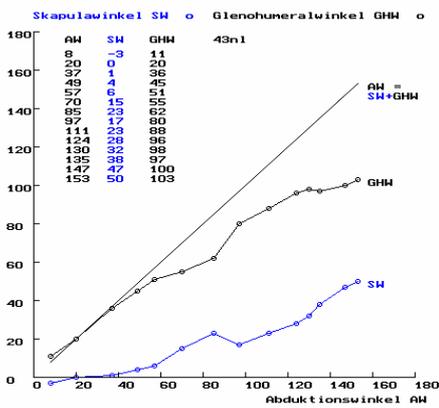
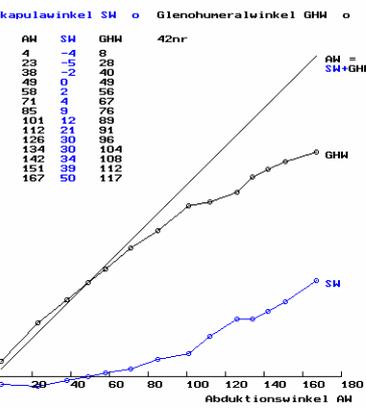
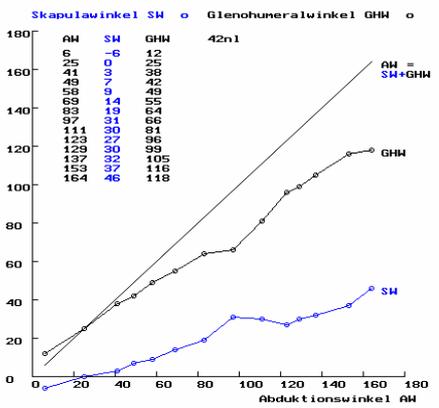
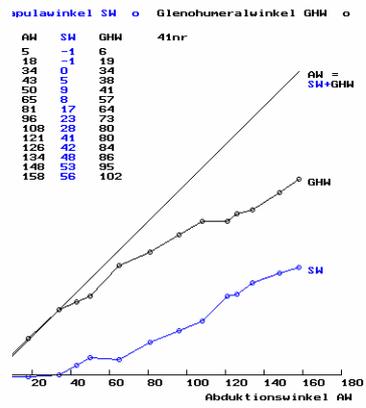
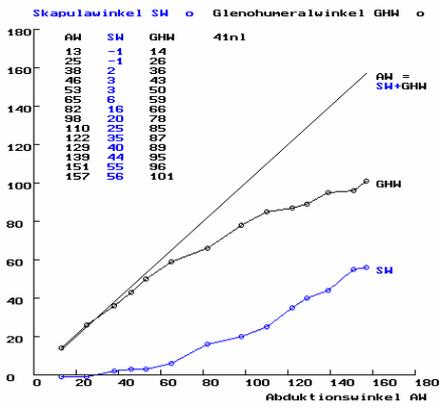
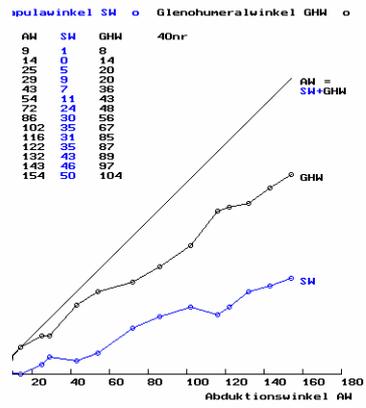
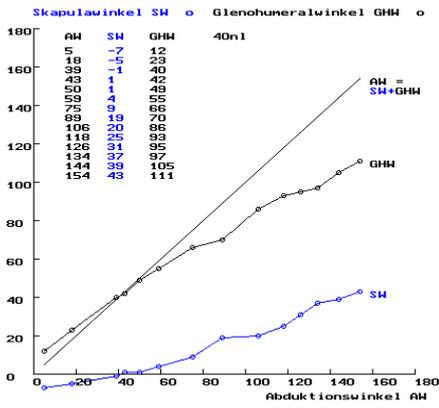


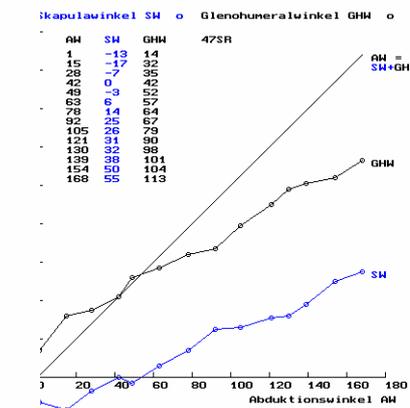
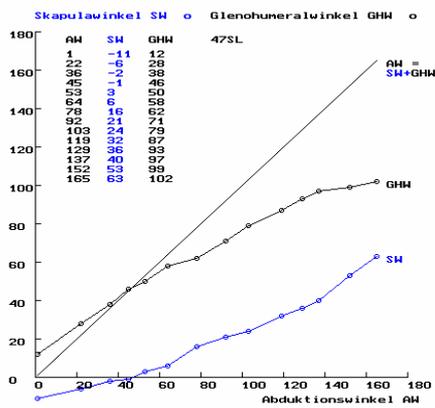
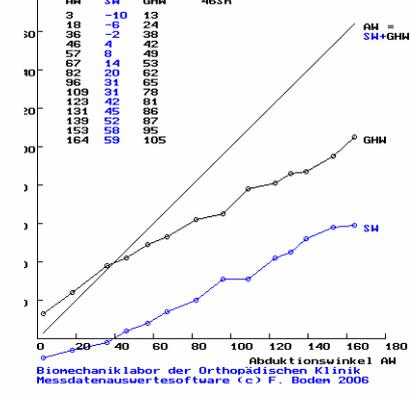
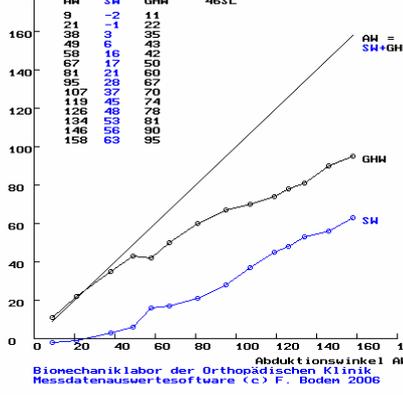
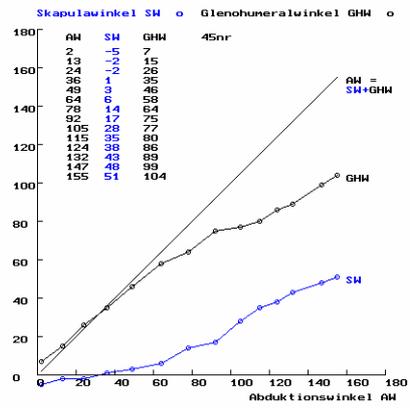
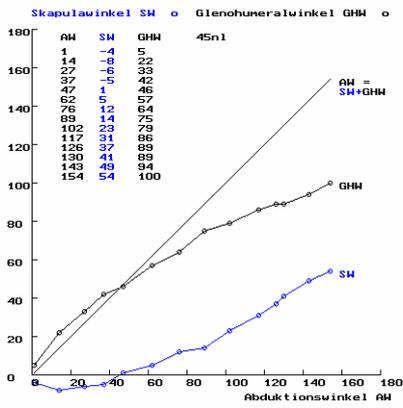
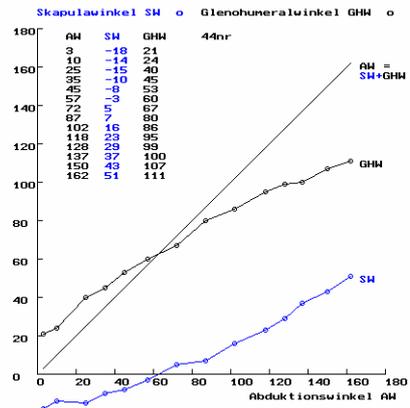
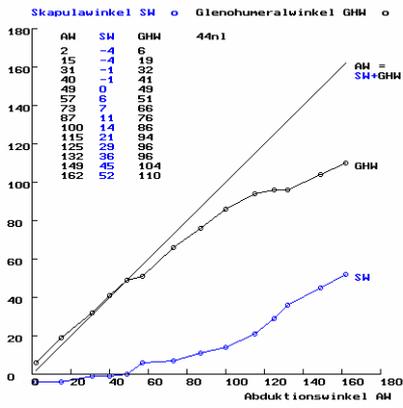


