

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie  
MUM - Muskuloskelettales Universitätszentrum München  
vormals: Klinik für Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie

Klinik der Universität München

Direktion:

Prof. Dr. Wolfgang Böcker

Prof. Dr. Boris Holzapfel



***Morphologische Analyse von Glenoidversion,  
Humerustorsion und statischer posteriorer Humerus-  
kopfsubluxation in der adulten Bevölkerung mittels  
computertomographischer Bildgebung***

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Yana Naemi Liesaus

aus

Gummersbach

2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Florian Haasters

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Peter E. Müller  
Prof. Dr. Ulrich H. Brunner

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: PD Dr. Tobias Helfen

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 19.10.2023



Meiner geliebten Familie in tiefer Dankbarkeit

*„Und wie ihr wollt, dass euch die Leute tun sollen, so tut ihnen auch!“* Lukas 6,31

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>4</b>
<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>7</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>9</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>13</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>14</b>
<b>I. Einleitung</b> .....	<b>16</b>
1. Allgemeine Einführung in die Thematik.....	16
2. Anatomie der Scapula und des Humerus.....	16
2.1 Die knöchernen Anatomie der Scapula.....	16
2.2 Die knöchernen Anatomie des Humerus.....	18
3. Erläuterung der Begriffe.....	19
3.1 Definition der Glenoidversion.....	19
3.2 Definition der Humerustorsion bzw. der humeralen Retroversion.....	20
3.3 Definition der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation.....	24
3.4 Klassifikation und Einteilung von Glenoidversion und Humeruskopfsubluxation.....	25
3.5 Wissenschaftlicher Hintergrund und Fragestellung.....	26
3.6 Projektziele.....	29
<b>II. Material und Methoden</b> .....	<b>30</b>
1. Allgemeines.....	30
1.1 Datenquellen und Patientenkollektiv.....	30
1.2 Ein- und Ausschlusskriterien.....	30
2. Messmethoden.....	31
2.1 Ebenen- und Achsenrekonstruktion.....	31
2.1.1 Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula.....	31
2.1.2 Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus.....	32
2.2 Bestimmung der Glenoidversion.....	34
2.3 Bestimmung der Humerustorsion.....	35
2.4 Bestimmung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation.....	39
3. Statistik.....	42
<b>III. Ergebnisse</b> .....	<b>43</b>

1. Struktur der Studienpopulation .....	43
1.1 Gesamtzahl .....	43
1.2 Altersverteilung.....	43
2. Glenoidversion.....	44
2.1 Ergebnisse der Glenoidversion als Winkel zwischen Glenoidlinie und Senkrechter zur Scapula-Achse .....	44
2.2 Ergebnisse der Glenoidversion als Winkel zwischen Glenoidlinie und Senkrechter zur Glenoid-Gewölbe-Achse .....	44
2.3 Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden der Glenoidversion .....	44
3. Humerustorsion .....	46
3.1 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Humeruskopfachse und transepicondylärer Achse .....	46
3.2 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Humeruskopfachse und Winkelhalbierender der volaren und dorsalen Trochleatangenten .....	46
3.3 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Sulcus-intertubercularis- Achse und transepicondylärer Achse .....	47
3.4 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Sulcus-intertubercularis- Achse und Winkelhalbierender der volaren und dorsalen Trochleatangenten .....	47
3.5 Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden der Humerustorsion .....	47
4. Statische posteriore Humeruskopfsubluxation .....	50
4.1 Ergebnisse der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index .....	50
4.2 Ergebnisse der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen Index .....	50
4.3 Vergleich der Messung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen bzw. glenohumeralen Index .....	50
5. Korrelationen .....	53
5.1 Korrelation zwischen Alter und Glenoidversion.....	53
5.2 Korrelation zwischen Alter und Humerustorsion .....	54
5.3 Korrelation zwischen Alter und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation.....	57
5.4 Korrelation zwischen Glenoidversion und Humerustorsion .....	58
5.5 Korrelation zwischen Glenoidversion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation .....	63
5.6 Korrelation zwischen Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation .....	66
6. Subgruppenanalyse.....	71
6.1 Überprüfung auf Normalverteilung in der Subgruppenanalyse .....	71
6.2 Glenoidversion und statische posteriore Subluxation in der Subgruppenanalyse .....	74
6.3 Altersabhängige Korrelationen in der Subgruppenanalyse .....	75
6.3.1 Korrelation von Glenoidversion und Alter in der Subgruppenanalyse.....	75

6.3.2 Korrelation von posteriorer statischer Humeruskopfsubluxation und Alter in der Subgruppenanalyse .....	76
<b>IV. Diskussion .....</b>	<b>77</b>
1. Zusammenfassung der Ergebnisse.....	77
2. Diskussion des Studiendesigns und -aufbaus.....	78
3. Entwicklung und Analyse der Messmethoden.....	79
3.1 Ebenen- und Achsenrekonstruktion .....	79
3.2 Glenoidversion .....	82
3.3 Humerustorsion .....	87
3.4 Statische posteriore Humeruskopfsubluxation .....	90
4. Analyse der Korrelationen zwischen den Messwerten .....	92
5. Interpretation der Subgruppenanalyse .....	96
6. Diskussion der Reliabilität .....	97
6.1 Reliabilität der Messung der Glenoidversion.....	97
6.2 Reliabilität der Messung der Humerustorsion .....	98
6.3 Reliabilität der Messung der Subluxation .....	99
7. Limitationen und Stärken der Studie .....	100
8. Fazit und Ausblick .....	101
<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>103</b>
<b>Danksagung .....</b>	<b>113</b>
<b>Publikationsliste .....</b>	<b>114</b>
Wissenschaftliches Engagement zu dieser Dissertation .....	114
Kongress-Vorträge/Abstracts .....	114
<b>Affidavit .....</b>	<b>115</b>

## Zusammenfassung

### Zielsetzung und Fragestellung:

Die Verteilung und Interaktion von Glenoidversion (GV), Humerustorsion (HT) und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) wurden in der adulten Durchschnittsbevölkerung bisher wenig erforscht. Die Mehrheit der vorhandenen Studien basiert entweder auf jungen, gesunden Patientenkollektiven oder aber auf vorselektionierten Patientenkollektiven mit Schulterbeschwerden bis hin zu therapiebedürftiger Omarthrose. Eine Evaluation der genannten Parameter in der Normalbevölkerung und eine Identifikation möglicher Zusammenhänge war Ziel dieser Studie.

### Material und Methoden:

Es erfolgte eine Analyse von 512 Schultern aus Ganzkörper-Computertomographie (CT)-Datensätzen. Nach dreidimensionaler (3D) Ausrichtung der CT-Daten an der Scapula-Ebene sowie der Humerusachse wurden die GV anhand der Scapula-Achse und der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA), die HT proximal anhand der Humeruskopfachse (HA) bzw. Sulcus-intertubercularis-Achse (SIA) und distal anhand der transepicondylären Achse (TA) bzw. der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (WH) sowie die PSH anhand des glenohumeralen und scapulohumeralen Index (GHI bzw. SHI) bestimmt. Die genannten Parameter wurden auf Normalverteilung überprüft und die Korrelationskoeffizienten zwischen den Parametern und in Bezug zum Alter ermittelt. Zudem wurde eine Subgruppenanalyse der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion (Mittelwert abzüglich einer Standardabweichung) vorgenommen.

### Ergebnisse:

Das mittlere Alter betrug  $63,5 \pm 13,0$  (20 bis 89) Jahre. Die GV anhand der Standard-Methode ergab im Mittel  $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$ , bzw. anhand der GGA  $-10,8^\circ \pm 4,0^\circ$ . Die HT zeigte folgende Werte: anhand der HA – TA  $-28,7^\circ \pm 11,4^\circ$ , HA – WH  $-32,1^\circ \pm 11,6^\circ$ , SIA – TA  $-56,6^\circ \pm 11,0^\circ$  und anhand der SIA – WH  $-60,0^\circ \pm 11,0^\circ$ . Die PSH betrug anhand des GHI  $48,8 \% \pm 4,0 \%$  und anhand des SHI  $51,7 \% \pm 5,1 \%$ . Die ermittelten Parameter waren normalverteilt. Die Korrelation von GV und HT betrug im Mittel  $r = -0,18$  ( $p < 0,005$ ), von GV und PSH  $r = 0,18$  anhand des GHI ( $p \leq 0,002$ ) bzw.  $r = -0,54$  anhand des SHI ( $p < 0,001$ ) sowie von HT und PSH anhand des SHI  $r = 0,18$  ( $p < 0,001$ ). Es konnte keine Korrelation von HT und PSH, gemessen anhand des GHI, sowie zwischen dem Alter und den einzelnen Messwerten nachgewiesen werden. In der Subgruppe mit hoher Humerusretrotorsion  $< -40,1^\circ$  war die GV mit  $-2,0^\circ \pm 4,1^\circ$  signifikant geringer als in der Gruppe mit geringerer Humerusretrotorsion ( $-3,2^\circ \pm 4,1^\circ$ ), die PSH hingegen nicht ( $51,4 \% \pm 4,6 \%$  bzw.  $51,7 \% \pm 5,2 \%$ ). In den Patienten mit hoher Humerusretrotorsion nahm die PSH mit dem Alter eher ab ( $r = -0,28$ ,  $p = 0,015$ ), die GV zeigte indes keine signifikante Korrelation.

**Schlussfolgerung:**

Die vorliegende Studie ermittelt die Normalverteilung von GV, HT und PSH erstmals in einem sehr großen adulten Bevölkerungsquerschnitt. Die Mittelwerte zeigen geringfügige Abweichungen zu den in der Literatur beschriebenen Werten für junge, gesunde Probanden und deutliche Abweichungen zu den Werten der Arthrose-Kollektive. Es korrelieren verminderte (neutrale) Glenoidversion und vermehrte humerale Retrotorsion sowie geringe humerale Retrotorsion und ausgeprägte PSH anhand des SHI. Ferner existiert eine deutliche Korrelation zwischen erhöhter Glenoidretroversion und erhöhter posterioren Subluxation des Humeruskopfes, gemessen anhand des SHI, und eine geringe gegenläufige Korrelation bei Verwendung des GHI.

Die ermittelten Daten können als Normwerte in der Schulterchirurgie eine Unterstützung für die Rekonstruktion anatomischer Verhältnisse bieten. Die Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern und der Einfluss weiterer Umgebungsstrukturen sind noch nicht abschließend geklärt und erfordern weitere Studien [1-4].



## Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b> Anatomie der Scapula .....	17
<b>Abbildung 2:</b> Anatomie des Humerus .....	18
<b>Abbildung 3:</b> Definition der Glenoidlinie .....	19
<b>Abbildung 4:</b> Definition der Humeruskopfachse.....	21
<b>Abbildung 5:</b> Definition der Sulcus-intertubercularis-Achse.....	22
<b>Abbildung 6:</b> Definition der transepicondylären Achse .....	23
<b>Abbildung 7:</b> Definition der Trochleatangenten und der Winkelhalbierenden.....	24
<b>Abbildung 8:</b> Modifizierte Walch-Klassifikation [60, 61] des Glenoids nach Bercik et al. [64].....	26
<b>Abbildung 9:</b> 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula.....	32
<b>Abbildung 10:</b> 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus mit Projektion auf den Humeruskopf.....	33
<b>Abbildung 11:</b> 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus mit Projektion auf den distalen Humerus .....	33
<b>Abbildung 12:</b> Definition der Scapula-Achse, der Glenoidlinie und der Senkrechten zur Scapula-Achse .....	34
<b>Abbildung 13:</b> Definition der Glenoid-Gewölbe-Achse und der Glenoidlinie.....	35
<b>Abbildung 14:</b> Definition der Humerustorsion (HA – TA) mit Projektion auf den Humeruskopf.....	36
<b>Abbildung 15:</b> Definition der Humerustorsion (HA – TA) mit Projektion auf die Epicondylen .....	36
<b>Abbildung 16:</b> Definition der Humerustorsion (SIA – WH) mit Projektion auf den Humeruskopf.....	37
<b>Abbildung 17:</b> Definition der Humerustorsion (SIA – WH) mit Projektion auf die Epicondylen .....	37
<b>Abbildung 18:</b> Definition der Humerustorsion (HA – WH) mit Projektion auf den Humeruskopf.....	38
<b>Abbildung 19:</b> Definition der Humerustorsion (HA – WH) mit Projektion auf die Epicondylen .....	38
<b>Abbildung 20:</b> Definition der Humerustorsion (SIA – TA) mit Projektion auf den Humeruskopf.....	39
<b>Abbildung 21:</b> Definition der Humerustorsion (SIA – TA) mit Projektion auf die Epicondylen .....	39
<b>Abbildung 22:</b> Definition der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index .....	40
<b>Abbildung 23:</b> Definition der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen Index.....	41
<b>Abbildung 24:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Altersgruppen .....	43
<b>Abbildung 25:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Glenoidversion (GGA bzw. GPA) .....	45
<b>Abbildung 26:</b> Box-Plot-Diagramm zur Glenoidversion (GGA bzw. GPA).....	45
<b>Abbildung 27:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Humerustorsion .....	48

<b>Abbildung 28:</b> Box-Plot-Diagramm zur Humerustorsion .....	49
<b>Abbildung 29:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation .....	52
<b>Abbildung 30:</b> Box-Plot-Diagramm zur statischen posterioren Humeruskopfsubluxation.....	52
<b>Abbildung 31:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA).....	53
<b>Abbildung 32:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA).....	54
<b>Abbildung 33:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA) .....	55
<b>Abbildung 34:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH).....	55
<b>Abbildung 35:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA).....	56
<b>Abbildung 36:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH) .....	56
<b>Abbildung 37:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und statische posteriore Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) .....	57
<b>Abbildung 38:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und statische posteriore Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) .....	58
<b>Abbildung 39:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA) .....	59
<b>Abbildung 40:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA) .....	59
<b>Abbildung 41:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH).....	60
<b>Abbildung 42:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH).....	60
<b>Abbildung 43:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA).....	61
<b>Abbildung 44:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA).....	61

<b>Abbildung 45:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH) .....	62
<b>Abbildung 46:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH) .....	62
<b>Abbildung 47:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI).....	63
<b>Abbildung 48:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI).....	64
<b>Abbildung 49:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) .....	65
<b>Abbildung 50:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) .....	65
<b>Abbildung 51:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA) .....	66
<b>Abbildung 52:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH).....	67
<b>Abbildung 53:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA).....	67
<b>Abbildung 54:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH).....	68
<b>Abbildung 55:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA) .....	69
<b>Abbildung 56:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH).....	69
<b>Abbildung 57:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des	

---

scapulohumeralen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA).....	70
<b>Abbildung 58:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH).....	70
<b>Abbildung 59:</b> Histogramm zur Altersverteilung in der Subgruppe der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion .....	72
<b>Abbildung 60:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) in der Subgruppe der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion .....	72
<b>Abbildung 61:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der statischen posterioren Humerustorsion (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) in der Subgruppe der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion .....	73
<b>Abbildung 62:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) in der Subgruppe der Patienten mit niedriger Humerusretrotorsion .....	73
<b>Abbildung 63:</b> Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der statischen posterioren Humerustorsion (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) in der Subgruppe der Patienten mit niedriger Humerusretrotorsion .....	74
<b>Abbildung 64:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) in der Subgruppe mit hoher humeraler Retrotorsion.....	76
<b>Abbildung 65:</b> Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und posteriore statische Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) in der Subgruppe mit hoher humeraler Retrotorsion .....	76

## Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Messwerte der Glenoidversion anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) und der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) .....	44
<b>Tabelle 2:</b> Messwerte der Humerustorsion .....	47
<b>Tabelle 3:</b> Ergebnisse der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) bzw. des scapulohumeralen Index (SHI) .....	51
<b>Tabelle 4:</b> Korrelationskoeffizienten nach Spearman (r) und p-Werte zwischen Alter und Humerustorsion.....	54
<b>Tabelle 5:</b> Korrelationskoeffizienten nach Spearman (r) und p-Werte zwischen Alter und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) und des scapulohumeralen Index (SHI) .....	57
<b>Tabelle 6:</b> Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte von Glenoidversion und Humerustorsion.....	58
<b>Tabelle 7:</b> Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte von Glenoidversion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) .....	63
<b>Tabelle 8:</b> Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte von Glenoidversion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) .....	64
<b>Tabelle 9:</b> Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte zwischen Humerustorsion (HT) und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI).....	66
<b>Tabelle 10:</b> Korrelationskoeffizienten nach Pearson und p-Werte zwischen Humerustorsion (HT) und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) .....	68
<b>Tabelle 11:</b> Subgruppenanalyse der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) und der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) für Patienten bzw. Schultern mit hoher Humerusretrotorsion bzw. niedriger Humerusretrotorsion (Mittelwert $\pm$ Standardabweichung, MW $\pm$ STABW).....	75

## Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional/zwei Dimensionen
3D	dreidimensional/drei Dimensionen
Abb.	Abbildung
ANOVA	Analysis of variance
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
CCC	concordance correlation coefficient
CT	Computertomographie
d. h.	das heißt
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DT	dorsale Tangente der Trochlea humeri
Engl.	Englisch
GGA	Glenoid-Gewölbe-Achse
GHI	glenohumeraler Index
GL	Glenoidlinie
GPA	glenopolar angle/klassischer Glenoidwinkel
GV	Glenoidversion
HA	Humeruskopfachse
HT	Humerustorsion
ICC	interclass correlation coefficient
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PSH	posteriore statische bzw. statische posteriore Humerkopfsubluxation
SA	Scapula-Achse
SHI	scapulohumeraler Index
SIA	Sulcus-intertubercularis-Achse
STABW	Standardabweichung
TA	transepicondyläre Achse

vgl.	vergleiche
VT	volare Tangente der Trochlea humeri
WH	Winkelhalbierende
z. B.	zum Beispiel

**Anmerkungen:** Zur Verbesserung der Lesbarkeit wurde in dieser Dissertation das generische Maskulinum verwendet und auf die gleichzeitige Verwendung weiblicher und männlicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen und personenbezogenen Substantive gelten gleichermaßen für alle Geschlechter (männlich/weiblich/divers) und beinhalten keine Wertung.

Darüber hinaus wurde bei den eigens generierten Messwerten eine Dezimalstelle nach dem Komma angegeben, für die statistischen Werte wurde auf die jeweils sinnvolle Dezimalstelle gerundet. Bei den Messwerten der zitierten Arbeiten aus der Literatur wurden zum Teil von den Autoren keine Dezimalstellen angegeben, daher waren bzgl. Dezimalstellen in dieser Dissertation keine kongruenten Angaben möglich.

# I. Einleitung

## 1. Allgemeine Einführung in die Thematik

Die Version des Glenoids, die Torsion des Humerus sowie die statische posteriore Humeruskopfsubluxation sind als Parameter in der orthopädisch-unfallchirurgischen Patientenversorgung, z. B. bei der Frakturversorgung, der Endoprothetik und der Behandlung von glenohumeralen Instabilitäten, von steigendem Interesse.

In der Literatur werden die Normalwerte und Interaktionen von Glenoidversion (GV), Humerustorsion (HT) und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) in der adulten Durchschnittsbevölkerung nur wenig beschrieben [5-7]. Bisherige Daten zu den genannten Parametern beziehen sich entweder auf ein Kollektiv junger, gesunder Probanden [8-13], z. B. Athleten [14, 15], oder aber auf ein älteres und vorselektiertes Patientenkollektiv mit Schulterbeschwerden bzw. -pathologien [11, 16-18] bis hin zu therapiebedürftiger Omarthrose oder Defektarthropathie [8, 17, 19-24]. Andere Studien nutzten zur Generierung ihrer Daten Leichenhumeri oder -scapulae [25-29], zum Teil ohne Angabe näherer klinischer Daten [30, 31].

Aus diesen Daten Empfehlungen für die Normalbevölkerung zu ziehen ist daher nur eingeschränkt möglich.

Für die operative anatomische Rekonstruktion des Glenohumeralgelenkes ist es entscheidend, die morphologischen Gegebenheiten gesunder Schultern zu kennen. Mit einem tieferen Verständnis der Normwerte und Korrelationen von Glenoidversion, Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation könnten Planung, operative Versorgung sowie Behandlungsempfehlungen verbessert werden. Die mithilfe dieser Studie generierten Daten sollen bei der zukünftigen Patientenversorgung und Operationsplanung als Grundlage dienen können.

## 2. Anatomie der Scapula und des Humerus

Die Schulter ist bekanntermaßen das Gelenk mit dem größten Bewegungsausmaß des menschlichen Körpers. Dies wird zum einen durch die knöchernen sowie zum anderen durch die weichteiligen anatomischen Charakteristika der Schulter ermöglicht. Die beiden knöchernen Strukturen, Scapula und Humerus, bilden zusammen die *Articulatio glenohumeralis*. Da diese Dissertation auf der Analyse der knöchernen Strukturen beruht, beschränkt sich die Darstellung der Anatomie im Folgenden auf die knöchernen Strukturen der Scapula und des Humerus.

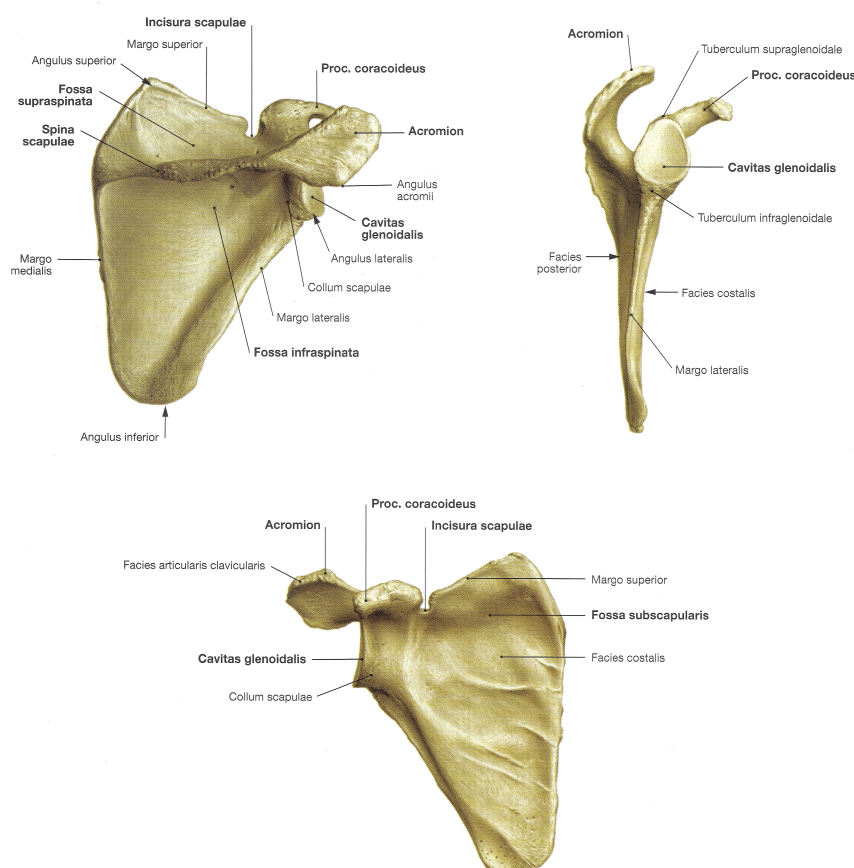
### 2.1 Die knöcherne Anatomie der Scapula

Die Scapula ist ein flacher Knochen, der zweidimensional von dorsal betrachtet grob einem umgedrehten Dreieck ähnelt. Medial wird die Scapula durch die *Margo medialis* begrenzt. Lateral befindet sich die *Margo lateralis* und kranial die *Margo superior*. Distal grenzen *Margo me-*



dialis und Margo lateralis am Angulus inferior aneinander. Analog dazu existiert medial und kranial der Angulus superior. Lateral befindet sich der Angulus lateralis, die seitliche Ecke der Scapula. Hier bildet die Scapula über das Collum scapulae die Cavitas glenoidalis, die Gelenkfläche der Scapula, die mit dem Humeruskopf die Articulatio glenohumeralis formt. Die Cavitas glenoidalis hat von lateral betrachtet eine birnenähnliche Form, wobei die Fossa glenoidea den tiefsten Punkt der Gelenkfläche darstellt. Kranial und distal existieren am Glenoid kleine knöcherne Höcker, das Tuberculum supra- bzw. infraglenoidale. Dorsal bildet die Scapula eine knöcherne Vorwölbung, die Spina scapulae, oberhalb derer sich eine knöcherne Mulde, die Fossa supraspinata, befindet. Die Spina scapulae setzt sich nach lateral und kranial in eine knöcherne Ausziehung, das Acromion, fort. Auch ventral existiert an der Scapula ein knöcherner Vorsprung, der Processus coracoideus, der sich nach lateral und kranial fortsetzt. Die Scapula ist zudem über die scapulothoracale Gleitfläche mit dem dorsalen Thorax verbunden. Weiterhin bildet sie ventral über das Acromion nach medial mit der Clavicula das Acromioclaviculargelenk. Die Clavicula stellt medial mit dem Sternoclaviculargelenk schließlich eine Verbindung zum Thorax her [32].

Nach lateral ist die Scapula über die Articulatio glenohumeralis mit dem Humerus mit einem Verhältnis der Gelenkflächen von 4:1 verbunden (vgl. Abbildung 1).

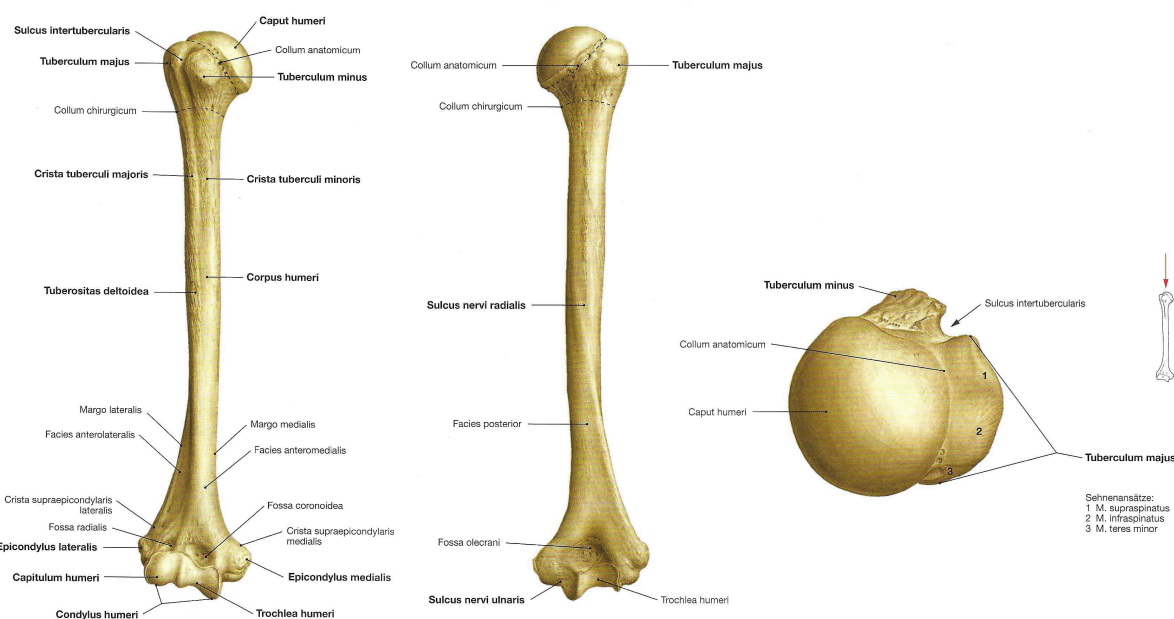


**Abbildung 1:** Anatomie der Scapula

Aus: Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie, 24. Auflage 2017 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München [32]. Der Abdruck erfolgt mit Genehmigung der Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag.

## 2.2 Die knöchernen Anatomie des Humerus

Der Humerus ist ein langer Röhrenknochen. Proximal befindet sich am Caput humeri die halbkugelförmige Gelenkfläche. An das Caput humeri schließt das Collum anatomicum an. Zwei Höcker bilden kranial Ansatzpunkte für Sehnen und Muskeln der Rotatorenmanschette: ventral das Tuberculum minus und lateral das Tuberculum majus. Zwischen den Tubercula besteht als Vertiefung eine Rille, der Sulcus intertubercularis bzw. bicipitalis, durch den das Caput longum des Musculus biceps brachii, die lange Bizepssehne, verläuft. Unterhalb der beiden Tubercula befindet sich das Collum chirurgicum. Die Tubercula laufen nach distal über die proximale Metaphyse in den Humerusschaft, die Diaphyse, in je einer Crista tuberculi minoris bzw. majoris aus. Der distale Humerus wird durch den Condylus humeri begrenzt. Die prominentesten knöchernen Ausziehungen des distalen Humerus werden als Epicondylen bezeichnet. Es existiert ein Epicondylus medialis und ein Epicondylus lateralis. Der Condylus humeri kann weiter unterteilt werden in die Trochlea humeri und das Capitulum humeri. Die Trochlea humeri artikuliert distal mit dem Olecranon der Ulna, während das Capitulum humeri mit dem Radius artikuliert. Ventral befinden sich daher zwei Vertiefungen: die Fossa radialis für den Radius bzw. die Fossa coronoidea für den Processus coronoideus der Ulna. Dorsal liegt die Fossa olecrani (vgl. Abbildung 2) [33].



**Abbildung 2:** Anatomie des Humerus

Aus: Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie, 24. Auflage 2017 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München [33]. Der Abdruck erfolgt mit Genehmigung der Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag.

### 3. Erläuterung der Begriffe

Im klinischen Alltag nehmen Normwerte einen großen Stellenwert ein. Sowohl in chirurgischen als auch in internistischen Fachdisziplinen orientiert man sich an Normwerten, die an einer Durchschnittsbevölkerung ermittelt wurden, um einen Krankheitszustand anhand der Abweichung von Normwerten bewerten zu können. Insbesondere in der operativen Medizin findet in der Orthopädie und Unfallchirurgie eine Orientierung an Normwerten von Achsen und Winkeln statt, um Achsabweichungen sowie Rotationsfehler bewerten und gegebenenfalls einen Normzustand wiederherstellen zu können.

An der Scapula ist vor allem die Glenoidversion von besonderem Interesse, am Humerus hingegen die Humerustorsion und die Subluxation des Humeruskopfes in Bezug zum Glenoid. Diese Begrifflichkeiten werden im Folgenden näher erläutert.

Eine ausführliche Darstellung und Beschreibung der in dieser Arbeit verwendeten Messmethoden findet sich im Kapitel II. Material und Methoden dieser Dissertation.

#### 3.1 Definition der Glenoidversion

Die Glenoidversion (GV) beschreibt in der axialen Aufnahme der Schnittbildgebung die Neigung des Glenoids nach anterior bzw. ventral oder posterior bzw. dorsal in Bezug zur Scapula-Ebene. Die Messung erfolgt in Grad.

In der Literatur existieren verschiedene Messmethoden und Referenzpunkte, um die Glenoidversion zu bestimmen. Gemeinsame Referenzlinie ist häufig eine Verbindungslinie zwischen anteriorem und posteriorem Rand des Glenoids, die Glenoidlinie (GL, vgl. Abbildung 3) [34].



**Abbildung 3:** Definition der Glenoidlinie  
Die Glenoidlinie (GL) ist hier als rote Linie dargestellt.

Diese Glenoidlinie wird als eine von mehreren Referenzlinien verwendet und deren Neigung in Bezug zu einer weiteren Geraden im Bereich des Scapulakörpers gesetzt.

Friedman et al. [34] nutzten als Referenzlinie im Bereich des Scapulakörpers die Scapula-Achse (SA). Diese entsteht als Verbindungslinie zwischen dem Zentrum der Fossa glenoidea bzw. dem Mittelpunkt der Glenoidlinie und dem medialsten Punkt der Scapula in der Bildgebung bzw. der Insertionsstelle der Spina scapulae an der Margo medialis [8]. Die Glenoidversion ist definiert als Winkel zwischen der Glenoidlinie und einer Senkrechten zur Scapula-Achse bzw. Friedman-Linie [34] (vgl. Abbildung 12).

Es existieren jedoch unterschiedliche Methoden, um die Glenoidversion zu messen:

Andere Autoren wie Randelli und Gambrioli [11] verwendeten als Referenzlinie statt der Friedman-Linie [34] die „scapula body“-Linie bzw. -Achse [11, 17]. Diese wird von der Margo medialis der Scapula entlang des Scapulakörpers in Richtung Glenoid gezogen, ohne dass der Mittelpunkt des Glenoids als Referenzpunkt dienen oder enthalten sein muss [11, 17].

Bei der „vault“-Methode („vault“ engl. für Gewölbe) nach Matsumura et al. [8] oder der „scapular triangle“-Methode nach Andrin et al. [35] wird die Glenoid-Achse als Verbindungslinie zwischen dem Mittelpunkt der Glenoidlinie und der Spitze des Glenoid-Gewölbes definiert. Hierbei wird die Retroversion des Glenoids zwischen der Glenoidlinie und einer Senkrechten zur Glenoid-Gewölbe-Achse gemessen (vgl. Abbildung 13 in Kapitel II.2.2 Bestimmung der Glenoidversion).

Die Glenoidversion kann auch anhand der Fulcrum-Achse bestimmt werden [36-38]. Die Fulcrum-Achse ist als Verbindungslinie zwischen posterolateralem Acromion-Eck und anteriorer Spitze des Processus coracoideus definiert. Bei dieser Methode nach Braunstein et al. [36] wird die Glenoidversion als Winkel zwischen Fulcrum-Achse und Glenoidlinie bestimmt. Dafür ist die Erstellung eines Röntgenbildes notwendig, bei dem die Röntgenstrahlen parallel zur Verbindungslinie von kaudalem zu kranialem Glenoid verlaufen [36, 37]. Alternativ kann die Bestimmung der Glenoidversion mit der Fulcrum-Achse auch anhand einer dreidimensionalen (3D) Rekonstruktion erfolgen [38].