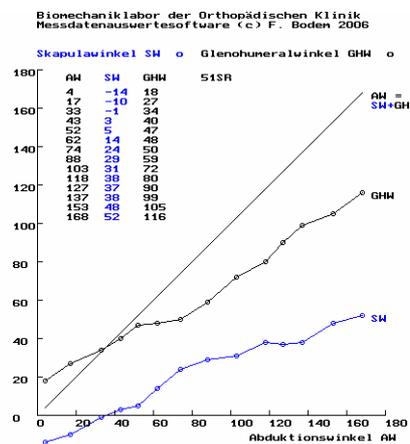
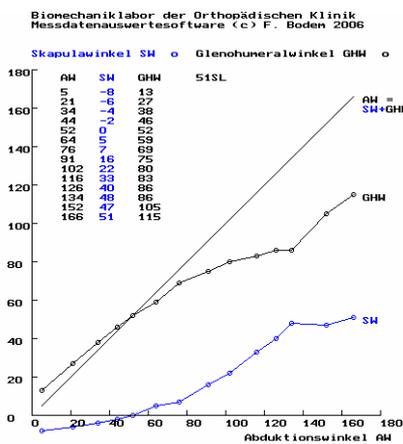
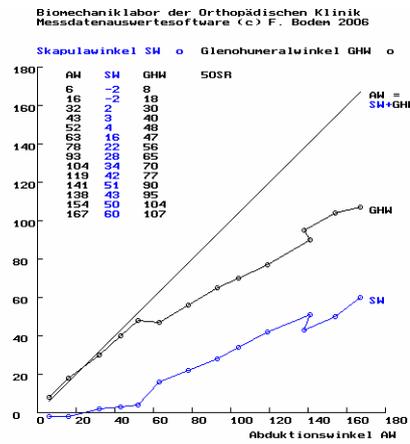
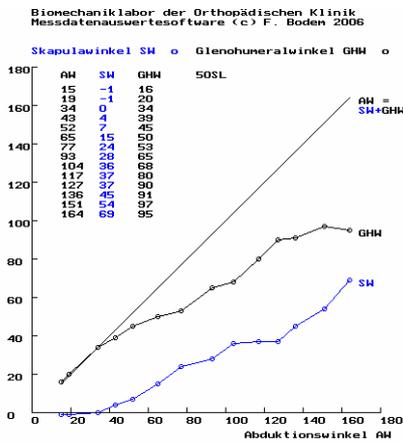
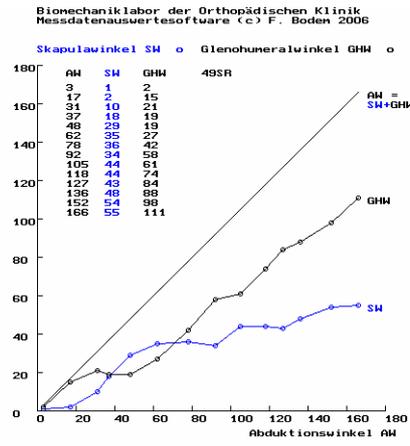
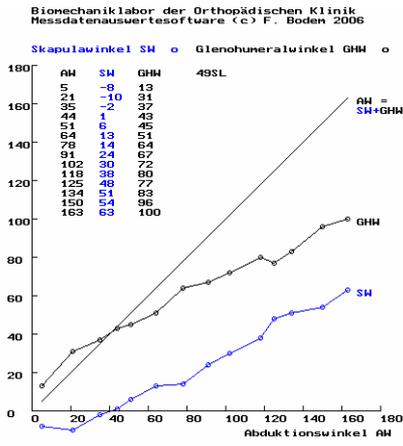
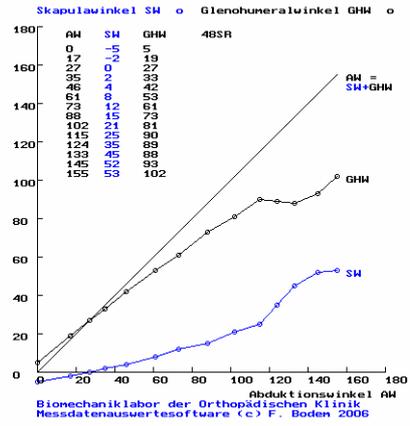
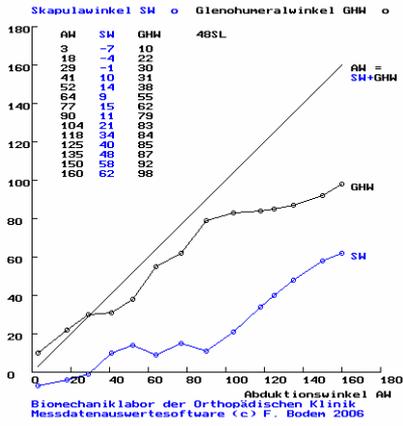


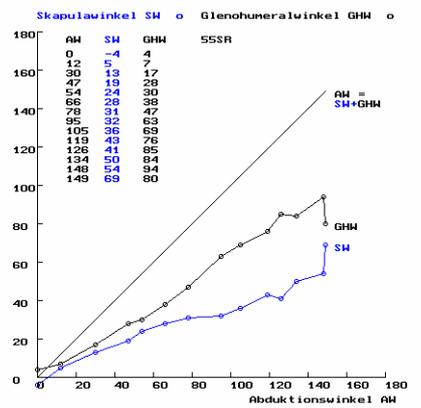
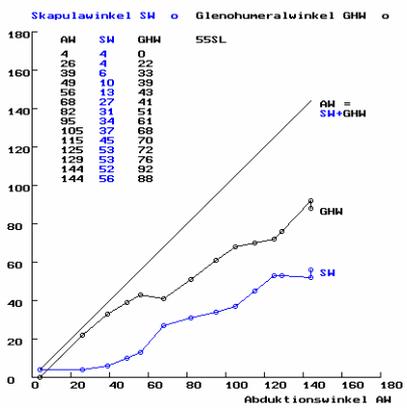
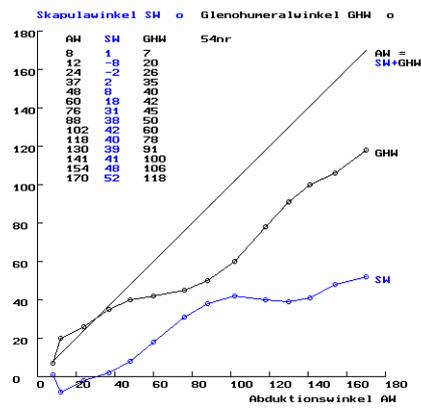
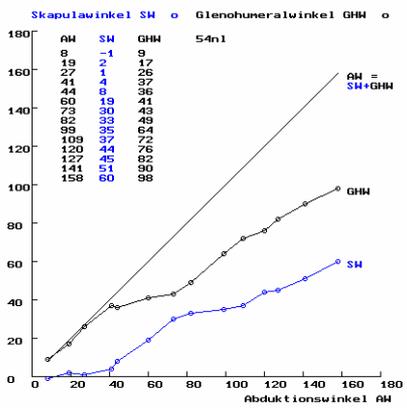
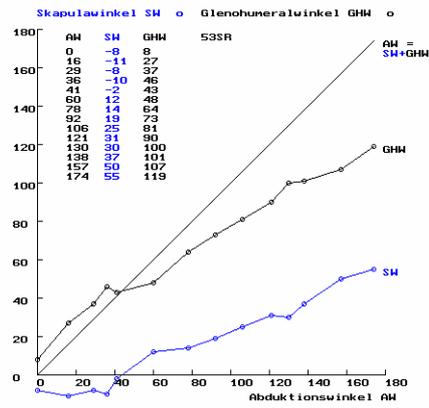
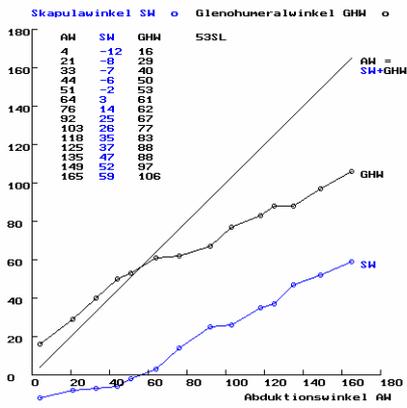
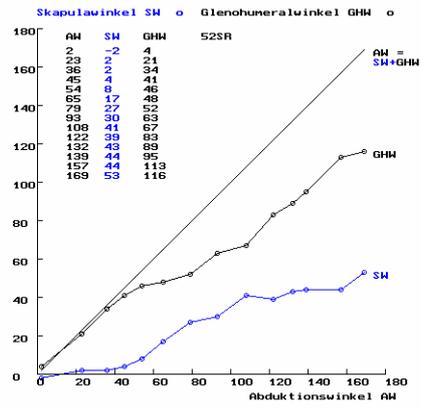
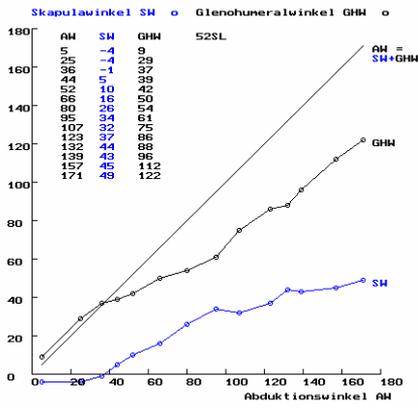