### 3.2 Definition der Humerustorsion bzw. der humeralen Retroversion

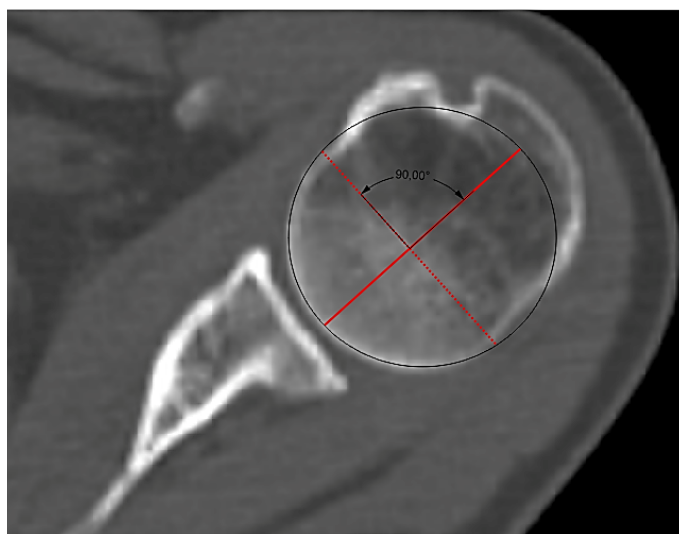
In der Literatur wird der Begriff der Torsion im Bereich der Anatomie des Skeletts als Verdrehen eines langen Röhrenknochens um die longitudinale Achse verstanden [39]. Damit wird die relative Position des proximalen und des distalen Endes des Knochens bzw. der Gelenkflächenachsen zueinander beschrieben [40-42]. Die Humerustorsion ist definiert als Wendung des Humeruskopfes, bzw. der Kopf-Hals-Achse des Humerus, um die durch die Diaphyse laufende Humerusachse in Bezug zu den Humerusepicondylen [43].

Aus phylogenetischer Sicht zeigt die Humeruskopfachse im Vergleich zur transepicondylären Achse beispielsweise bei Primaten nach posterior, wenn der Humerus von kranial betrachtet wird. So stehen diese beiden Achsen nahezu im rechten Winkel zueinander. Daher entspräche diese Position, je nach Definition der Autoren, laut Larson [44] einer Torsion von  $0^\circ$  oder  $90^\circ$ . Rotiert die Humeruskopfachse nach medial, sodass sich beide Achsen stark annähern, so wird als humerale Retroversion der dann entstehende spitze Winkel zwischen Humeruskopfachse und transepicondylärer Achse bezeichnet. Die Torsion würde zunehmen. Aus phylogenetischer Sicht ergänzen sich daher Humerustorsion und Retroversion komplementär. Ein Beispiel unter folgender Voraussetzung: Humeruskopfachse und transepicondyläre Achse stehen senkrecht zueinander und die Torsion wäre somit als  $0^\circ$  definiert. Rotiert nun der Humeruskopf ausgehend

von der Humeruskopfachse nach medial, sodass der Winkel zwischen Humeruskopfachse und transepicondylärer Achse nur noch  $20^\circ$  beträgt, so wäre dies die Retroversion des Humerus und die Torsion würde  $70^\circ$  betragen. Unter der Voraussetzung, dass die Humeruskopfachse und die transepicondyläre Achse senkrecht zueinander stehen und diese Position als Torsion von  $90^\circ$  definiert ist, so würden sich bei gleichem Beispiel eine Messung von  $20^\circ$  Retroversion und eine Torsion von  $160^\circ$  ergeben [45].

Da in der medizinischen Literatur der Begriff der humeralen Retroversion jedoch häufig synonym für Humerustorsion verwendet wird und vice versa [23, 27, 46-48], kommen in der vorliegenden Arbeit die Begriffe der Humerustorsion und Humerusretroversion gleichermaßen synonym zur Anwendung.

Für die Messung der Humerustorsion bzw. der humeralen Retroversion existieren ebenfalls mehrere Messmethoden. Für die Bestimmung der proximalen Referenzlinie wird in der computertomographischen Bildgebung meist die Schicht mit dem größten Humeruskopfdurchmesser verwendet, auf der auch die Gelenkfläche sowie der Sulcus intertubercularis gut zu erkennen sind [12, 22, 27]. Anschließend werden anteriores und posteriores Gelenkflächenende mit einer Linie verbunden und eine Senkrechte durch den Mittelpunkt dieser Verbindungslinie der Gelenkflächenenden erstellt (vgl. Abbildung 4). Diese Senkrechte wird von vielen Autoren als proximale Referenzlinie verwendet und Humeruskopfachse genannt [14, 22, 27, 30, 49-51].

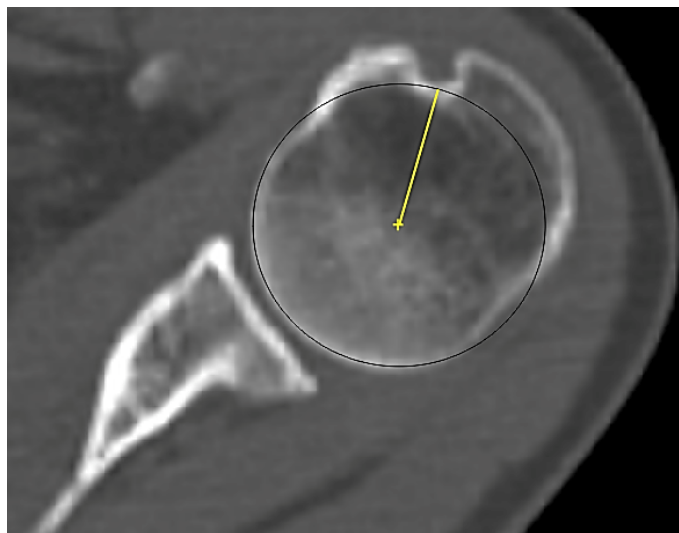


**Abbildung 4:** Definition der Humeruskopfachse

Die Humeruskopfachse (rote durchgezogene Linie) wird anhand der Schnittbildene mit dem größten Humeruskopfdurchmesser (schematisch hier als Kreis dargestellt) definiert. Die rote gepunktete Linie verbindet anteriores und posteriores Gelenkflächenende am Humeruskopf. Die Senkrechte dazu (rote durchgezogene Linie) wird als Humeruskopfachse bezeichnet.

Die Humeruskopfachse (HA) wird von weiteren Autoren auch als Senkrechte der Verbindungslinie zwischen den Gelenkflächenenden und dem Tuberculum minus anterior bzw. dem Tuberculum majus posterior beschrieben [30, 52]. Andere Autoren verwenden anstelle der Gelenkflächenenden eine Senkrechte zum Collum anatomicum als proximale Referenzlinie [28, 53]. Eine Verbindungslinie zwischen prominentester Ausprägung des Tuberculum majus und Zentrum des Humeruskopfes findet ebenfalls als proximale Referenzlinie Anwendung [54].

Von Dähnert und Bernd [55] wurde als Alternative dazu folgende proximale Referenzlinie beschrieben: Der Mittelpunkt eines an den Humeruskopf angepassten Kreis wird mit dem tiefsten Punkt des Sulcus intertubercularis verbunden. Die so entstehende Linie wird in dieser Arbeit als Sulcus-intertubercularis-Achse (SIA) bezeichnet (vgl. Abbildung 5).



**Abbildung 5:** Definition der Sulcus-intertubercularis-Achse

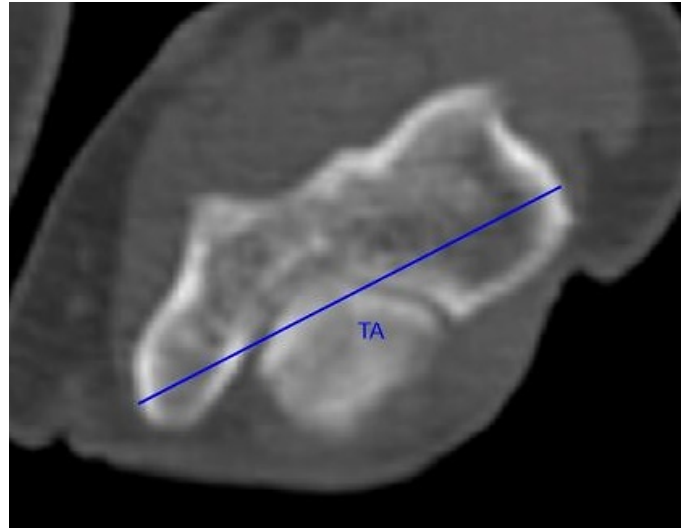
Die Sulcus-intertubercularis-Achse ist hier als gelbe Linie dargestellt. Der Mittelpunkt (gelbes Kreuz) eines an den Humeruskopf angepassten Kreises wird mit dem tiefsten Punkt des Sulcus intertubercularis verbunden.

An dem Sulcus intertubercularis orientieren sich auch die Messmethoden weiterer Autoren [25, 53, 56]. Zhou et al. [53] verwendeten eine Verbindungslinie zwischen Zentrum des Humeruskopfes und lateraler Begrenzung des Sulcus intertubercularis. Von Kummer et al. [25] wurde der Kreismittelpunkt eines an den Humeruskopf angepassten Kreises mit einem Punkt verbunden, der  $30^\circ$  posterior des tiefsten Punkts des Sulcus intertubercularis liegt [22, 25]. Tillet et al. [56] konnten einen Zusammenhang zwischen der zentralen Humeruskopfachse und einem Punkt, der 9 mm posterior der lateralen Begrenzung des Sulcus intertubercularis positioniert ist, nachweisen, sodass diese Verbindungslinie ebenfalls als proximale Referenzlinie zur Bestimmung der Humerustorsion verwendet wurde [22].

Auch die Humeruskopf-Hals-Achse findet in der Literatur als proximale Referenzlinie zur Bestimmung der Humerustorsion Anwendung [16].

Als weiter distal positionierte proximale Referenzlinie wurde von Athwal et al. [57] eine Bezugslinie im Bereich der Metaphyse verwendet. In der axialen Schicht stellt die mediale Metaphyse direkt inferior des Humeruskopfes eine annähernd dreieckige Form dar, wobei der medialste Punkt die Dreieckspitze bildet. Die Metaphysenachse wird bei dieser Methode als Linie ausgehend von der medialsten Spitze der Metaphyse nach lateral gezeichnet, sodass die annähernd dreieckige Form in zwei gleich große Teile getrennt wird. In dieser Studie zeigte sich ein Unterschied zwischen Metaversion und Humeruskopfversion von  $2,5^\circ$ . Oh et al. [22] entwickelten darauf aufbauend eine weitere Messmethode und verwendeten die Metaphysenachse als proximale Referenzlinie.

Als distale Referenzlinie des Humerus wird meistens die transepicondyläre Achse (TA) verwendet [14, 16, 22, 25, 27, 28, 49-51, 53, 54, 58]. Sie ist die Verbindungslinie zwischen den prominentesten Stellen des Epicondylus medialis humeri und Epicondylus lateralis humeri (vgl. Abbildung 6).



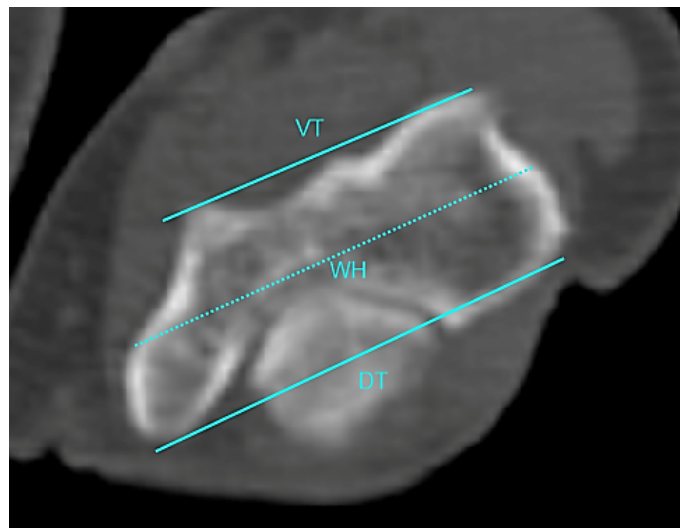
**Abbildung 6:** Definition der transepicondylären Achse  
Die transepicondyläre Achse (TA) ist hier als blaue Linie dargestellt.

Boileau et al. [49] verwendeten statt der transepicondylären Achse als distale Referenzlinie die „tangent elbow axis“, eine Parallele zu Trochlea humeri und medialem Condylus bzw. deren Verbindungslinie. Vlachopoulos et al. [58] nutzten analog zur „tangent elbow axis“ die Ellbogen-Tangenten-Ebene.

Alternativ wurde bei Dähnert und Bernd [55] als distale Referenzlinie zunächst ein volare und eine dorsale Trochleatangente (VT bzw. DT) erstellt und anschließend die Winkelhalbierende (WH) der beiden Trochleatangenten als distale Referenzlinie beschrieben (vgl. Abbildung 7).

Als weitere distale Referenzlinie kann eine Linie parallel zur Orientierung des Computertomographie (CT)-Scanners oder eine Parallele zum unteren Bildrand dienen [57].

Die Humerustorsion bzw. die humerale Retroversion berechnet sich nun, indem proximale und distale Referenzlinie übereinandergelegt werden. Der Winkel zwischen den Referenzlinien wird als Humerustorsion bzw. humerale Retroversion in Grad angegeben.



**Abbildung 7:** Definition der Trochleatangenten und der Winkelhalbierenden

Die volare Trochleatangente (VT) und dorsale Trochleatangente (DT) sind hier als durchgezogene hellblaue Linien dargestellt. Die Winkelhalbierende (WH) zwischen volarer und dorsaler Trochleatangente ist als hellblaue gepunktete Linie eingezeichnet. In diesem Fall verlaufen die Trochleatangenten nahezu parallel.

### 3.3 Definition der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation

1992 wurde von Papilion und Shall [59] eine Translation des Humeruskopfes in Bezug zur Glenoidebene beschrieben. Auf dieser Basis generierten Walch et al. [60] sowie Badet et al. [23] mit der Aequalis-Gruppe eine Messmethode zur Bestimmung der Humeruskopfsubluxation [21, 24]. Mit der Humeruskopfsubluxation wird dargestellt, wie der Humeruskopf im Verhältnis zum Glenoid in der transversalen Ebene positioniert ist. Es existieren eine anteriore und eine posteriore Subluxation bzw. Translation, wobei die posteriore Humeruskopfsubluxation in der Literatur und in der Klinik den größten Stellenwert einnimmt. Die Subluxation wird meist anhand des glenohumeralen oder anhand des scapulothoracalen Index (GHI bzw. SHI) gemessen [18, 23, 60-63].

Der glenohumerale Index ist als Verhältnis zwischen anteriorer und posteriorer Hälfte des Humeruskopfes definiert, das durch Teilung einer Senkrechten zur weiter oben beschriebenen Glenoidlinie entsteht (vgl. Abbildung 22).

Der scapulothoracale Index setzt das Verhältnis der Humeruskopfanteile in Bezug zur Friedman-Linie [34] bzw. Scapula-Achse [18, 64, 65] (vgl. Abbildung 23).

Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der Subluxation wird als „glenoid hull“-Methode bezeichnet [66]. Hierbei wird das Verhältnis der Humeruskopfanteile in Bezug zur bereits erläuterten Glenoid-Gewölbe-Achse bestimmt.

Das Verhältnis des Humeruskopfes wird berechnet, indem der posteriore Anteil des Humeruskopfes durch den gesamten Durchmesser des Humeruskopfes dividiert wird. Bzgl. Position der Messebene des Durchmessers existieren in der Literatur verschiedene Angaben. Zum einen wird der größte in dieser Schicht dargestellte Durchmesser des Humeruskopfes verwendet [24, 67],



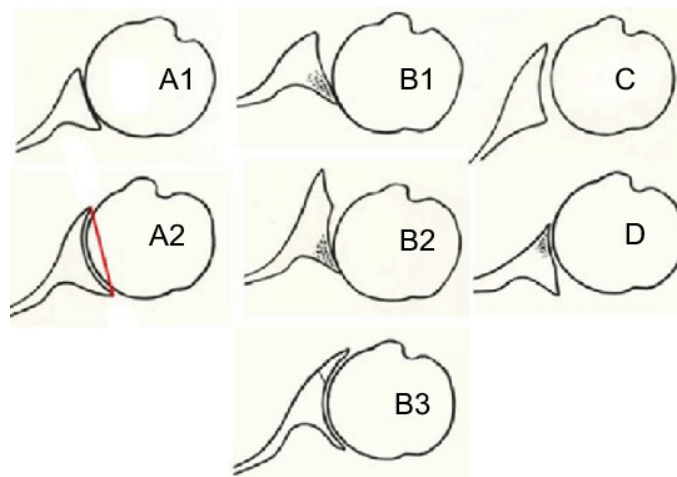
zum anderen wird der größte Durchmesser eines an den Humeruskopf angepassten Kreises verwendet [62]. Von Walch et al. [61], Badet et al. [23] sowie Gerber et al. [21] wurde der Subluxationsindex unter anderem im Bereich des medialen Drittels des Humeruskopfes ausgemessen und berechnet.

### 3.4 Klassifikation und Einteilung von Glenoidversion und Humeruskopfsubluxation

Mithilfe der Glenoidversion und der statischen posterioren Humerussubluxation generierten 1998 Walch et al. [60] sowie Badet et al. [23] mit der Aequalis-Gruppe initial eine Einteilung für die primäre glenohumerale Arthrose, die später mehrfach aktualisiert wurde [61, 62, 64, 68]. In der Urfassung der Glenoideinteilung nach Walch et al. [60] gab es fünf Glenoidtypen: A1, A2, B1, B2 und C. Die A-Glenoide sind durch einen zentral im Glenoid positionierten Humeruskopf gekennzeichnet. Ein A1-Glenoid weist dabei eine geringe zentrale Erosion des Glenoids auf, während ein A2-Glenoid eine stärker ausgeprägte zentrale Erosion des Glenoides zeigt. Die B-Glenoide sind hingegen durch einen posterior subluxierten Humeruskopf gekennzeichnet. Ein B1-Glenoid weist in diesem Fall noch keine posteriore knöcherne Erosion auf, während bei einem B2-Glenoid die posteriore Erosion des Glenoids so sehr ausgeprägt ist, dass das Glenoid eine bikonkave Form annimmt. Als Neoglenoid wird dabei die posteriore Konkavität bezeichnet, als Paleoglenoid die anteriore Konkavität [68]. Ein C-Glenoid wird als dysplastisches Glenoid klassifiziert, das durch eine Retroversion von mindestens  $25^\circ$  gekennzeichnet ist. Diese Klassifikation wurde später durch Bercik et al. [64] um ein B3 und ein D-Glenoid ergänzt. Das B3-Glenoid ist laut den Autoren durch eine Retroversion des Glenoids von mindestens  $15^\circ$  sowie eine Subluxation des Humeruskopfes von mindestens 70 % gekennzeichnet. Zudem hat es eine monokonkave Form. Ein antevvertiertes Glenoid mit einer Subluxation von weniger als 40 % wurde als D-Glenoid beschrieben und ebenfalls der bestehenden Klassifikation hinzugefügt. Außerdem wurde bei der Definition des A2-Glenoids der Begriff der „cupula“ aktualisiert [61, 64]: Die eingezeichnete Glenoidlinie von anteriorem zu posteriorem Glenoidrand schneidet bei einem A2-Glenoid den Humeruskopf (vgl. rote Linie in Abbildung 8). Weiterhin wurde spezifiziert, dass bei einem C-Glenoid die Retroversion von mindestens  $25^\circ$  nicht durch Erosion verursacht wurde [64]. Auch Domos et al. [62] ergänzten die bisher bestehende Klassifikation nochmals 2017 um ein B0-Glenoid. Dieses definierten sie als ein Glenoid mit einer präarthrotischen posterioren Subluxation des Humeruskopfes und bauten damit auf eine vorangegangene Studie aus dem Jahr 2002 auf, in der sie die statische posteriore Humeruskopfsubluxation als eine bisher unbekannte Entität für Omarthrose im jungen Erwachsenenalter beschrieben [24].

Die Humeruskopfsubluxation wird anhand der Prozentzahlen des Index wie folgt eingeteilt: Eine Subluxation von 45-55 % wird als zentral positionierter Humeruskopf bezeichnet. Somit gilt ein Subluxationsindex von  $< 45\%$  als anteriore Subluxation und ein Subluxationsindex von  $> 55\%$  als posteriore Subluxation [23, 24, 61]. 2009 adaptierten Gerber et al. [21] diese Einteilung und klassifizierten den Humeruskopf bei einem Subluxationsindex von 35-65 % als zentriert, sodass für eine posteriore Subluxation ein Index von  $> 65\%$  und für eine anteriore Subluxation ein Index von  $< 35\%$  definiert wurde.

Anhand des Klassifikationssystems und der damit einhergehenden Studien wird deutlich, dass eine erhöhte posteriore statische Humeruskopfsubluxation (PSH) häufiger bei Patienten mit Omarthrose auftritt [18, 21, 24, 65, 68].



**Abbildung 8:** Modifizierte Walch-Klassifikation [60, 61] des Glenoids nach Bercik et al. [64]

Mit Abdruckgenehmigung von Elsevier. "Reprinted from Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 25, Bercik MJ, Kruse K 2<sup>nd</sup>, Yalozis M, Gauci MO, Chaoui J, Walch G, A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging, 1601-1606, 2016, with permission from Elsevier."

### 3.5 Wissenschaftlicher Hintergrund und Fragestellung

In der Literatur existieren bisher nur wenige Daten zur Verteilung und Interaktion von Glenoidversion, Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation in der Normalbevölkerung. Es ist jedoch bekannt, dass z. B. erhöhte Glenoidanteversionen häufiger im Zusammenhang mit vorderen Schulterinstabilitäten [69, 70] anzutreffen sind oder eine exzessive Glenoidretroversion mit posterioren Schulterinstabilitäten einhergehen kann [71, 72]. Darüber hinaus ist erwiesen, dass eine reduzierte Humerusretrotorsion mit rezidivierenden anterioren Schulterluxationen assoziiert ist und beispielsweise eine Rotationsosteotomie Abhilfe schaffen kann [46, 54, 73-75]. Zudem weisen Patienten mit einer Omarthrose häufiger eine erhöhte Glenoidretroversion [23, 34, 61] oder eine posteriore Humeruskopfsubluxation auf [21].

Die Kohorten, in denen Normwerte für die oben genannten Parameter bisher generiert worden sind, unterscheiden sich. Die heterogenen Kollektive reichen von jungen, gesunden Probanden aus freiwilligen Studenten oder Athleten [8-15] über Patienten mit Schulterbeschwerden bzw. -pathologien [11, 16-18, 76] bis hin zu Patienten mit therapiebedürftiger Omarthrose oder Defektarthropathie [8, 17, 19-24].

Für die Bestimmung der einzelnen Parameter sind zudem unterschiedliche Messmethoden bekannt.

Die Glenoidversion wird meistens anhand der etablierten Messmethode nach Friedman et al. [34] bestimmt, allerdings scheint die „vault“-Methode nach Matsumura et al. [8] in der klinischen

Handhabung eine Alternative darzustellen, obwohl sie stärker retrovertierte Messergebnisse liefert [35, 77].

Für die Messung der Humerustorsion existieren ebenfalls diverse Messmethoden. In der Literatur kommen jedoch Messmethoden, die sich an der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse orientieren [13, 22, 27, 30] am häufigsten zur Anwendung, obwohl weitere Methoden zur Messung der Humerustorsion genutzt werden können [22, 55]. Auch zur Bestimmung der Humeruskopfsubluxation gibt es einige Messmethoden. Der zunächst durch Badet et al. [23] und Walch et al. [60, 61] beschriebene glenohumerale Index wird aktuell zunehmend wieder verlassen und sich vermehrt auf den scapulohumeralen Index [18, 62] konzentriert, da sich diese Messmethode, wie die Messung der Glenoidversion, ebenfalls anhand der Friedman-Linie orientiert und zuverlässigere Messergebnisse zu liefern scheint [18].

Welche Methoden zur Messung der genannten Parameter am geeignetsten sind, ist aufgrund der Studienlage bisher nicht eindeutig geklärt.

Diese Arbeit soll daher erstmals anatomische Werte eines sehr großen Kollektivs einer adulten Bevölkerung darstellen und einige Messmethoden zu Glenoidversion, Humerustorsion und statischen posterioren Humeruskopfsubluxation vergleichen, um gegebenenfalls geeignetere oder weniger geeignete Messmethoden zu identifizieren.

Die Verlagerung der Knochendichte des Glenoids mit zunehmendem Alter von ventral und dorsal bei jungen Patienten nach zentral bei älteren Patienten legt eine Kongruenzzunahme der Gelenkpartner mit steigendem Alter und damit auch eine Korrelation der genannten Winkel und Indices nahe [78]. Jedoch sind die Zusammenhänge der gemessenen Parameter bisher nicht abschließend geklärt.

Einige Studien konnten keine Korrelation der Parameter nachweisen [5, 9, 13, 19, 21, 23, 79], allerdings waren die Kohorten vorselektioniert und die Fallzahl zumeist relativ gering:

In der Studie von De Wilde et al. [9] wurden 49 Schultern junger, gesunder Patienten untersucht. Hier zeigte sich für das Glenoid durchschnittlich eine Version von  $-3,7^\circ \pm 3,8^\circ$  mit einer Spannweite von  $-14^\circ$  bis  $3^\circ$ . Die Humerustorsion betrug durchschnittlich  $-19,7^\circ \pm 10,0^\circ$  mit einer ebenfalls breiten Spannweite von  $-46^\circ$  bis  $-1^\circ$  [9]. Auch die Studie von Matsumura et al. [13] bezog sich auf junge und gesunde Patienten. Hier konnte bei 410 Schultern keine Korrelation der genannten Winkel der Gelenkpartner nachgewiesen werden. Die Verteilung der Glenoidversion betrug durchschnittlich  $1^\circ \pm 3^\circ$  mit einer Spannweite von  $-9^\circ$  bis  $13^\circ$ . Die Humerustorsion ergab ebenfalls breit verteilte Werte von  $-2^\circ$  bis  $60^\circ$  mit einem Durchschnittswert von  $26^\circ \pm 11^\circ$  [13].

In den Kohorten mit therapiebedürftiger Omarthrose zeigten sich nach Hoenecke et al. [19] bei 121 Schultern eine Glenoidversion von  $-11,3^\circ$  ( $-40,6^\circ$  bis  $14,8^\circ$ ) und eine Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index von 52 % (36 % bis 67 %). Auch Gerber et al. [21] untersuchten 23 omarthrotische Schultern und konnten eine Retroversion des Glenoids mit der Methode nach Friedman et al. [34] von durchschnittlich  $-18^\circ$  ( $-40^\circ$  bis  $8^\circ$ ) und eine Subluxation von rund 71 % (65 % bis 81 %) feststellen. In dieser Studie war keine signifikante Korrelation von Glenoidversion, Humerustorsion und Humeruskopfsubluxation nachweisbar. In einer gemischten Kohorte (18 bis 80 Jahre) von 116 Patienten mit Schulterbeschwerden konnten Rouleau et al. [17] eine Glenoidversion von  $-17,9^\circ \pm 12,8^\circ$  ( $-56,0^\circ$  bis  $12,0^\circ$ ) messen. Die Gleno-

ide waren in den älteren Kohorten von Patienten mit Omarthrose deutlich retrovertierter, zudem zeigte sich eine Subluxation des Humerus nach posterior.

Andere Studien wiesen jedoch Korrelationen zwischen einzelnen Parametern nach [5, 63, 66, 68, 80]:

Terrier et al. [63] identifizierten beispielsweise eine starke Korrelation zwischen scapulohumeralem Index und der anhand der Friedman-Linie gemessenen Glenoidversion in einer Gruppe von 112 omarthrotischen Schultern. In der Studie wurde dargestellt, dass sich mit jedem Grad Glenoidversion auch die Subluxation um ein Prozent in die gleiche Richtung verändert [63]. Auch Sabesan et al. [80] dokumentierten eine nahezu lineare Korrelation zwischen Glenoidversion und humeroscapulärer Ausrichtung.

In dieser Arbeit wird daher die Hypothese einer Korrelation zwischen Retroversion des Glenoids, Torsion des Humerus und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion der computertomographischen Bildgebung überprüft sowie eine potentielle Altersabhängigkeit der einzelnen Parameter untersucht.

Aus den gewonnenen Erkenntnissen könnten weitere Schlüsse für die operative Medizin gezogen werden. Denn insbesondere in der Schulterchirurgie orientiert man sich an Normwerten, um pathologische Zustände korrigieren zu können.

Vor allem in der Endoprothetik wird eine annähernde Wiederherstellung normaler anatomischer Verhältnisse angestrebt. So raten Schulterchirurgen beispielsweise zur Rekonstruktion einer Humerustorsion von 20° bis 40°, um eine gute Beweglichkeit und speziell eine gute Außenrotation des Gelenkes sicherstellen zu können [81-83]. Auch für die Position der Glenoidkomponente sind genaue Kenntnisse der Anatomie erforderlich, um eine Instabilität des Gelenkes und eine Lockerung der Glenoidkomponente zu verhindern [84, 85]. Aktuell werden unter anderem dreidimensionale Planungen präoperativ vorgenommen, um eine exakte Positionierung der Glenoidkomponente gewährleisten zu können [86]. Auch patientenspezifische Instrumente oder robotergestützte Navigation kommen zur Anwendung, um akkuratere Operationsergebnisse zu erzielen und beispielsweise eine Perforation des Glenoid-Gewölbes [87] oder eine Lockerung der Glenoidkomponente durch den „rocking horse“-Effekt (engl. für Schaukelpferd-Effekt) [88-91], also durch exzentrische Belastung durch den Humeruskopf, zu verhindern.

Nicht nur in der Endoprothetik, sondern auch bei anderen Schulterpathologien ist die Wiederherstellung eines Normalzustandes von Belang: Bei Patienten mit rezidivierenden anterioren Schulterluxationen und großen Hill-Sachs-Läsionen [92] kann eine Rotationsosteotomie nach Weber et al. [75] erfolgen, um nach Korrektur und operativer Erhöhung der Humerusretrotorsion ein Verhaken des Hill-Sachs-Defekts [92] am anterioren Glenoid bei Rotationsbewegungen des Armes zu verhindern.

Die genannten Beispiele verdeutlichen, dass eine genaue Kenntnis der Anatomie und der morphologischen Gegebenheiten normaler Schultern in der Schulterchirurgie erforderlich sind. Diese Dissertation soll daher dazu beitragen, bisherige Kenntnisse zu vertiefen.

### 3.6 Projektziele

Primäres Ziel dieser retrospektiven Studie und Dissertation ist es daher, die Verteilung von Glenoidversion, Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation in einer Normalpopulation zu erfassen, sowie jeweils zwei etablierte Messmethoden der Parameter miteinander zu vergleichen und auf Unterschiede in den Messergebnissen zu überprüfen.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist es, die Werte in Bezug zur Altersverteilung zu setzen sowie potentielle Korrelationen der genannten Parameter zu ermitteln.

Durch Messungen an einem großen Kollektiv mit einer Fallzahl von über 500 Schultern soll ein genaueres Verständnis für die morphologischen Gegebenheiten an gesunden Schultern einer Durchschnittsbevölkerung generiert werden.

Grundlage der Auswertung bildeten studienunabhängig erhobene, bereits existierende CT-Datensätze. Anhand dieser Datensätze erfolgte nach Festlegung der Scapula-Ebene und der Humerusachse mittels der radiologischen DICOM-Datenverarbeitungssoftware (DICOM engl. Abkürzung für Digital Imaging and Communications in Medicine) OsiriX (Pixmeo SARL, Bern, Schweiz) [93] die Messung der oben genannten Parameter anhand etablierter Messmethoden. Die Glenoidversion wurde in dieser Studie anhand der Friedman-Linie [34] sowie anhand der „vault“-Methode [8] gemessen. Die Humerustorsion wurde anhand der Messmethoden von Boileau et al. [30] bzw. Hernigou et al. [27], basierend auf Hill et al. [94], sowie Dähnert und Bernd [55] ermittelt. Die Bestimmung der Humeruskopfsubluxation wurde anhand des glenohumeralen und scapulohumeralen Index vorgenommen [23, 60-62].

Zudem war eine Subgruppenanalyse von Patienten mit hoher humeraler Retrotorsion von Interesse, da zu dieser Subgruppe in der Normalbevölkerung in der Literatur zum aktuellen Zeitpunkt am wenigsten Daten gefunden werden konnten.

Die in dieser Studie ermittelten Daten sollen Chirurgen in der operativen Versorgung von Patienten mit Schulterpathologien unterstützen und zur Orientierung für die Rekonstruktion anatomischer Verhältnisse dienen.

## II. Material und Methoden

### 1. Allgemeines

#### 1.1 Datenquellen und Patientenkollektiv

Die Studie für diese Dissertation erfolgte retrospektiv und monozentrisch. Für den Auswertungszeitraum wurden über die Klinikdatenbank Patienten identifiziert, die in den Jahren 2008 bis 2014 am Klinikum der Universität München, Campus Großhadern und Campus Innenstadt, eine Ganzkörper-CT-Bildgebung erhalten hatten. Diese bereits vorhandenen CT-Datensätze, die mit einer Schichtdicke von 2,5 mm bis 3 mm generiert wurden, wurden gescreent und entsprechend der nachfolgend genannten Ein- und Ausschlusskriterien (siehe Kapitel II.1.2 Ein- und Ausschlusskriterien) in den weiteren Prozess der Datenerhebung aufgenommen oder abgelehnt. Die CT-Datensätze bestanden aus Plasmozytom-Screening-Scans sowie aus Positronen-Emissions-Tomographie (PET) CT-Scans.

Nach Einschluss des CT-Datensatzes wurde dieser mittels einer Software zur Darstellung und Verarbeitung radiologischer DICOM-Bilddaten (OsiriX, Pixmeo SARL, Bern, Schweiz) [93] extrahiert und irreversibel anonymisiert. Dreidimensional wurden anschließend die Scapula-Ebene und die Humerusachse eingestellt. Für die Bestimmung der Retroversion des Glenoids wurden die Ebenen zur Achsenrekonstruktion mittig durch die Fossa glenoidea sowie durch die Scapula-Achse einschließlich Margo medialis und inferiorer Spitze der Scapula gelegt. Für die Torsionsbestimmung wurden die Ebenen der Achsenrekonstruktion durch die transepicondyläre Achse und mittig durch die Diaphyse des Humerus gelegt (siehe Kapitel II.2.1 Ebenen- und Achsenrekonstruktion).