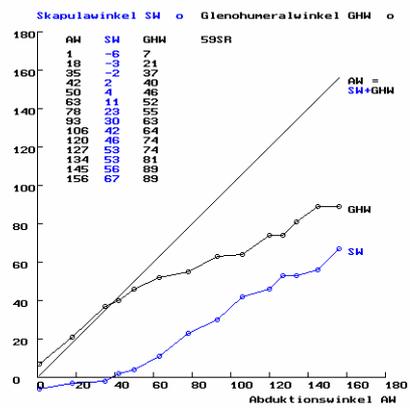
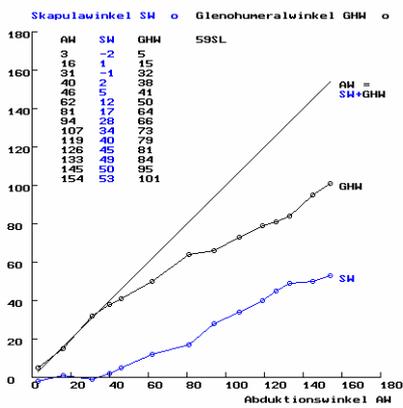
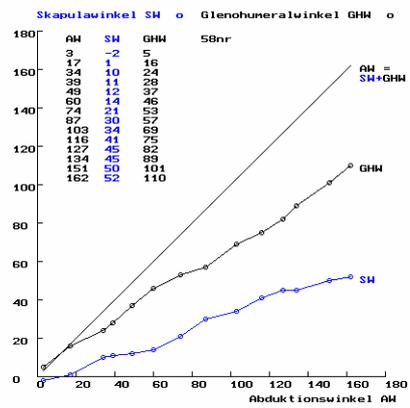
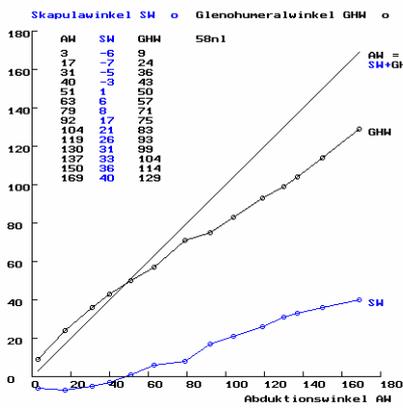
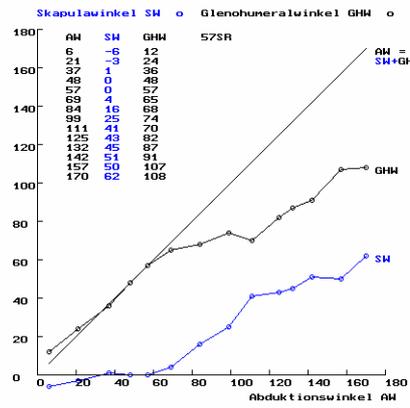
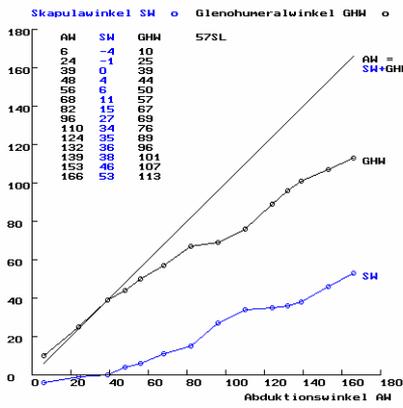
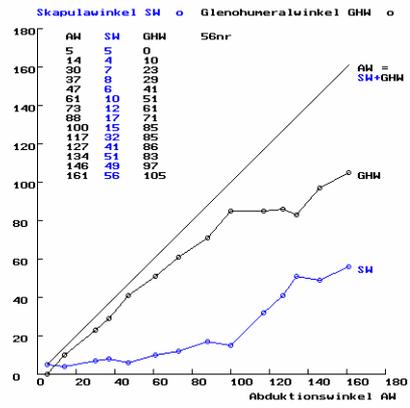
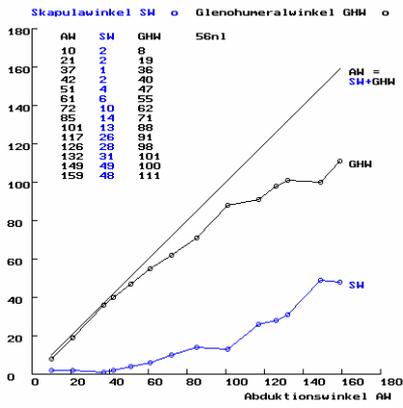


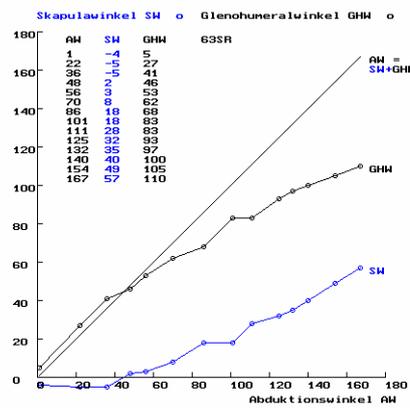
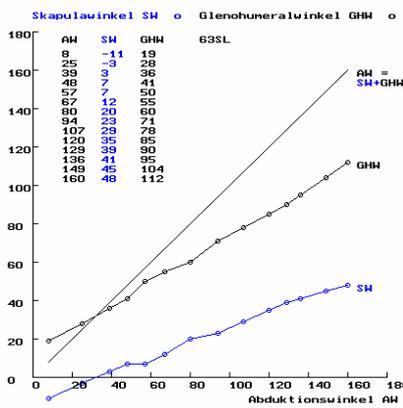
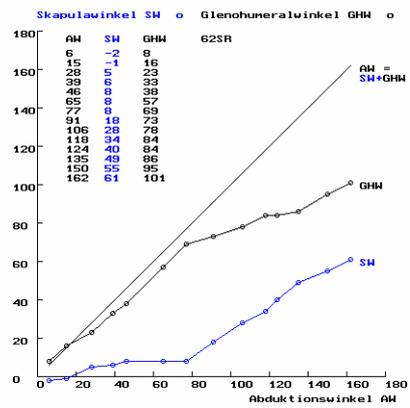
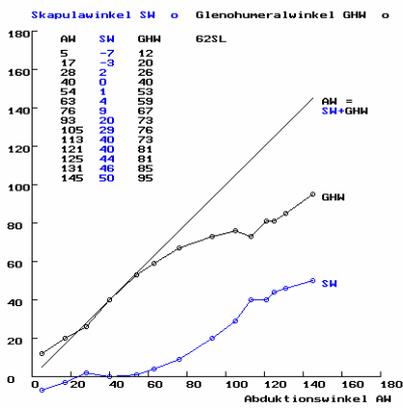
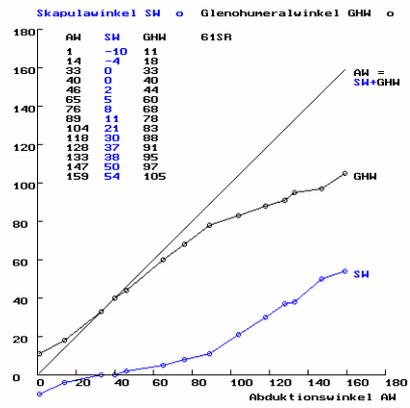
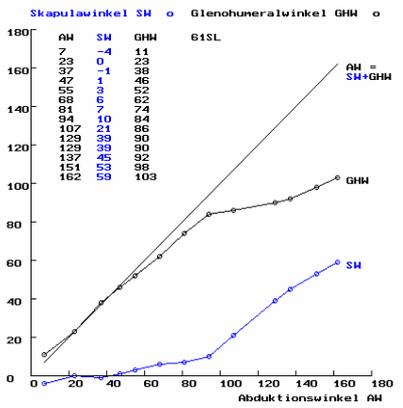
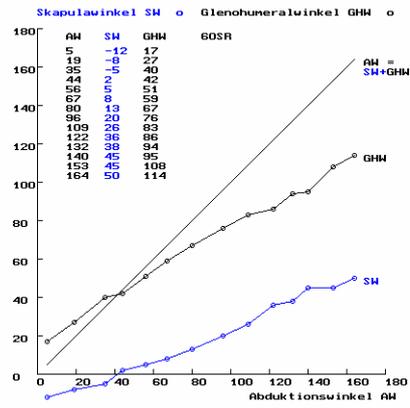
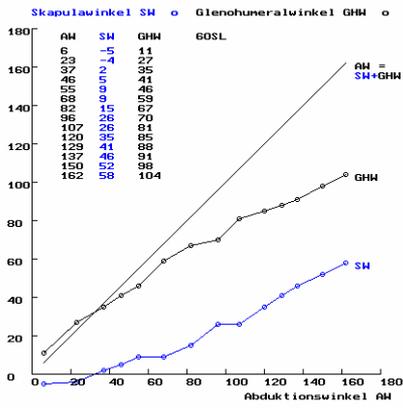