Anschließend erfolgte eine Speicherung der eingestellten Schnittebenen als einzelne Bilddatei. In diesen Bilddateien waren neben der zu untersuchenden anatomischen Struktur folgende Daten enthalten: Patientenalter zum Zeitpunkt der Bildgebung in Jahren sowie Körperseite der Scapulae und Humeri (rechts/links).

Anhand der anonymisierten Bilddateien wurden anschließend die Glenoidversion, Humerustorsion und statische posteriore Humeruskopfsubluxation mithilfe des Programms CorelDRAW (Corel Corporation, Ottawa, Ontario, Kanada), das bereits für ähnliche medizinische Messungen anderer Autoren zum Einsatz kam [9], ermittelt.

Die retrospektive Datenerfassung erfolgte bis eine Zielgröße von mindestens 500 Schultern erreicht wurde. Final wurde in dieser Studie 512 Schultern erfasst.

#### 1.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Als Einschlusskriterien für die Aufnahme in diese Studie und die Verwendung der CT-Datensätze zur Auswertung wurden zum einen die vollständige Darstellung der relevanten Strukturen beider Scapulae und Humeri der Patienten sowie die korrekte Position der Patienten

während der Bildgebung in Rückenlage und Neutral-Null-Stellung definiert. Die Neutral-Null-Stellung beschreibt eine Position, bei der die Handflächen zum Körper und den Daumen nach ventral zeigen. Diese Position der Patienten während der Bildgebung ist für die Achsenrekonstruktion und die unterschiedlichen Messmethoden essentiell.

Weiteres Einschlusskriterium war die Volljährigkeit der Patienten.

Als Ausschlusskriterien wurden unvollständige Abbildungen der relevanten Strukturen der Scapulae und Humeri, akute Frakturen, Frakturfolgezustände, das Vorhandensein von Osteosynthesematerial oder Prothesen, Omarthrose, Cuff-Arthropathie, strukturverändernde Knochenläsionen jeglicher Art und Artefakte in der computertomographischen Bildgebung definiert, um die Normalbevölkerung bestmöglich darzustellen und potentielle Rotationsfehler auszuschließen.

## **2. Messmethoden**

### **2.1 Ebenen- und Achsenrekonstruktion**

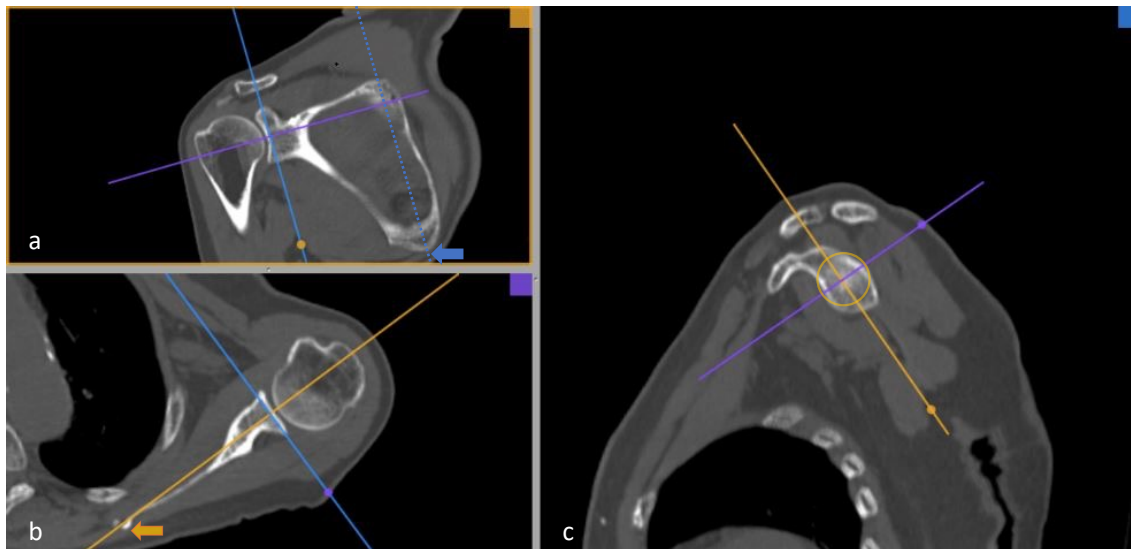
Die CT-Bildgebung aller Patienten war bereits vor Beginn dieser Studie generiert worden. Für die Computertomographie waren die Patienten aufgrund der Protokolle für die Erstellung der Plasmazytom- bzw. PET-Screening-Scans in Rückenlage und Neutral-Null-Stellung, d. h. mit den Handflächen zum Körper und den Daumen nach ventral zeigend, positioniert worden. Die korrekte Position der Patienten während der computertomographischen Bildgebung als Einschlusskriterium wurde daher erfüllt.

Neben der Position der Patienten während der Bildgebung war für die Auswertung der CT-Datensätze zudem eine Ebenen- und Achsenrekonstruktion notwendig, um beispielsweise die variable Position oder die Inkliniation der Scapula bei der Messung der Glenoidretroversion und damit verbundene Fehlmessungen zu verhindern und akkuratere Messungen zu ermöglichen [13, 20, 95-97]. Ähnliches gilt für die Bestimmung der Humerustorsion: Die Messung der Retrotorsion sollte an der zur Humerusdiaphysenachse senkrecht stehenden Schichtbildgebung erfolgen, andernfalls kann die Retrotorsion unter- oder überschätzt werden [22, 98, 99].

Es wurde daher eine Rekonstruktion der Ebenen und Achsen mit der DICOM-Datenverarbeitungssoftware OsiriX (Pixmeo SARL, Bern, Schweiz) [93] erstellt. Diese Software verwendeten bereits andere Autoren für vergleichbare Messungen [67, 77, 96, 100, 101].

#### **2.1.1 Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula**

Für die Glenoidversion erfolgte die Ebenen- bzw. Achsenrekonstruktion anhand der Ebene des Scapulakörpers (vgl. Abbildung 9). Wie von Kwon et al. [29] beschrieben, wurden dafür der Mittelpunkt der Fossa glenoidea, die Insertionsstelle der Spina scapulae an der Margo medialis scapulae sowie der distale Scapula-Pol ausgewählt und die korrekte Ebene des Scapulakörpers generiert. Diese Rekonstruktionsebene wurde in weiteren Studien häufig verwendet und von diversen Autoren empfohlen [8, 20, 66, 95, 102-107].



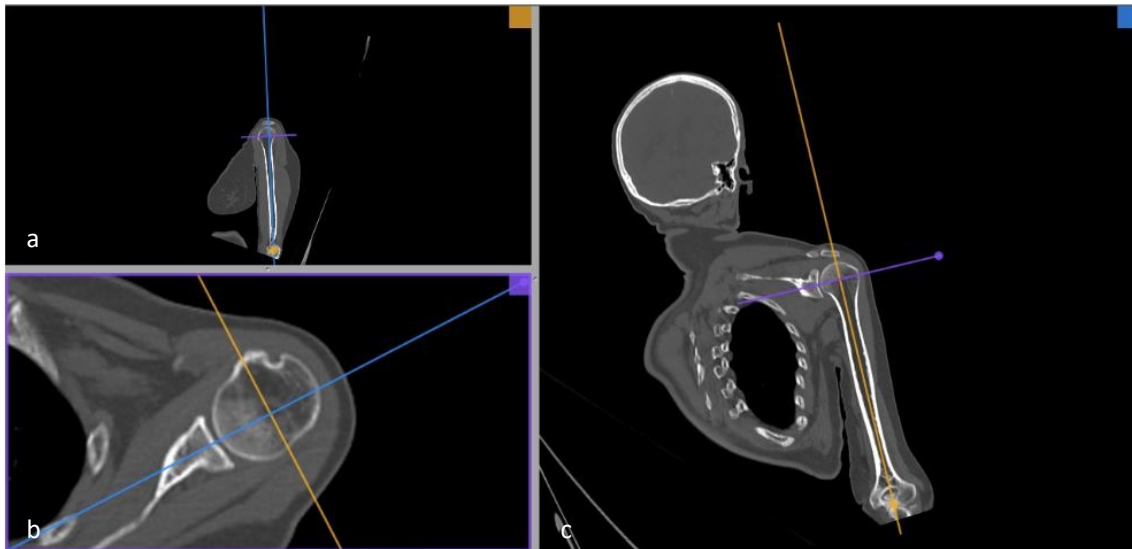
**Abbildung 9:** 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula

Abb. 9a: Darstellung des Mittelpunkts der Fossa glenoidale als Kreuzung der blau und violett dargestellten Ebenen sowie des distalen Scapulapols (blauer Pfeil). Die gestrichelte blaue Linie ist zur Veranschaulichung als Parallele zur blau dargestellten Ebene durch den distalen Scapulapol eingefügt worden. Die violette Linie verbindet den Mittelpunkt der Fossa glenoidale mit der Insertionsstelle der Spina scapulae an der Margo medialis. Abb. 9b: Auffindung der Insertionsstelle der Spina scapulae an der Margo medialis (orangefarbener Pfeil). Eine Ebene (orangefarbene Linie) wurde für die Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula durch den Mittelpunkt der Fossa glenoidale und die Insertionsstelle der Spina scapulae an der Margo medialis gelegt. Darstellung des Mittelpunkts der Fossa glenoidale als Kreuzung der in Blau und Orange dargestellten Ebenen. Abb. 9c: Auffindung und Darstellung des Mittelpunkts der Fossa glenoidale als Kreismittelpunkt der sich kreuzenden orangefarbenen und violetten Ebenen.

### 2.1.2 Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus

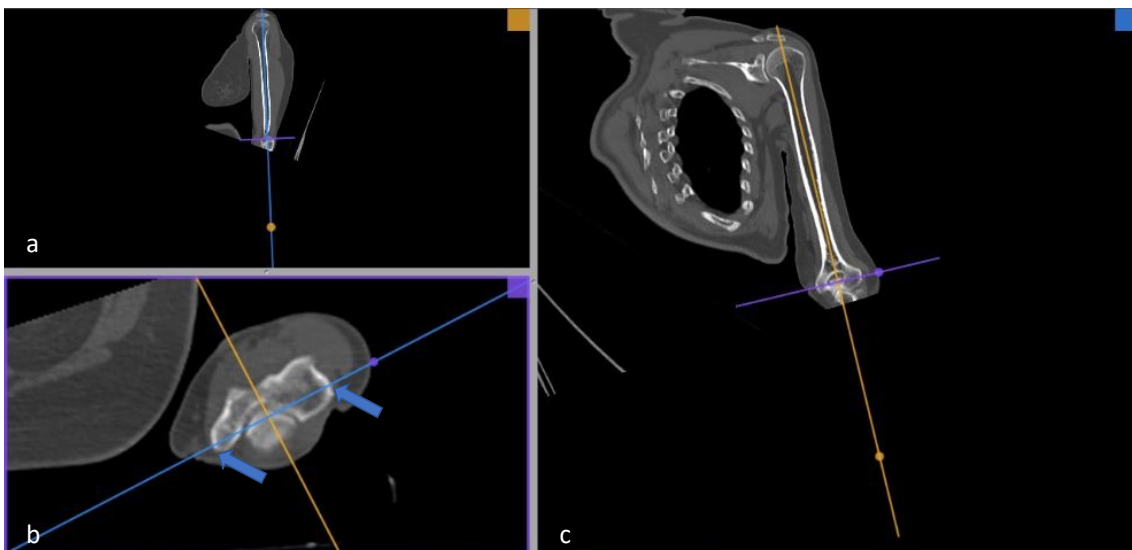
Für die Messung der Humerustorsion wurden zwei zueinander senkrecht stehende Ebenen für die Rekonstruktion mittig durch die Humerusdiaphyse gelegt (siehe orangefarbene bzw. blaue Ebene in Abbildung 10 und Abbildung 11) [22]. Senkrecht zu den Ebenen der Humerusdiaphyse wurde die dritte Ebene transepicondylär durch den medialen und lateralen Epicondylus eingefügt (siehe blaue Linie in Abbildung 11b bzw. violette Linie in Abbildung 11c) [49, 99].





**Abbildung 10:** 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus mit Projektion auf den Humeruskopf

*Abb. 10a und 10c:* Darstellung der Humerusdiaphyse für die Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus. Zwei zueinander senkrecht stehende Ebenen (hier als blaue und orangefarbene Linie dargestellt) wurden mittig durch die Humerusdiaphyse gelegt. Die violette Linie verläuft als Orientierungslinie senkrecht zu der blauen bzw. orangefarbenen Ebene. *Abb. 10b:* Darstellung der beiden zueinander senkrecht stehenden Ebenen, die mittig durch die Humerusdiaphyse verlaufen, mit Projektion auf den Humeruskopf.



**Abbildung 11:** 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus mit Projektion auf den distalen Humerus

*Abb. 11a und 11c:* Darstellung der Humerusdiaphyse für die Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus. Zwei zueinander senkrecht stehende Ebenen (hier als blaue und orangefarbene Linie dargestellt) wurden mittig durch die Humerusdiaphyse gelegt. Die violette Linie verläuft als Orientierungslinie senkrecht zu der blauen bzw. orangefarbenen Ebene. *Abb. 11b:* Darstellung der beiden zueinander senkrecht stehenden Ebenen, die mittig durch die Humerusdiaphyse verlaufen, mit Projektion auf den distalen Humerus. Die blau dargestellte Linie verläuft durch den Epicondylus lateralis humeri und den Epicondylus medialis humeri (blaue Pfeile).

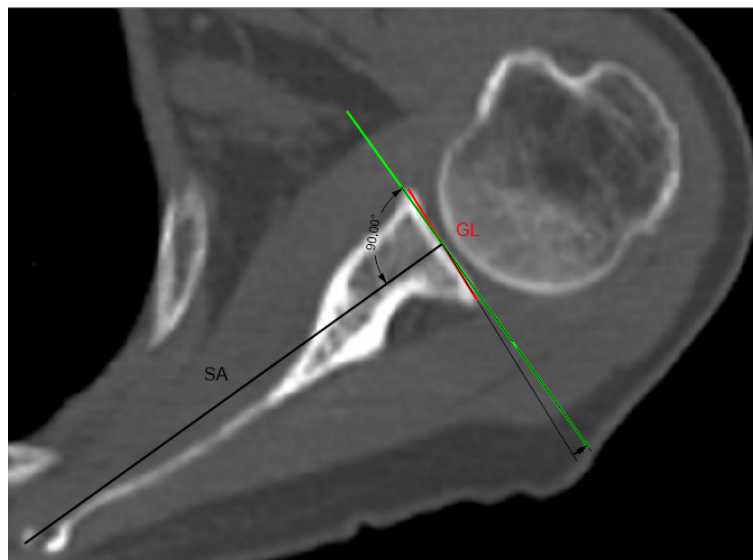
## 2.2 Bestimmung der Glenoidversion

Nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula wurde für die Messung der Glenoidversion die Schnittbildebene im Bereich des mittleren Glenoids gewählt (vgl. Abbildung 9b bzw. violette Ebene in Abbildung 9a und c).

Die Winkelbestimmung der Version des Glenoids erfolgte in dieser Studie anhand der Messmethoden nach Friedman et al. [34] (klassischer Glenoidwinkel/engl. glenopolar angle = GPA) und mithilfe der „vault“-Methode nach Matsumura et al. [8].

Als erste Referenzlinie wurde eine Verbindungslinie zwischen anteriorem und posteriorem Rand des Glenoid, exklusive osteophytärer Anbauten, verwendet. Diese Verbindungslinie wird Glenoidlinie genannt (siehe Abbildung 3, Abbildung 12 und Abbildung 13).

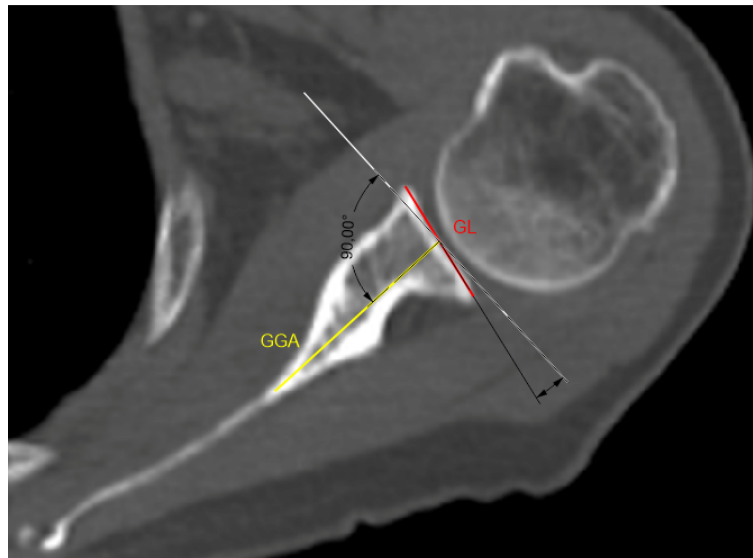
Friedman et al. [34] setzten als weitere Referenzlinie die Scapula-Achse (SA) fest. Diese wird durch eine Verbindungslinie zwischen tiefstem Punkt der Fossa glenoidea sowie medialstem Punkt der in dieser Schnittbildebene sichtbaren Margo medialis der Scapula gebildet. Eine Senkrechte zur Scapula-Achse wurde nach Friedman et al. [34] als neutrale Version des Glenoids ( $0^\circ$ ) definiert. Der Winkel zwischen der Senkrechten zur Scapula-Achse und der Glenoidlinie entspricht der Glenoidversion. Eine negative Glenoidversion gilt als Retroversion, bezeichnet also ein nach dorsal geneigtes Glenoid, während eine positive Glenoidversion eine Anteversion, dem entsprechend ein nach anterior geneigtes Glenoid, beschreibt. Alternativ kann statt dem tiefsten Punkt der Fossa glenoidea der Mittelpunkt der Glenoidlinie als medialer Bezugspunkt für die Scapula-Achse verwendet werden [13]. Dieser mediale Referenzpunkt der Scapula-Achse kam bei den Messungen für diese Dissertation zum Einsatz.