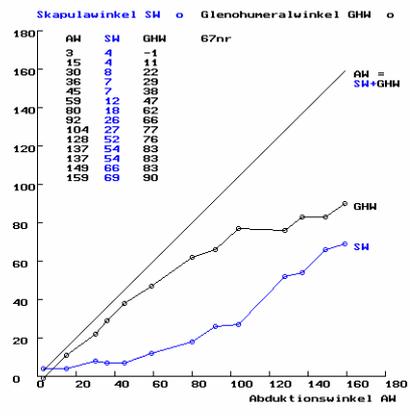
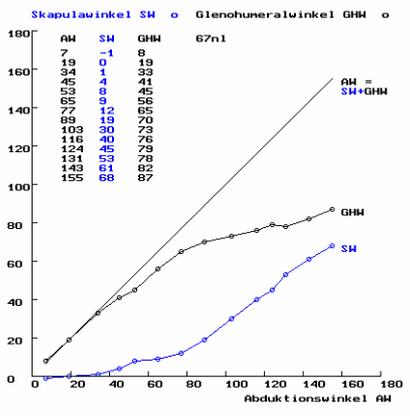
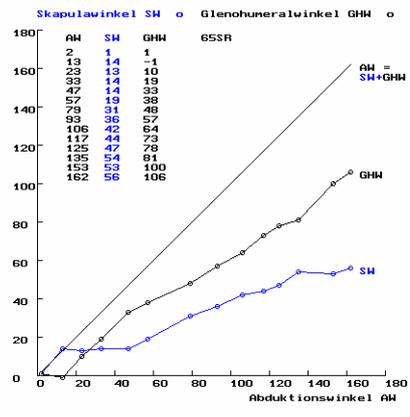
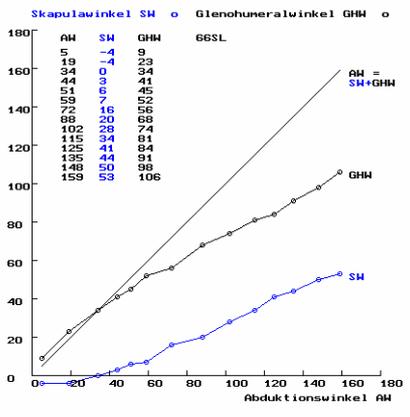
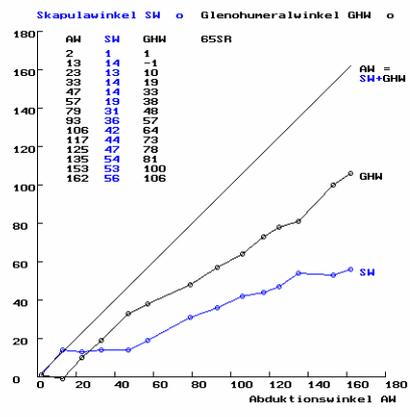
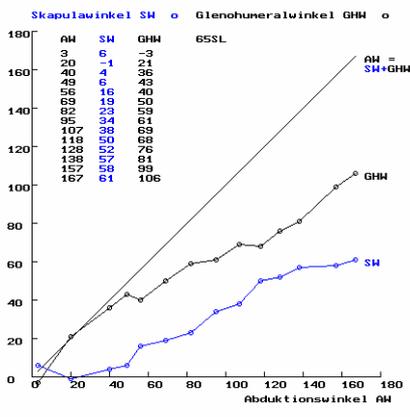
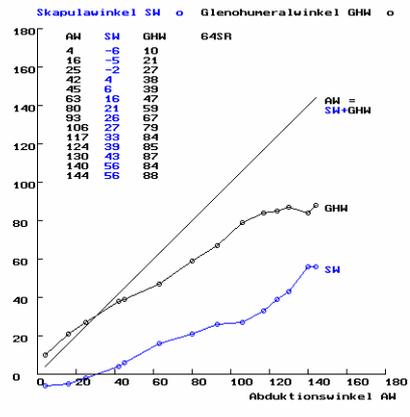
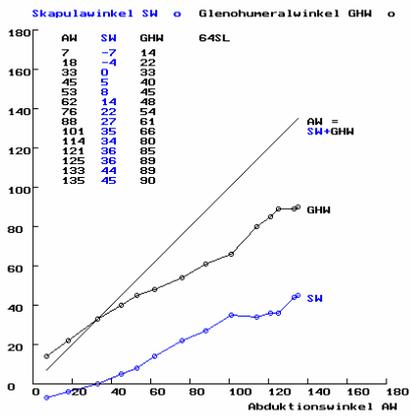


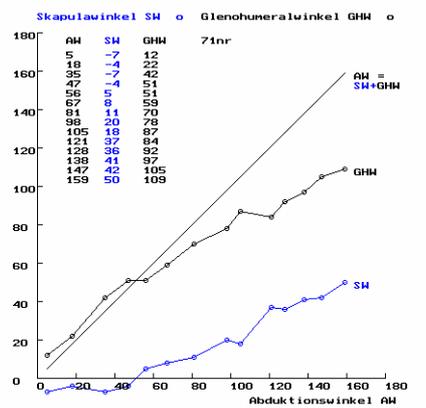
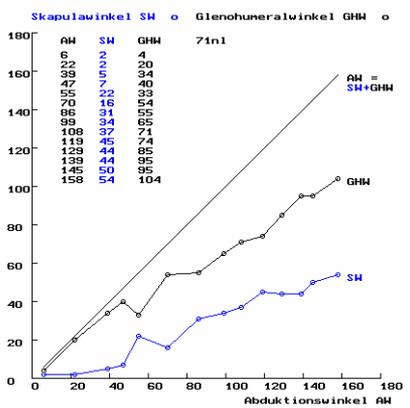
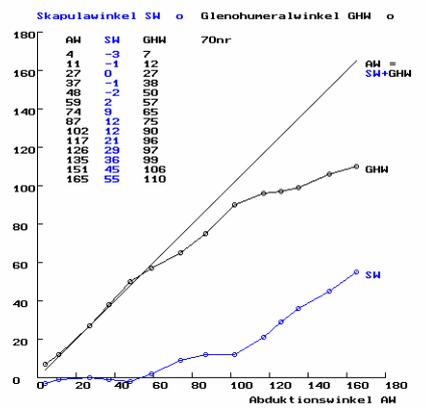
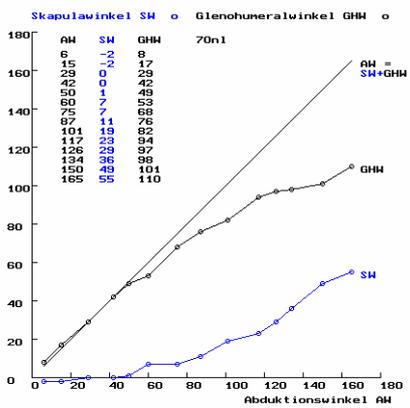
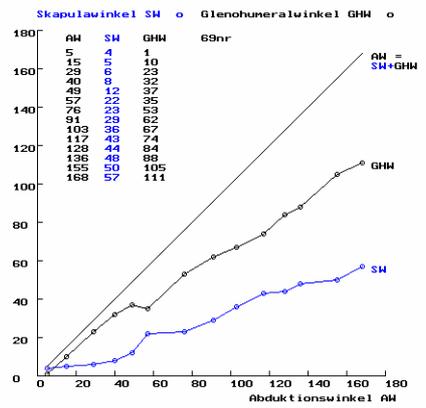
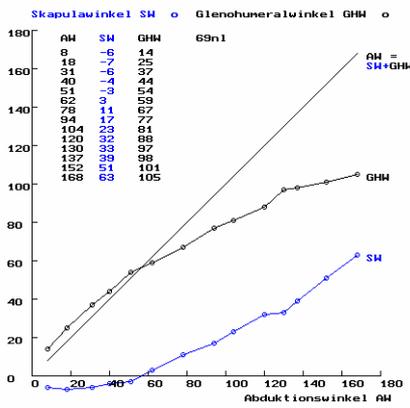
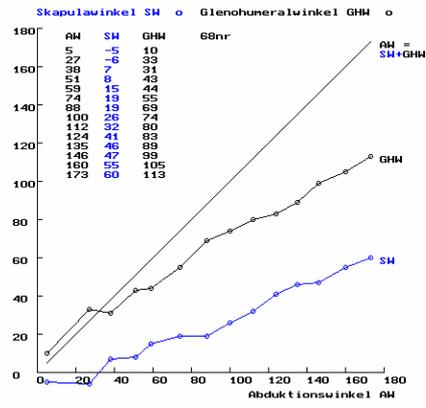
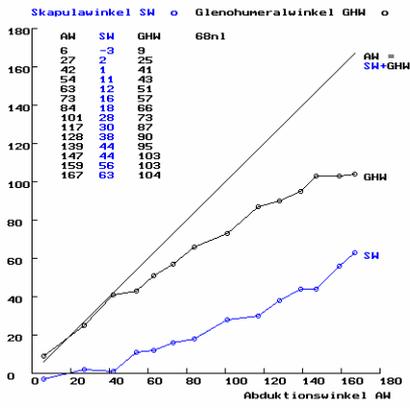


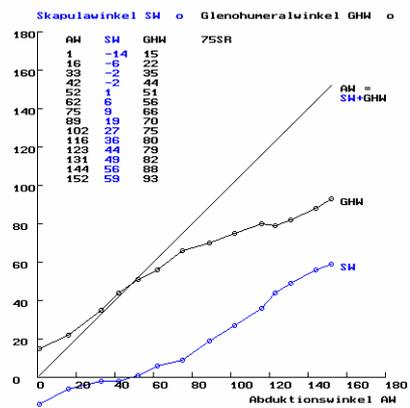
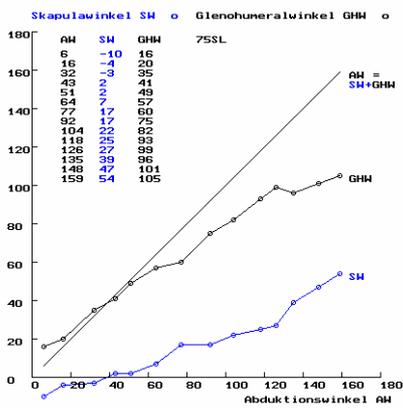
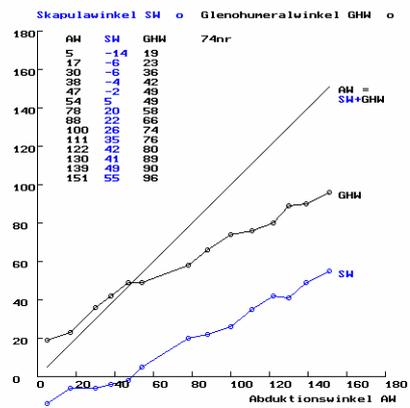
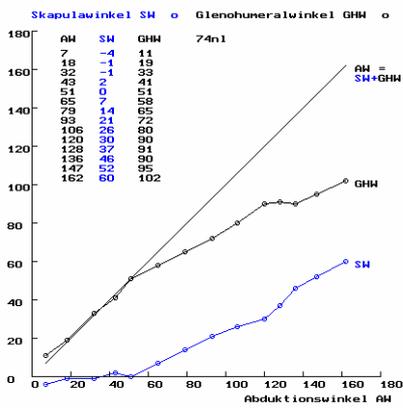
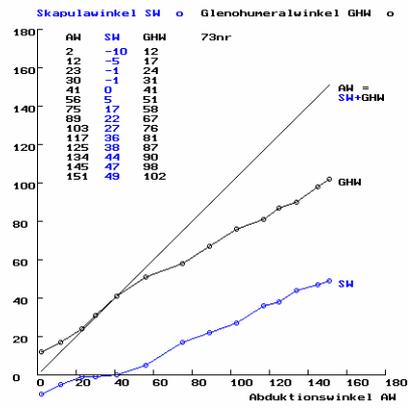
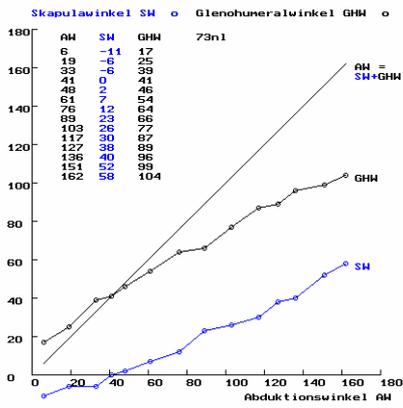
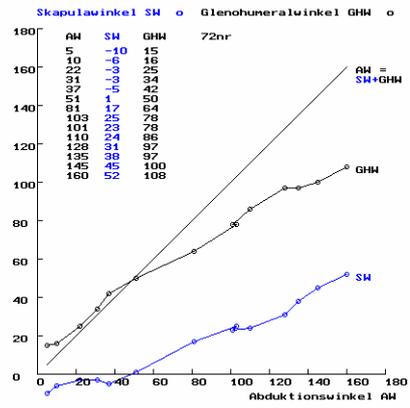
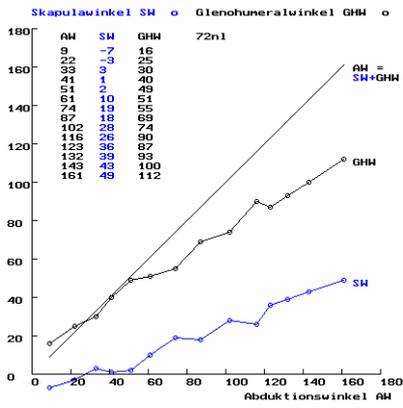


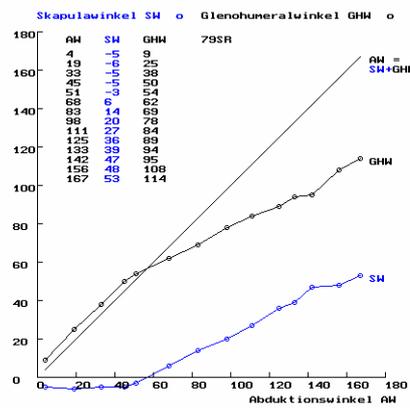
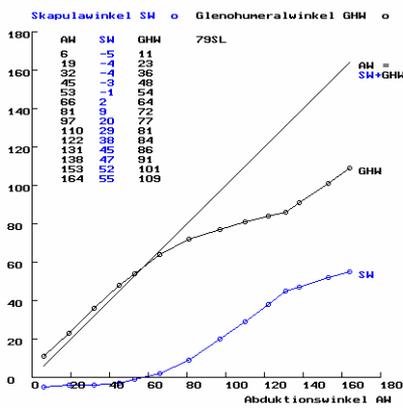
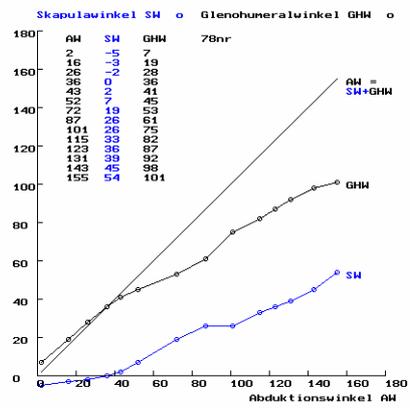
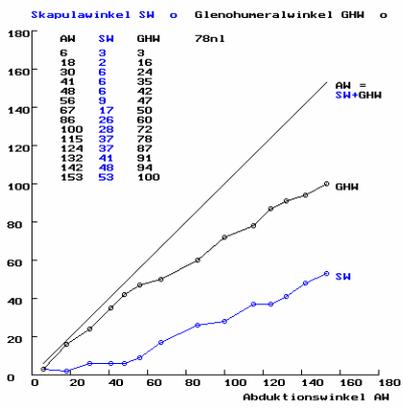
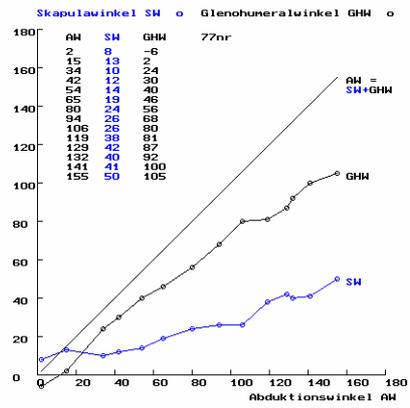
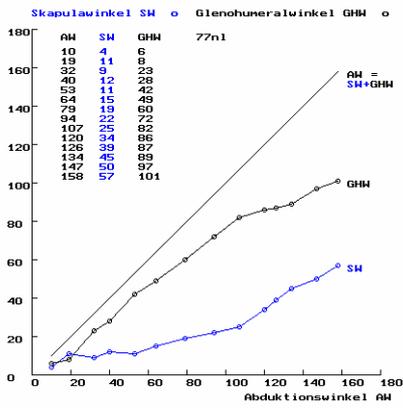
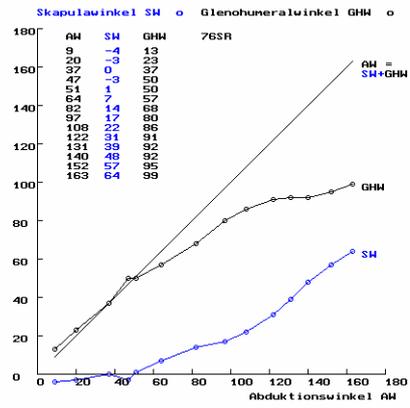
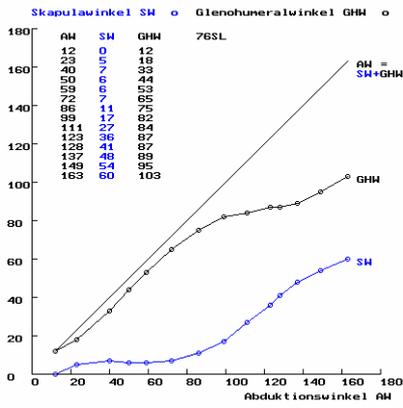