**Abbildung 12:** Definition der Scapula-Achse, der Glenoidlinie und der Senkrechten zur Scapula-Achse  
Die Scapula-Achse (SA, schwarze Linie), die Glenoidlinie (GL, rote Linie) sowie die Senkrechte zur Scapula-Achse (grüne Linie) sind als Linien in der axialen Schnittbildgebung eingezeichnet. Der Winkel zwischen Senkrechter zur Scapula-Achse und Glenoidlinie (GL) wird als Glenoidversion bezeichnet.

Nach Matsumura et al. [8, 13] wurde ebenfalls eine Verbindungslinie zwischen anteriorem und posteriorem Rand des Glenoids (Glenoidlinie) verwendet und diese in Bezug zu einer Linie

gesetzt, die den Mittelpunkt der Glenoidlinie bzw. das Zentrum des Glenoids mit einem weiteren Referenzpunkt der Scapula verbindet. Dies kann zum einen der in der Schnittbildgebung medialste Punkt der Scapula – wie von Friedman et al. [34] als Scapula-Achse beschrieben – bzw. die Insertionsstelle der Spina scapulae an der Margo medialis scapulae – wie von Matsumura et al. [8] definiert – sein, oder aber ein anderer Bezugspunkt im Bereich des Scapulakörpers. In der axialen CT-Schicht bildet das Glenoid mit seiner knöchernen Masse schematisch zweidimensional dargestellt annähernd eine Art Dreieck bzw. dreieckiges Gewölbe. Wird die Glenoidlinie als Basis des dreieckigen Gewölbes festgesetzt, so kann man weiter medial die Spitze des Gewölbes als Punkt definieren. Eine Verbindungslinie zwischen dem Mittelpunkt der Glenoidlinie und der Gewölbespitze wird zur Messung der Glenoidversion ebenfalls als Referenzlinie des Scapulakörpers verwendet. Matsumura et al. [8] bezeichneten diese Linie als Glenoid-Gewölbe-Achse, das annähernd dreieckige Gewölbe (Gewölbe = engl. „vault“) als „glenoid vault“ bzw. „scapular vault“ und die Messmethode als „vault method“. Die Glenoidversion wird nun als Winkel zwischen einer Senkrechten zur Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) und der Glenoidlinie beschrieben [8].



**Abbildung 13:** Definition der Glenoid-Gewölbe-Achse und der Glenoidlinie

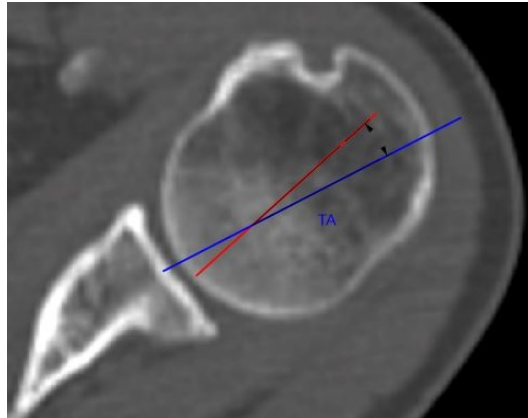
Der Winkel zwischen Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA, gelbe Linie) und Glenoidlinie (GL, rote Linie) wird als Glenoidversion bezeichnet. Die Senkrechte zur Glenoid-Gewölbe-Achse ist als weiße Linie dargestellt.

### 2.3 Bestimmung der Humerustorsion

Nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion des Humerus erfolgte die Messung der Humerustorsion (HT) für diese Studie anhand der Messmethoden nach Boileau et al. [30] bzw. Hernigou et al. [27], basierend auf Hill et al. [94], sowie Dähnert und Bernd [55].

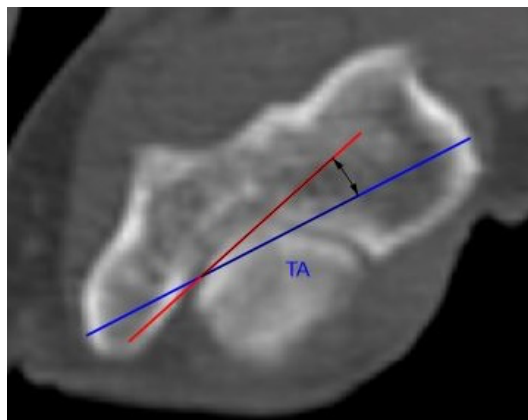
Hernigou et al. [27] und weitere Autoren verwendeten die CT-Schnittbildebene mit dem größten Humeruskopf-Durchmesser [12, 22]. Das anteriore Gelenkflächenende wird mit dem posterioren Gelenkflächenende durch eine Linie verbunden und anschließend eine Senkrechte zum Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen den Gelenkflächenenden gelegt (vgl. Abbildung 4). Diese

Senkrechte wird als Humeruskopfachse (HA) bezeichnet. Die Torsion des Humeruskopfes wird als Winkel zwischen der Senkrechten zu der Gelenkfläche des Humeruskopfes und der transepicondylären Achse (TA) am distalen Humerus beschrieben (vgl. Abbildung 14 und Abbildung 15) [27, 30].



**Abbildung 14:** Definition der Humerustorsion (HA – TA) mit Projektion auf den Humeruskopf

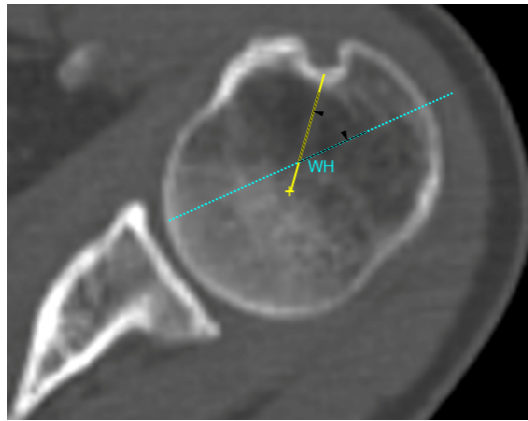
Die Humerustorsion wird als Winkel (siehe schwarze Pfeilspitzen) zwischen der Humeruskopfachse (rote Linie) und der transepicondylären Achse (TA, blaue Linie) gemessen. Eine Projektion der transepicondylären Achse erfolgte hier auf die proximale Schnittbildebene mit der Darstellung des Humeruskopfes.



**Abbildung 15:** Definition der Humerustorsion (HA – TA) mit Projektion auf die Epicondyle

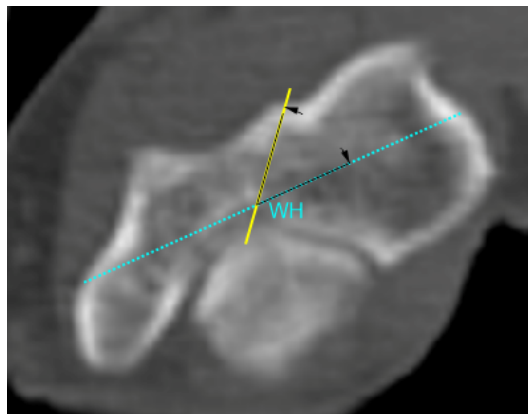
Die Humerustorsion wird als Winkel (siehe schwarze Pfeilspitzen) zwischen der Humeruskopfachse (rote Linie) und der transepicondylären Achse (TA, blaue Linie) gemessen. Eine Projektion der Humeruskopfachse erfolgte hier auf die distale Schnittbildebene mit der Darstellung der Epicondyle.

Dähnert und Bernd [55] wählten als distale Referenz die Winkelhalbierende zwischen volarer und dorsaler Trochleatangente (vgl. Abbildung 7). Als proximale Referenz nutzten die Autoren eine Verbindungslinie zwischen tiefstem Punkt des Sulcus intertubercularis und dem Mittelpunkt eines an den Humeruskopfdurchmesser angepassten Kreises (vgl. Abbildung 5). Die Humerustorsion bezeichnet unter Verwendung dieser Referenzlinien den Winkel zwischen der Sulcus-intertubercularis-Achse (SIA) und der Winkelhalbierenden (WH) (vgl. Abbildung 16 und Abbildung 17).



**Abbildung 16:** Definition der Humerustorsion (SIA – WH) mit Projektion auf den Humeruskopf

Die Humerustorsion wird hier als Winkel zwischen der Sulcus-intertubercularis-Achse (gelbe Linie) und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (WH, hellblaue gepunktete Linie) dargestellt. Eine Projektion der Sulcus-intertubercularis-Achse (gelbe Linie) erfolgte hier auf die proximale Schnittbildebene mit der Darstellung des Humeruskopfes.



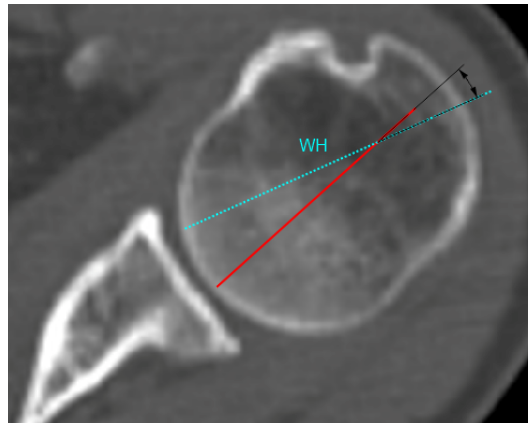
**Abbildung 17:** Definition der Humerustorsion (SIA – WH) mit Projektion auf die Epicondylen

Die Humerustorsion wird hier als Winkel zwischen der Sulcus-intertubercularis-Achse (gelbe Linie) und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (WH, hellblaue gepunktete Linie) dargestellt. Eine Projektion der Sulcus-intertubercularis-Achse (gelbe Linie) erfolgte hier auf die distale Schnittbildebene mit der Darstellung der Epicondylen.

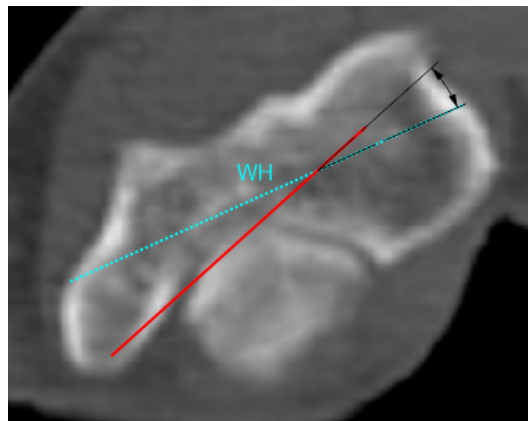
Für diese Studie wurden zur Messung der Humerustorsion somit je zwei proximale Referenzlinien (Humeruskopfachse und Sulcus-intertubercularis-Achse) sowie zwei distale Referenzlinien (transepicondyläre Achse und Winkelhalbierende der volaren und dorsalen Trochleatangenten) verwendet.

Kombiniert man nun diese vier verschiedenen Referenzlinien miteinander, so erhält man zwei weitere Messmethoden, um die Humerustorsion zu bestimmen.

Zum einen kann als proximale Referenzlinie die von den Autoren beschriebene Humeruskopfachse [27, 30, 94] und als distale Referenzlinie die beschriebene Winkelhalbierende der volaren und dorsalen Trochleatangenten [55] herangezogen werden (vgl. Abbildung 18 und Abbildung 19).



**Abbildung 18:** Definition der Humerustorsion (HA – WH) mit Projektion auf den Humeruskopf  
Die Humerustorsion ist als Winkel zwischen der Humeruskopfachse (rote Linie) und der Winkelhalbierenden (WH, hellblaue gepunktete Linie) der volaren und dorsalen Trochleatangenten dargestellt. Eine Projektion der Winkelhalbierenden erfolgte hier auf die proximale Schnittbildebene mit der Darstellung des Humeruskopfes.

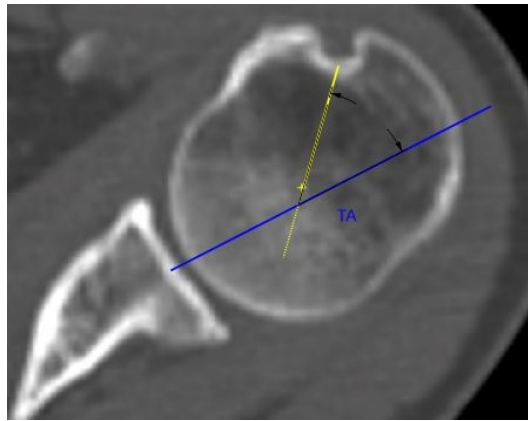


**Abbildung 19:** Definition der Humerustorsion (HA – WH) mit Projektion auf die Epicondylen  
Die Humerustorsion ist hier als Winkel zwischen der Humeruskopfachse (rote Linie) und der Winkelhalbierenden (WH, hellblaue gepunktete Linie) der volaren und dorsalen Trochleatangenten dargestellt. Eine Projektion der Humeruskopfachse erfolgte hier auf die distale Schnittbildebene mit der Darstellung der Epicondylen.

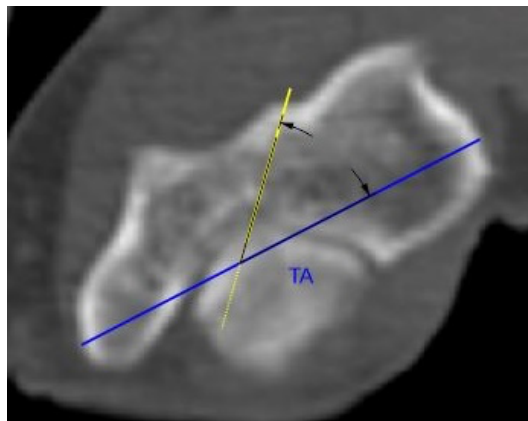
Zum anderen kann die von Dähnert und Bernd [55] beschriebene Sulcus-intertubercularis-Achse mit der transepicondylären Achse kombiniert und somit die Humerustorsion auf eine vierte Art und Weise gemessen werden (vgl. Abbildung 20 und Abbildung 21).

Für diese Studie kamen alle vier verschiedenen Messmethoden und Kombinationsmöglichkeiten zur Bestimmung der Humerustorsion zum Einsatz.

Die spitzen Winkel der Humerustorsion wurden in den hier dargestellten Abbildungen zur Veranschaulichung und Vereinheitlichung lateral eingezeichnet. Die Winkel könnten jedoch auch medial abgelesen werden, da es sich um Scheitelwinkel handelt.



**Abbildung 20:** Definition der Humerustorsion (SIA – TA) mit Projektion auf den Humeruskopf  
Die Humerustorsion ist hier als Winkel (siehe schwarze Pfeilspitzen) zwischen der Sulcus-intertubercularis-Achse (gelbe Linie) und der transepicondylären Achse (blaue Linie) dargestellt. Eine Projektion der transepicondylären Achse (TA) erfolgte hier auf die proximale Schnittbildebene mit der Darstellung des Humeruskopfes.



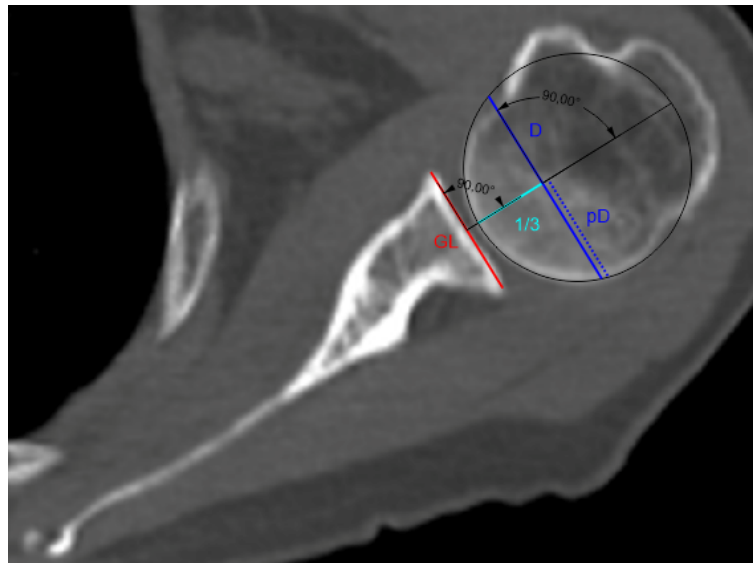
**Abbildung 21:** Definition der Humerustorsion (SIA – TA) mit Projektion auf die Epicondylen  
Die Humerustorsion ist hier als Winkel (siehe schwarze Pfeilspitzen) zwischen der Sulcus-intertubercularis-Achse (gelbe Linie) und der transepicondylären Achse (TA, blaue Linie) dargestellt. Eine Projektion der Sulcus-intertubercularis-Achse (gelbe Linie) erfolgte hier auf die distale Schnittbildebene mit der Darstellung der Epicondylen.