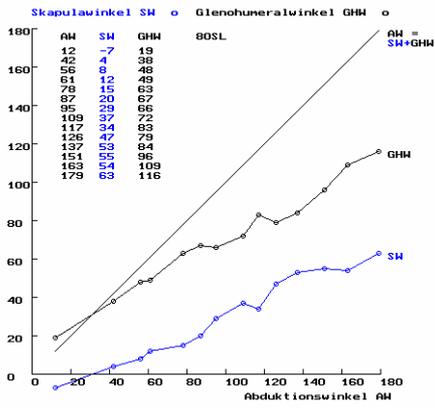




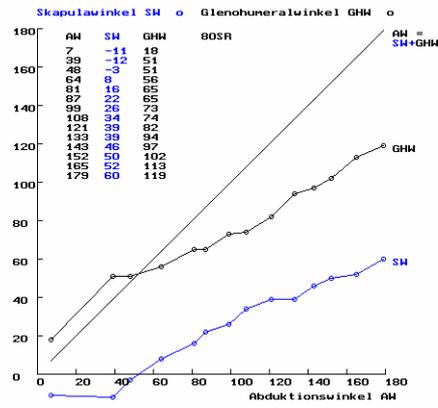




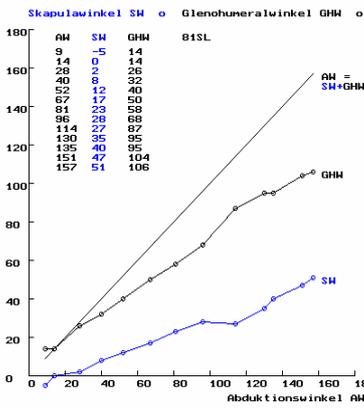
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



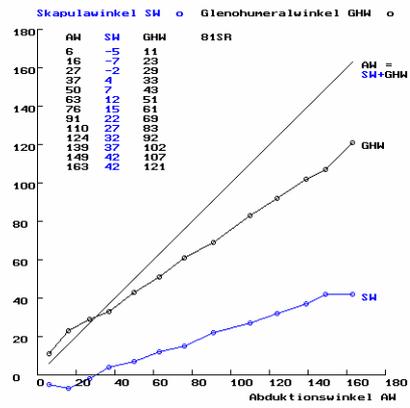
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



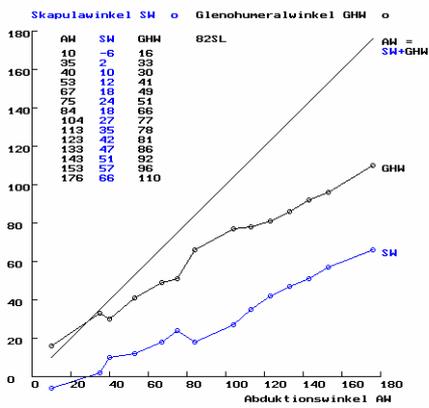
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



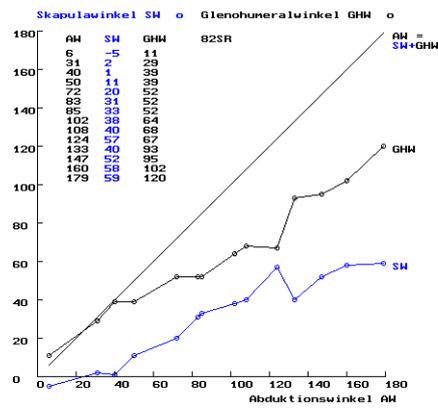
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



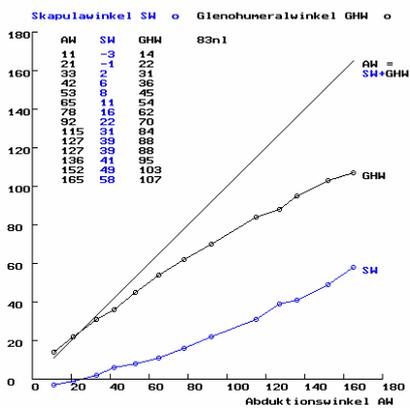
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



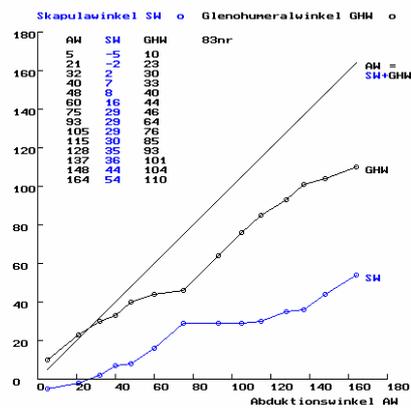
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006

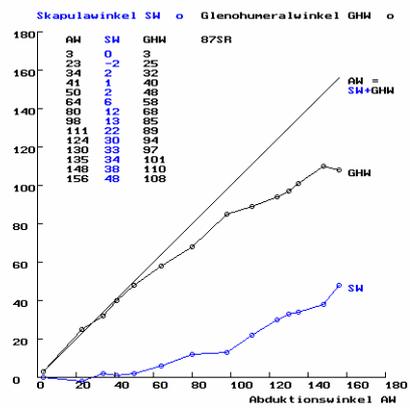
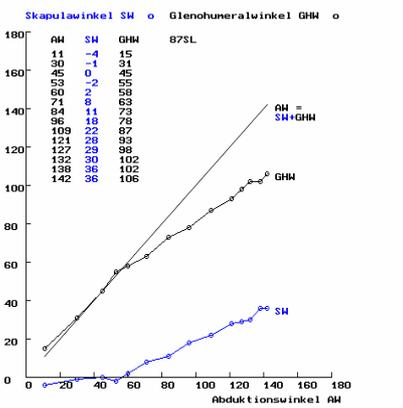
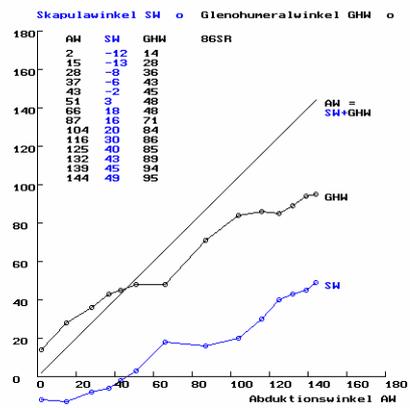
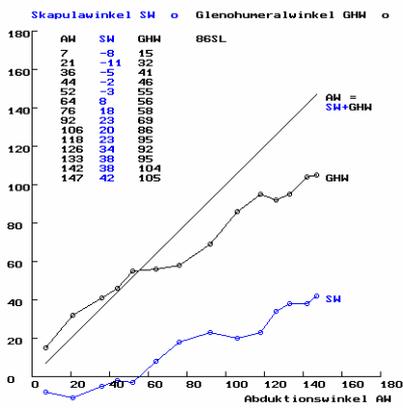
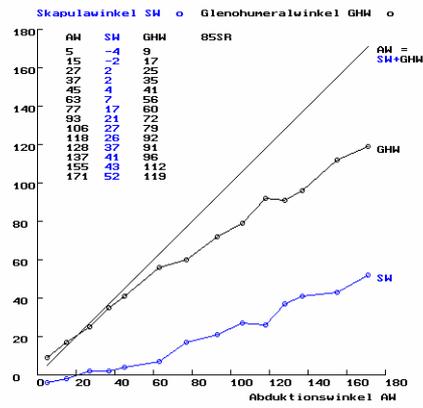
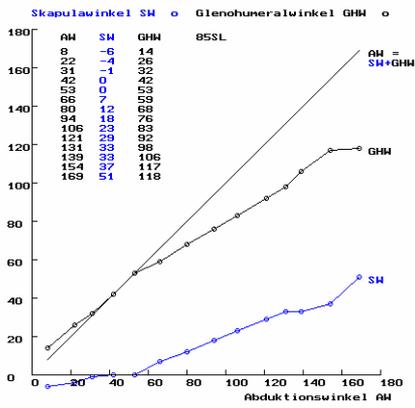
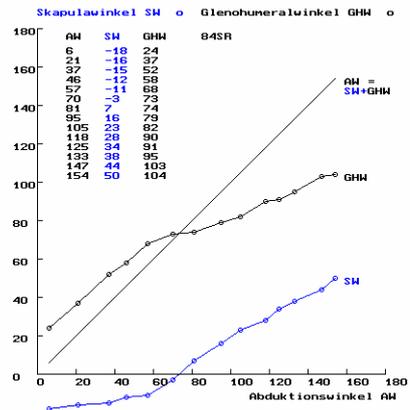
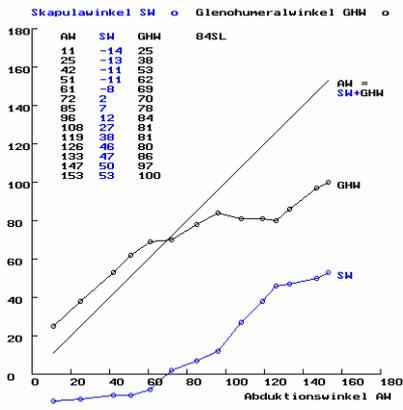


Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006

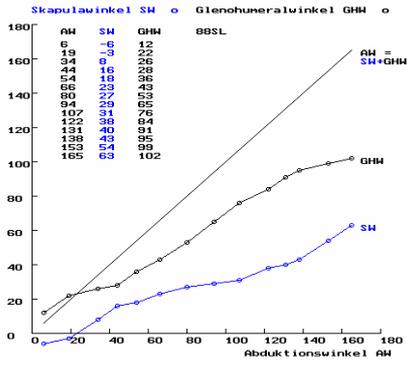


Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006

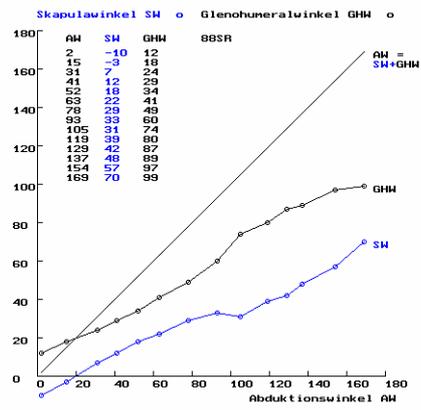




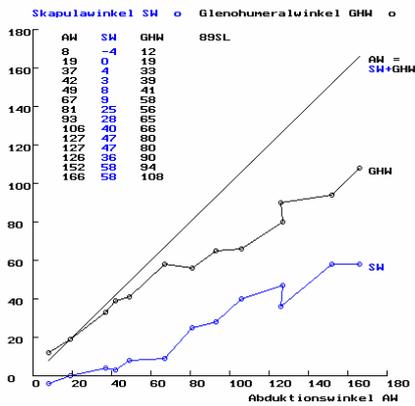
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



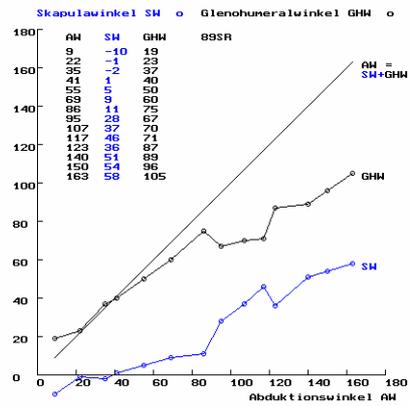
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



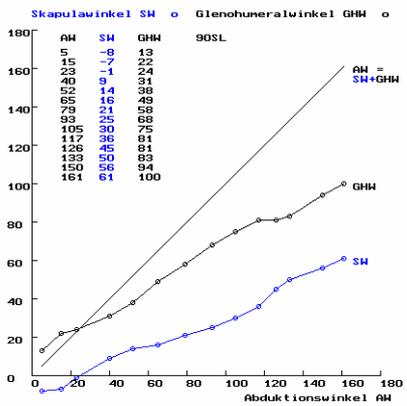
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



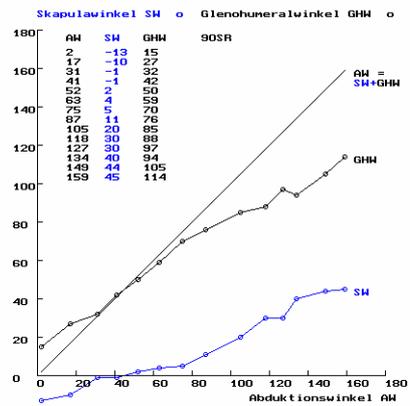
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



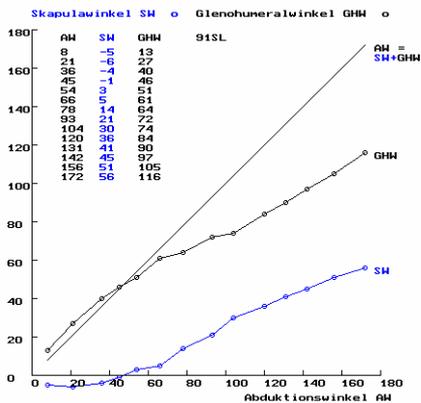
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006



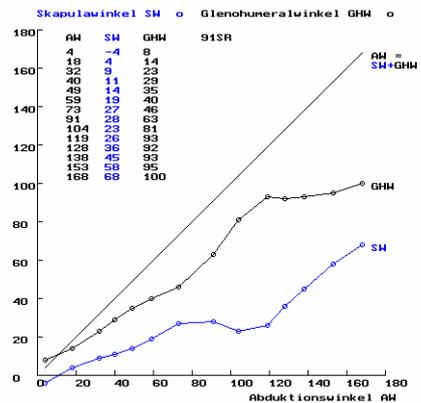
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006

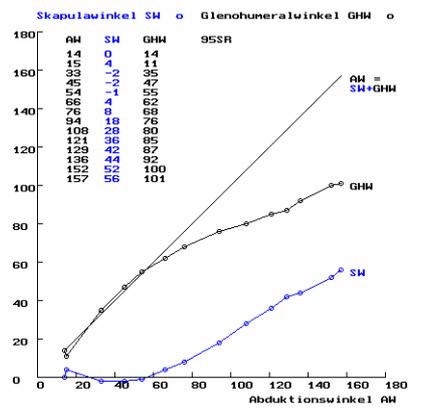
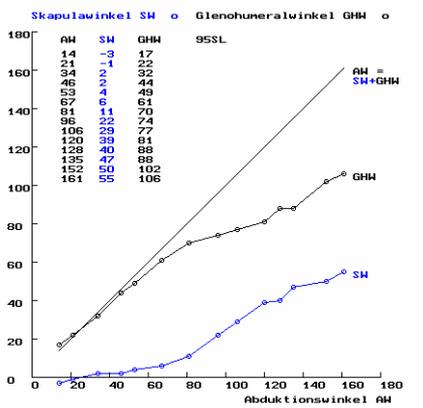
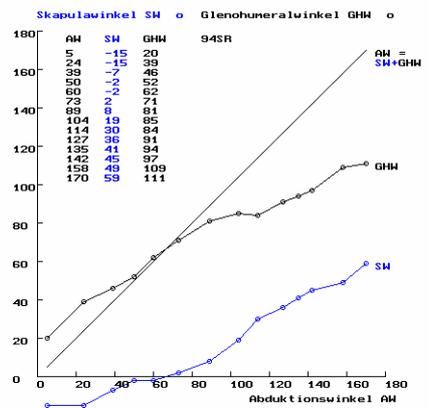
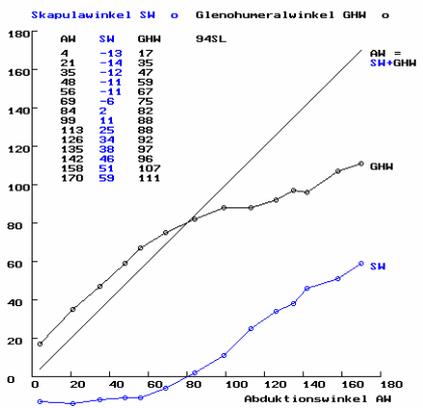
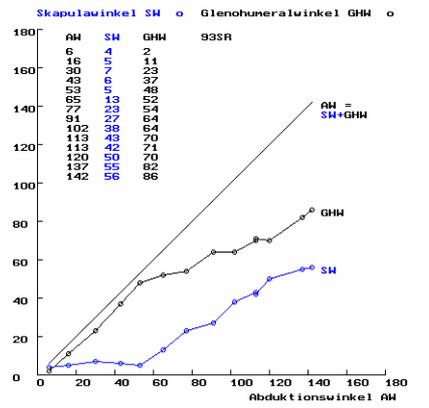
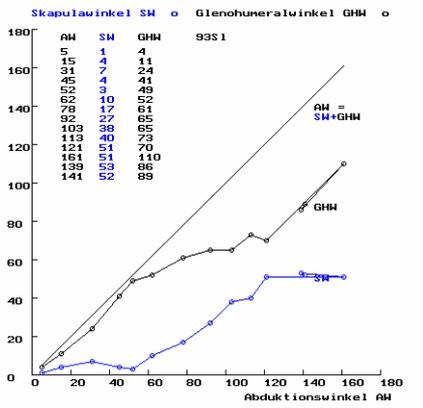
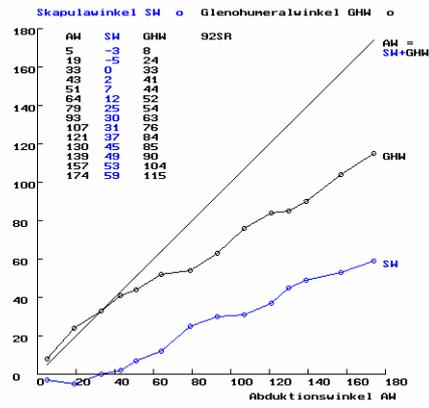
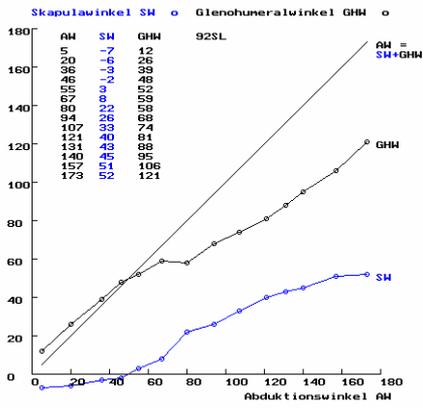


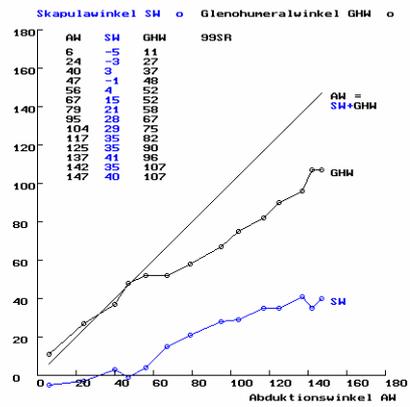
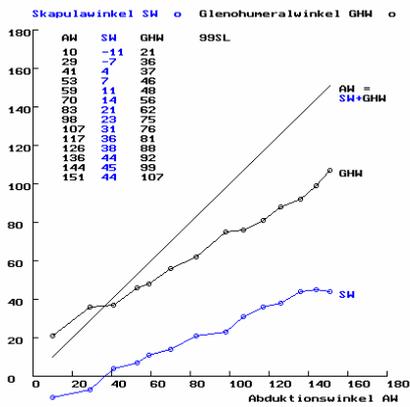
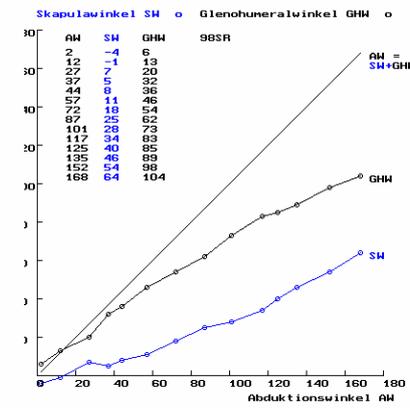
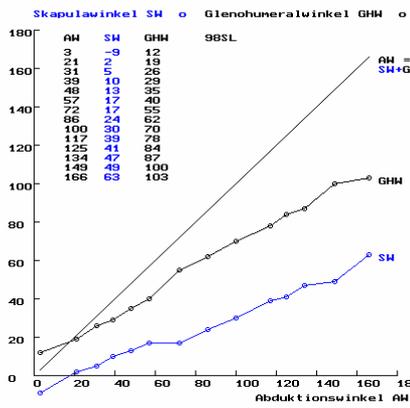
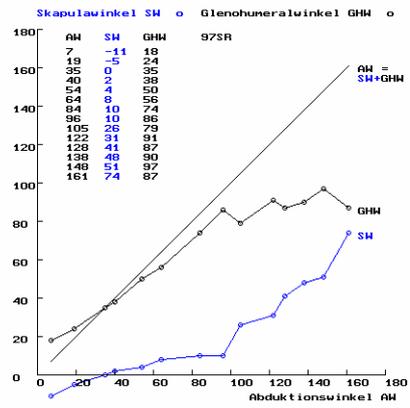
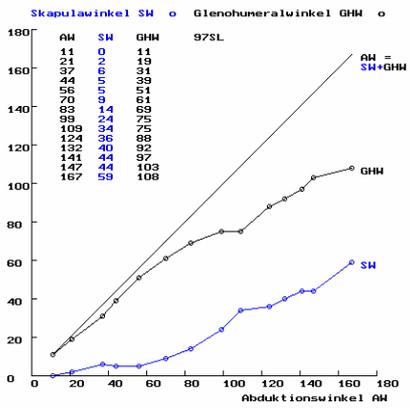
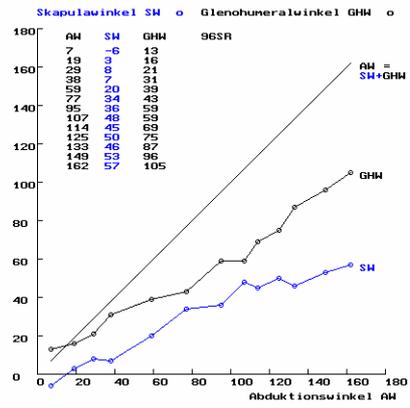
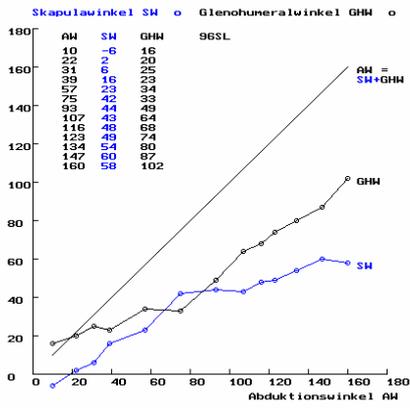
Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006

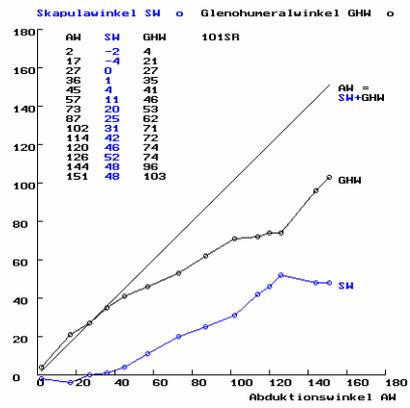
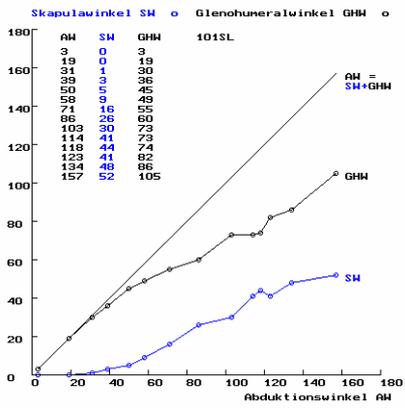
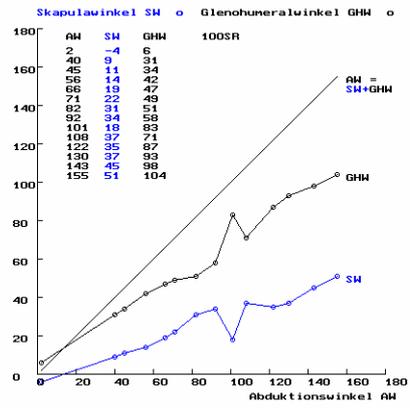
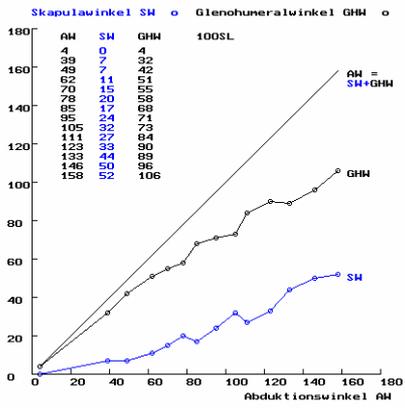


Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik
Messdatenauswertesoftware (c) F. Boden 2006









Lebenslauf

Name: Nadja Maike Leyendecker

Wohnort: Schiersteiner Str. 11
65187 Wiesbaden
naja.leyendecker@web.de

Geburtsdatum/-ort: 10.04.1979 in Pforzheim

Nationalität: deutsch

Schulbildung: 1985 – 1989 Weiherberg- Grundschule Pforzheim
1989 - 1995 Hebelgymnasium Pforzheim
1995 - 1998 Fritz-Erler-Wirtschaftsgymnasium Pforzheim
beendet mit der Allgemeinen Hochschulreife 1998

Berufsausbildung: 1998 - 2001 Ausbildung zur Physiotherapeutin an der
Universität Würzburg

Berufliche Tätigkeit: 2002 - 2004 Physiotherapeutin im Neurologischen
Rehazentrum Wiesbaden

Studium: April 2004 bis Mai 2010 Studium der Humanmedizin an
der Johannes-Gutenberg Universität in Mainz,
2. Staatsexamen Mai 2010