## 2.4 Bestimmung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation

Die Messung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation erfolgte für diese Studie nach Rekonstruktion der Scapulaebene anhand der gleichen Schnittbildebene, an der auch die Messung der Glenoidversion vorgenommen wurde. Verwendet wurden die bekannten Messmethoden von Domos bzw. Walch et al. [62].

Walch et al. [60, 61] sowie Badet et al. [23] generierten eine Messmethode zur Messung des glenohumeralen Index angelehnt an die von Papilion und Shall [59] beschriebene Methode zur Messung der Translation des Humeruskopfes. In der axialen Schicht der CT-Bildgebung wird die oben beschriebene Glenoidlinie eingezeichnet und dazu eine Senkrechte erstellt, die so

verlängert wird, dass sie den Humeruskopf in einen ventralen und dorsalen Anteil teilt. Anschließend wird eine Parallele zur Glenoidlinie auf der bereits generierten Senkrechten zur Glenoidlinie erstellt, die auf die Grenze zwischen medialem und mittlerem Drittel des Humeruskopfes gelegt wird [23, 60, 61]. Der glenohumerale Index wird auf der generierten Parallele zur Glenoidlinie durch Division des posterioren Anteils des Humeruskopfdurchmessers durch den gesamten Humeruskopfdurchmesser berechnet. Das Dezimal-Ergebnis wird nun mit 100 % multipliziert, um eine prozentuale Angabe der Subluxation und damit den glenohumeralen Subluxationsindex zu erhalten (vgl. Abbildung 22).

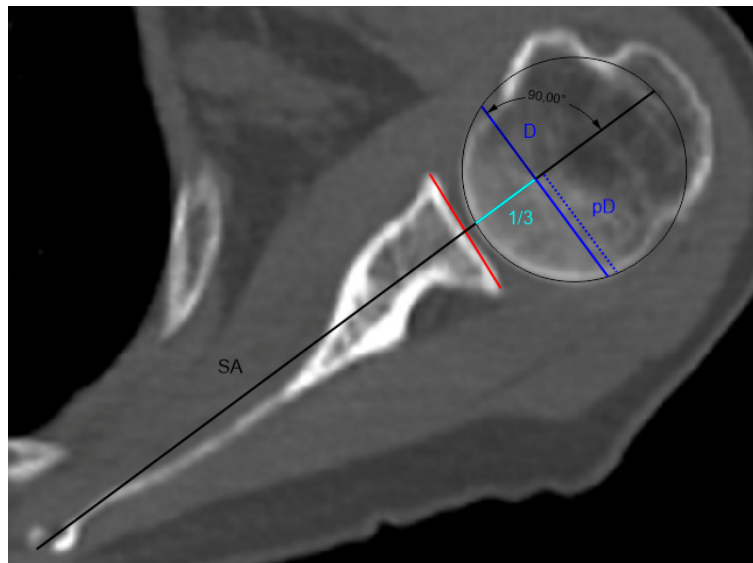


**Abbildung 22:** Definition der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index  
Die Glenoidlinie (GL) ist hier als rote Linie dargestellt. Eine Senkrechte zur Glenoidlinie wurde ausgehend vom Mittelpunkt der Glenoidlinie generiert. Diese Senkrechte wurde verlängert, sodass sie durch den Humeruskopf zieht. Die verlängerte Senkrechte zur Glenoidlinie durchtrennt einen an die Gelenkfläche des Humeruskopfes angepassten Kreis in einen anterioren bzw. ventralen und posterioren bzw. dorsalen Halbkreis. Eine Parallele zur Glenoidlinie (dunkelblaue Linie) ist auf Höhe des medialen Drittels des Humeruskopfes eingezeichnet. Dadurch entsteht ein gesamter Durchmesser D (dunkelblaue Linie) sowie ein posteriorer Durchmesser pD (gestrichelte dunkelblaue Linie). Berechnet man nun  $(pD/D) \times 100 \%$ , so erhält man die statische posteriore Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index.

Für die Bestimmung des scapulohumeralen Index wurde in dieser Arbeit die von Friedman et al. [34] beschriebene Scapula-Achse als Referenzlinie verwendet [18, 62, 63]. Auch bei dieser Messmethode wird die Scapula-Achse bzw. Friedman-Linie [34] so verlängert, dass sie den Humeruskopf teilt. Im Anschluss daran wird eine Senkrechte zur Scapula-Achse bzw. Friedman-Linie auf die Grenze zwischen medialem und mittlerem Drittel des Humeruskopfes gelegt. Durch Generieren dieser genannten Linien wird der Humeruskopf auch hier in einen ventralen und dorsalen Anteil geteilt. Der scapulohumerale Index berechnet sich analog zu dem glenohumeralen Index: Es erfolgt eine Division des posterioren Anteils des Humeruskopfdurchmessers durch den gesamten Humeruskopfanteil, der durch die Senkrechte zur Scapula-Achse bzw. Friedman-Linie [34] generiert wird. Anschließend wird das Ergebnis auch hier mit 100 % multipliziert, um eine prozentuale Angabe zu erhalten (vgl. Abbildung 23).



Gemäß der Zeichnung und der Messmethode des scapulohumeralen Index nach Domos et al. [62] wird in den Humeruskopf ein Kreis eingesetzt, der sich der Gelenkfläche am besten anschmiegt. Anschließend wird der mittig im Kreis liegende Humeruskopfdurchmesser verwendet und nicht der Humeruskopfdurchmesser zwischen medialem und mittlerem Drittel des Humeruskopfes. Von Walch et al. [60, 61] und Badet et al. [23] wurde 1998 jedoch initial bei der Beschreibung des glenohumeralen Index der Humeruskopfanteil im Bereich des medialen Drittels des Humeruskopfdurchmessers erwähnt, daher wurde die Messung des scapulohumeralen Index in dieser Studie ebenfalls anhand des Humeruskopfdurchmessers im medialen Drittel bestimmt.



**Abbildung 23:** Definition der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen Index  
Die Scapula-Achse (SA) ist hier als schwarze Verbindungslinie zwischen medialstem Punkt der Scapula und Mittelpunkt der Glenoidlinie (rote Linie) dargestellt. Diese Scapula-Achse wurde verlängert, sodass sie durch den Humeruskopf zieht. Die verlängerte Scapula-Achse durchtrennt einen an die Gelenkfläche des Humeruskopfes angepassten Kreis in einen anterioren bzw. ventralen und posterioren bzw. dorsalen Halbkreis. Eine Senkrechte zur Scapula-Achse (dunkelblaue Linie) ist auf Höhe des medialen Drittels des Humeruskopfes eingezeichnet. Dadurch entsteht ein gesamter Durchmesser D (dunkelblaue Linie) sowie ein posteriorer Durchmesser pD (gestrichelte dunkelblaue Linie). Berechnet man nun  $(pD/D) \times 100 \%$ , so erhält man die statische posteriore Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen Index.

### 3. Statistik

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte anhand des Programmes Microsoft Excel (Office 2021, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA).

Für die deskriptive Statistik wurden der arithmetische Mittelwert (MW), der Median, die einfache Standardabweichung (STABW), die Varianz sowie Minimum und Maximum berechnet.

Die Normalverteilung der Daten wurde gemäß dem Kolmogorov-Smirnov-Test sowie graphisch anhand von Histogrammen bzw. Häufigkeitsdiagrammen überprüft. Der kritische Wert  $K$  für die Berechnung des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurde anhand unten aufgeführter Formel ermittelt, wobei  $n$  für die Anzahl steht und  $\alpha$  das Signifikanzniveau bezeichnet [108]:

$$K_{n;1-\alpha/2} = \frac{\sqrt{\ln\left(\frac{2}{\alpha}\right)}}{\sqrt{2n}}$$

Zur graphischen Veranschaulichung der Verteilung der Messwerte und zum Vergleich der Mediane wurden Box-Plot-Diagramme erstellt.

Die Korrelation der normalverteilten Parameter wurde mittels Pearson's Korrelationskoeffizienten ermittelt und graphisch anhand von Streudiagrammen dargestellt. Sofern Korrelationen existierten, wurde die Trendlinie innerhalb der Streudiagramme jeweils als schwarze Linie dargestellt.

Zeigten sich die Variablen nicht normalverteilt, wurde die Korrelation anhand des Spearman-Rangkorrelationskoeffizienten bestimmt.

Für den Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden wurde der t-Test für unabhängige Variablen gleicher bzw. ungleicher Varianzen bei dem Vergleich zweier Variablen oder eine Varianzanalyse (analysis of variance = ANOVA) bei dem Vergleich von mehr als zwei Variablen verwendet.

Als Signifikanzniveau wurde standardmäßig ein p-Wert von  $< 0,05$  definiert.

## III. Ergebnisse

### 1. Struktur der Studienpopulation

#### 1.1 Gesamtzahl

Anhand der Ein- und Ausschlusskriterien konnten 512 Schultern in die Studie eingeschlossen werden. Die Verteilung von rechten und linken Schultern war identisch, es wurden jeweils 256 rechte und linke Schultern identifiziert. Es handelt sich um insgesamt 230 Schultern weiblicher Patientinnen sowie um 282 Schultern männlicher Patienten.

#### 1.2 Altersverteilung

Das Durchschnittsalter der Studienpopulation belief sich auf 63,5 Jahre mit einer Standardabweichung von rund  $\pm 13,0$  Jahren. Die Spannweite der Altersverteilung betrug 20 bis 89 Jahre.

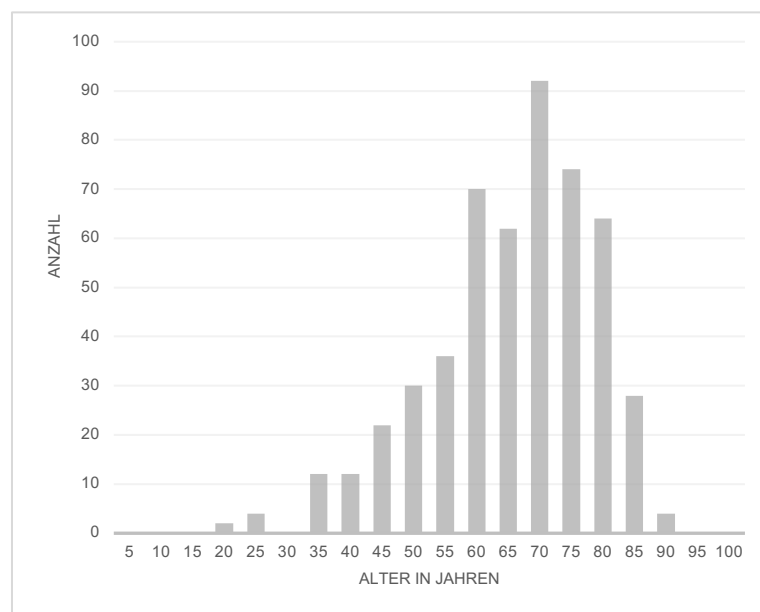


Abbildung 24: Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Altersgruppen

Mittels Kolmogorov-Smirnov-Test wurde dargestellt, dass die Altersverteilung nicht normalverteilt ist. Die Teststatistik zeigte eine maximale Abweichung von 0,088, während der kritische Wert bei 0,060 lag. Da die maximale Abweichung größer ist als der kritische Wert, kann die Nullhypothese mit der Annahme einer Normalverteilung nicht angenommen und muss daher abgelehnt werden. Dies zeigte sich auch im Histogramm (vgl. Abbildung 24). Für jegliche weite-

re Berechnung von Korrelationen wurde daher im Folgenden bei Verwendung der Altersverteilung als Variable der Rangkorrelationskoeffizient von Spearman verwendet.

## 2. Glenoidversion

### 2.1 Ergebnisse der Glenoidversion als Winkel zwischen Glenoidlinie und Senkrechter zur Scapula-Achse

Die Glenoidversion, anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) gemessen, betrug im Durchschnitt  $-3,0^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $\pm 4,1^\circ$ . Als minimaler Wert wurde eine Retroversion von  $-20,9^\circ$  und als Maximalwert eine Anteversion von  $12,5^\circ$  ermittelt (siehe Tabelle 1).

### 2.2 Ergebnisse der Glenoidversion als Winkel zwischen Glenoidlinie und Senkrechter zur Glenoid-Gewölbe-Achse

Wurde die Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) für die Bestimmung der Glenoidversion zugrunde gelegt, so resultierten stärker retrovertierte Messwerte (vgl. Abbildung 25 und Abbildung 26). Es ergab sich ein Mittelwert von  $-10,8^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $\pm 4,0^\circ$ . Die niedrigste gemessene Retroversion betrug hier  $-25,7^\circ$ , während sich die maximal gemessene Anteversion auf  $2,1^\circ$  belief (siehe Tabelle 1).

### 2.3 Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden der Glenoidversion

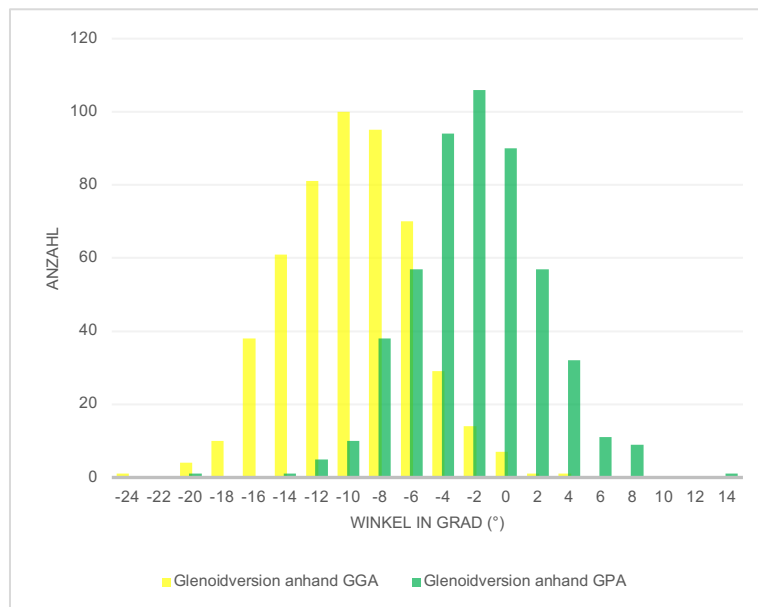
Die ermittelten Werte bei Verwendung der unterschiedlichen Messmethoden der Glenoidversion werden in Tabelle 1 gegenübergestellt.

	Glenoidversion GPA	Glenoidversion GGA
Mittelwert	$-3,0^\circ$	$-10,8^\circ$
Median	$-3,1^\circ$	$-10,8^\circ$
Standardabweichung	$\pm 4,1^\circ$	$\pm 4,0^\circ$
Varianz	$16,7^\circ$	$15,8^\circ$
Minimum/maximale Retroversion	$-20,9^\circ$	$-25,7^\circ$
Maximum/maximale Anteversion	$12,5^\circ$	$2,1^\circ$

**Tabelle 1:** Messwerte der Glenoidversion anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) und der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA)

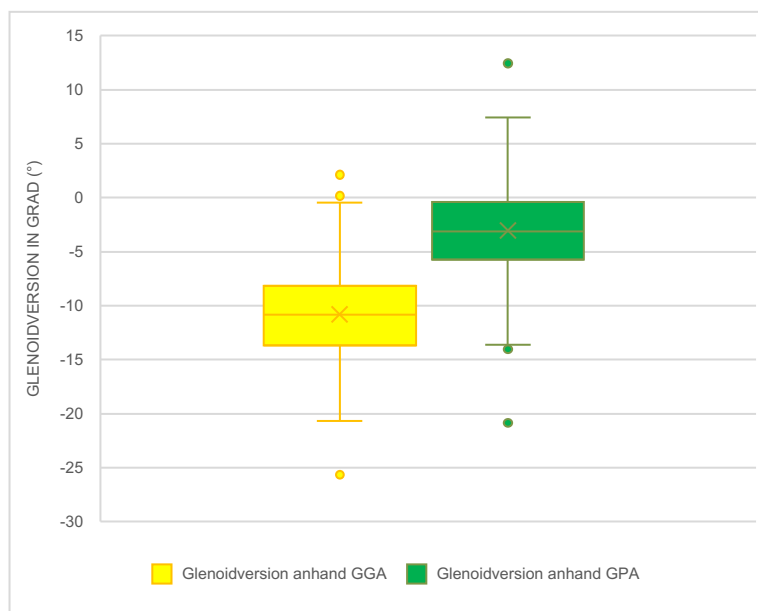
Die Glenoidversion war sowohl für die Messmethode anhand GPA als auch GGA normalverteilt. Die Normalverteilung wurde anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests bestimmt. Bei beiden

Messmethoden lag der Wert der maximalen Abweichung bzw. der Teststatistik bei 0,02 und der kritische Wert bei 0,06. Da die Teststatistik mit 0,02 kleiner als der kritische Wert von 0,06 ist, kann von einer Normalverteilung ausgegangen werden. Die graphische Darstellung im Histogramm bestätigt dies und zeigt annähernd eine Gauß'sche Glockenkurve (vgl. Abbildung 25).



**Abbildung 25:** Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Glenoidversion (GGA bzw. GPA)

Die Glenoidversion wurde anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA, gelbes Balkendiagramm) und anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA, grünes Balkendiagramm) gemessen. Die Farben sind an die Bezugslinien in Abbildung 12 und Abbildung 13 angelehnt.



**Abbildung 26:** Box-Plot-Diagramm zur Glenoidversion (GGA bzw. GPA)

Die Glenoidversion wurde anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA, gelbes Diagramm) und des klassischen Glenoidwinkels (GPA, grünes Diagramm) gemessen.

Im Vergleich beider Messmethoden mittels t-Test für unabhängige Stichproben gleicher Varianzen zeigte sich ein signifikanter Unterschied mit  $p < 0,001$ . Die t-Statistik lag bei 30,1 und damit deutlich über 0. So wurde bestätigt, dass der Mittelwert der Glenoidversion, der anhand des GPA gemessen wurde, größer ist als der Mittelwert der Glenoidversion, die anhand des GGA gemessen wurde ( $-3,0^\circ$  ist größer als  $-10,8^\circ$ ). Der kritische t-Wert für den zweiseitigen Test lag bei 2,0. Die t-Statistik ist mit 30,1 größer als der kritische t-Wert von 2,0. Daher ist aufgrund des t-Test mit einem p-Wert von  $< 0,05$  ein Effekt anzunehmen. Es besteht also ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Messmethoden mit einer Differenz der Mittelwerte von  $7,8^\circ$  (vgl. Abbildung 25 und Abbildung 26).

### 3. Humerustorsion

Für die Humerustorsion ergeben sich durch die je zwei unterschiedlichen verwendeten Messmethoden am proximalen und distalen Humerus insgesamt vier verschiedene Messmöglichkeiten.

Die Humerustorsion kann als Winkel gemessen werden zwischen:

1. Humeruskopfachse (HA) und transepicondylärer Achse (TA)
2. Humeruskopfachse (HA) und Winkelhalbierender (WH) der volaren und dorsalen Trochleatangenten
3. Sulcus-intertubercularis-Achse (SIA) und transepicondylärer Achse (TA)
4. Sulcus-intertubercularis-Achse (SIA) und Winkelhalbierender (WH) der volaren und dorsalen Trochleatangenten

Ein negativer Wert ist hier als eine Torsion des Humerus um die Humerusdiaphysenachse nach medial, also als eine Retrotorsion, definiert, während ein positiver Wert eine Humerustorsion um die Humerusschaftachse nach lateral beschreibt.

#### 3.1 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Humeruskopfachse und transepicondylärer Achse

Wurden für die Berechnung der Humerustorsion die Humeruskopfachse und die transepicondyläre Achse zugrunde gelegt, so ergab sich ein Mittelwert von  $-28,7^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $\pm 11,4^\circ$  und damit ein Maximalwert von  $13,8^\circ$  sowie ein minimaler Wert von  $-59,0^\circ$  (vgl. Tabelle 2).

#### 3.2 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Humeruskopfachse und Winkelhalbierender der volaren und dorsalen Trochleatangenten

Wurde die Humerustorsion anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten berechnet, so belief sich der Mittelwert auf  $-32,1^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $\pm 11,6^\circ$ . Als Maximalwert wurde mit dieser Berechnungsmethode eine Torsion von  $6,2^\circ$  und als Minimum ein Wert von  $-66,1^\circ$  erreicht (vgl. Tabelle 2).

### 3.3 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Sulcus-intertubercularis-Achse und transepicondylärer Achse

Bei der Messung der Humerustorsion als Winkel zwischen Sulcus-intertubercularis-Achse und transepicondylärer Achse sowie als Winkel zwischen Sulcus-intertubercularis-Achse und Winkelhalbierender der volaren und dorsalen Trochleatangenten ergaben sich Messwerte, die sich deutlich von den Messwerten unterscheiden, bei denen die Humeruskopfachse zugrunde gelegt wurde (vgl. Abbildung 27 und Abbildung 28):

Bei Bestimmung der Humerustorsion anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und anhand der transepicondylären Achse wurde ein Mittelwert von  $-56,6^\circ$  mit einer Standardabweichung von  $\pm 11,0^\circ$  erzielt. Als Maximum ergab sich damit ein Wert von  $-19,5^\circ$  und als Minimum ein Wert von  $-90,7^\circ$  (vgl. Tabelle 2).

### 3.4 Ergebnisse der Humerustorsion als Winkel zwischen Sulcus-intertubercularis-Achse und Winkelhalbierender der volaren und dorsalen Trochleatangenten

Bei Verwendung der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten betrug der Mittelwert  $-60,0^\circ$  mit einer Standardabweichung  $\pm 11,0^\circ$ . Maximal zeigte sich mit dieser Berechnungsmethode ein Wert von  $-19,1^\circ$  und minimal ein Wert von  $-96,9^\circ$  (vgl. Tabelle 2).

### 3.5 Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden der Humerustorsion

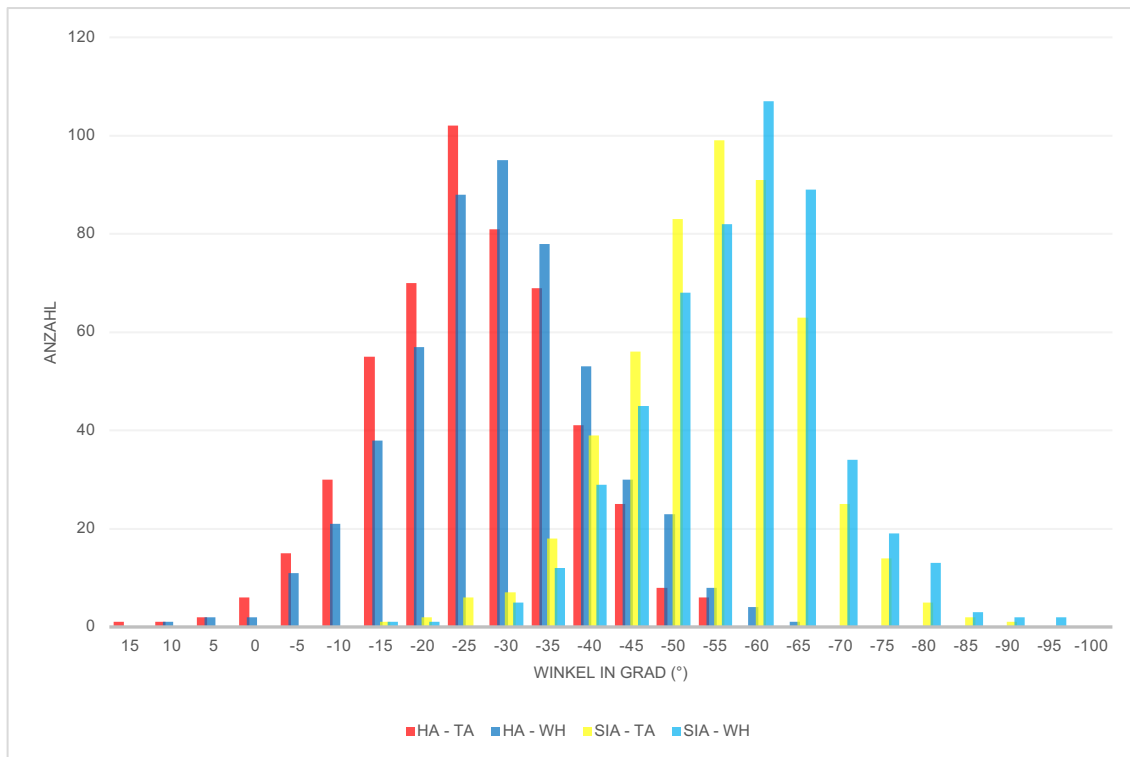
Die ermittelten Werte bei Verwendung der unterschiedlichen Messmethoden zur Bestimmung der Humerustorsion werden in Tabelle 2 gegenübergestellt.

	Humerustorsion HA – TA	Humerustorsion HA – WH	Humerustorsion SIA – TA	Humerustorsion SIA – WH
Mittelwert	$-28,7^\circ$	$-32,1^\circ$	$-56,6^\circ$	$-60,0^\circ$
Median	$-28,5^\circ$	$-32,1^\circ$	$-57,0^\circ$	$-60,8^\circ$
Standardabweichung	$\pm 11,4^\circ$	$\pm 11,6^\circ$	$\pm 11,0^\circ$	$\pm 11,0^\circ$
Varianz	$128,8^\circ$	$134,5^\circ$	$120,7^\circ$	$120,5^\circ$
Minimum	$-59,0^\circ$	$-66,1^\circ$	$-90,7^\circ$	$-96,9^\circ$
Maximum	$13,8^\circ$	$6,2^\circ$	$-19,5^\circ$	$-19,1^\circ$

**Tabelle 2:** Messwerte der Humerustorsion

Das Häufigkeits- und das Box-Plot-Diagramm veranschaulichen die Messergebnisse bei Verwendung der unterschiedlichen Referenzlinien zur Bestimmung der Humerustorsion nochmals graphisch (vgl. Abbildung 27 und Abbildung 28).

Die Humerustorsion zeigte sich bei allen vier verwendeten Messmethoden anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests normalverteilt. Der kritische Wert lag jeweils bei 0,06, die maximale Abweichung bzw. die Teststatistik war für alle Messmethoden der Humerustorsion (für HA – TA und HA – WH mit 0,03 bzw. für SIA – TA und SIA – WH mit 0,04) kleiner als der kritische Wert, daher ist eine Normalverteilung anzunehmen. Auch graphisch stellt sich im Histogramm jeweils annähernd eine Gauß'sche Glockenkurve dar (vgl. Abbildung 27).

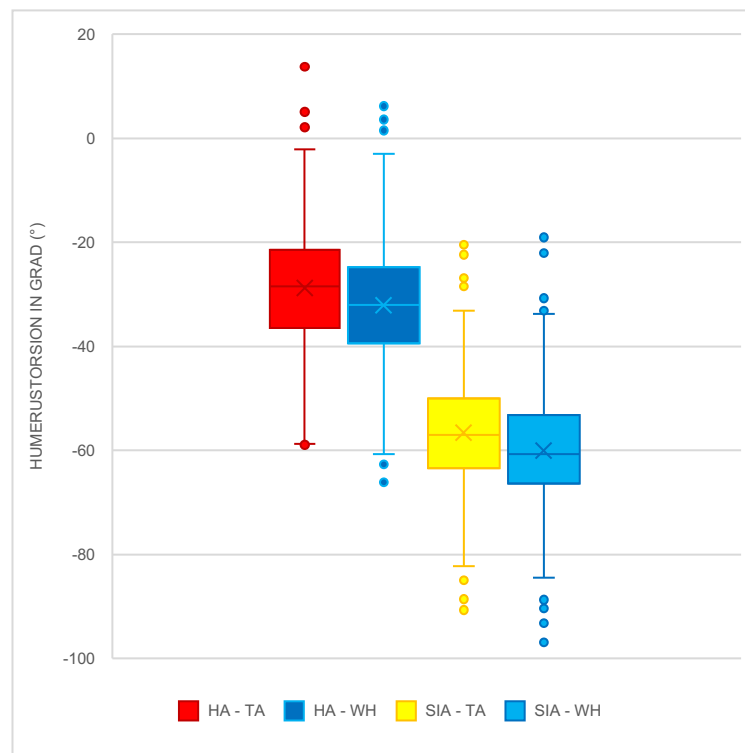


**Abbildung 27:** Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Humerustorsion

Die Humerustorsion wurde anhand HA – TA (rotes Balkendiagramm), HA – WH (dunkelblaues Balkendiagramm), SIA – TA (gelbes Balkendiagramm), SIA – WH (hellblaues Balkendiagramm) gemessen. Die Farben sind an die Bezugslinien in Abbildung 14 bis Abbildung 21 angelehnt.

Um die Humerustorsion anhand der unterschiedlichen Messmethoden vergleichen zu können, wurde eine einfaktorische ANOVA durchgeführt. Hier konnte ein F-Wert bzw. eine Prüfgröße von 1070,6 bei einem kritischen F-Wert von 2,6 generiert werden. Da die Prüfgröße bedeutend größer ist als der kritische F-Wert, gibt es Indikatoren dafür, dass die Mittelwerte zwischen den Gruppen unterschiedlich sind. Bei Betrachtung der Mittelwerte fiel dies bereits auf (vgl. Abbildung 28). Es ergab sich zudem ein p-Wert von  $< 0,001$ , sodass auch hier ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Messmethoden nachgewiesen wurde.





**Abbildung 28:** Box-Plot-Diagramm zur Humerustorsion

Die Humerustorsion wurde anhand HA – TA (rotes Diagramm), HA – WH (dunkelblaues Diagramm), SIA – TA (gelbes Diagramm), SIA – WH (hellblaues Diagramm) gemessen.

Ferner war bei Betrachtung der Mittelwerte sowie der Mediane auffällig, dass sich die ermittelten Humerustorsionen mit der Humeruskopfachse als gemeinsame proximale Referenzlinie von den Humerustorsionen mit der Sulcus-intertubercularis-Achse als proximale Referenzlinie um jeweils  $27,9^\circ$ , also sehr grob gerundet  $30^\circ$ , unterscheiden. Diese Differenz wurde in den Studien und Messmethoden von Oh et al. [22] sowie Kummer et al. [25] schon berücksichtigt (vgl. Abbildung 27 und Abbildung 28). Daher wurden diese beiden Gruppen nochmals separat auf statistisch signifikante Unterschiede mittels unabhängigem t-Test untersucht.

Darüber hinaus zeigte sich bei Verwendung der Winkelhalbierenden als distale Referenzlinie im Vergleich zur transepicondylären Achse ein Unterschied von jeweils  $3,4^\circ$  zwischen Humerustorsion HA – TA bzw. HA – WH ( $-28,7^\circ + 32,1^\circ = 3,4^\circ$ ) und Humerustorsion SIA – TA bzw. SIA – WH ( $-56,6^\circ + 60,0^\circ = 3,4^\circ$ ).

Bei dem Vergleich der Gruppen Humerustorsion HA – TA sowie Humerustorsion HA – WH zeigte sich mittels t-Test für unabhängige Stichproben gleicher Varianzen ebenfalls ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ). Die t-Statistik ist mit 4,7 größer als 0 und auch größer als der kritische t-Wert von 2,0. Daher bestätigte der t-Test, dass der Mittelwert der Humerustorsion HA – TA ( $-28,7^\circ$ ) signifikant größer als der Mittelwert der Humerustorsion HA – WH ( $-32,1^\circ$ ) ist.

Beim t-Test für unabhängige Stichproben gleicher Varianzen zum Vergleich der Gruppen Humerustorsion SIA – TA sowie Humerustorsion SIA – WH bestätigte sich ebenfalls ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ). Mit einem Wert von 5,0 ist die t-Statistik größer als 0

und größer als der kritische t-Wert von ebenfalls 2,0. Auch dieser Test zeigt, dass der Mittelwert der Humerustorsion SIA – TA ( $-56,6^\circ$ ) signifikant größer als der Mittelwert der Humerustorsion SIA – WH ( $-60,0^\circ$ ) ist.

## **4. Statische posteriore Humeruskopfsubluxation**

Die statische posteriore Humeruskopfsubluxation kann aufgrund des glenohumeralen Index und des scapulohumeralen Index anhand zweier unterschiedlicher Messmethoden bestimmt werden.

### **4.1 Ergebnisse der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index**

Wurde die statische posteriore Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index (GHI) gemessen, zeigte sich in der vorliegenden Studienpopulation ein Mittelwert von 48,8 % mit einer Standardabweichung von  $\pm 4,0$  %. Der Humeruskopf ist daher im Glenoid zentriert. Es handelt sich also durchschnittlich um ein A-Glenoid nach Walch et al. [23, 60, 61] (vgl. Abbildung 8).

Als maximaler Wert wurde eine Humeruskopfsubluxation von 65,8 % und als minimaler Wert eine Humeruskopfsubluxation von 34,2 % gemessen. Bei letzterem Wert handelt es sich um einen nach ventral subluxierten Humeruskopf [21] (vgl. Tabelle 3).

### **4.2 Ergebnisse der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen Index**

Wurde der scapulohumerale Index (SHI) für die statische posteriore Humeruskopfsubluxation zugrunde gelegt, ergab sich ein Mittelwert von 51,7 % mit einer Standardabweichung von  $\pm 5,1$  %.

Erfolgte die Bestimmung der Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen Index, war im Durchschnitt ebenfalls ein zentral im Glenoid positionierter Humeruskopf, entsprechend einem A-Glenoid nach Walch et al. [23, 60, 61], vorhanden. Das Maximum der Messung der Subluxation lag bei 72,8 %, das Minimum bei 29,6 % (vgl. Tabelle 3).

### **4.3 Vergleich der Messung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen bzw. glenohumeralen Index**

Die ermittelten Werte bei Verwendung der unterschiedlichen Messmethoden zur Bestimmung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation werden in Tabelle 3 gegenübergestellt.

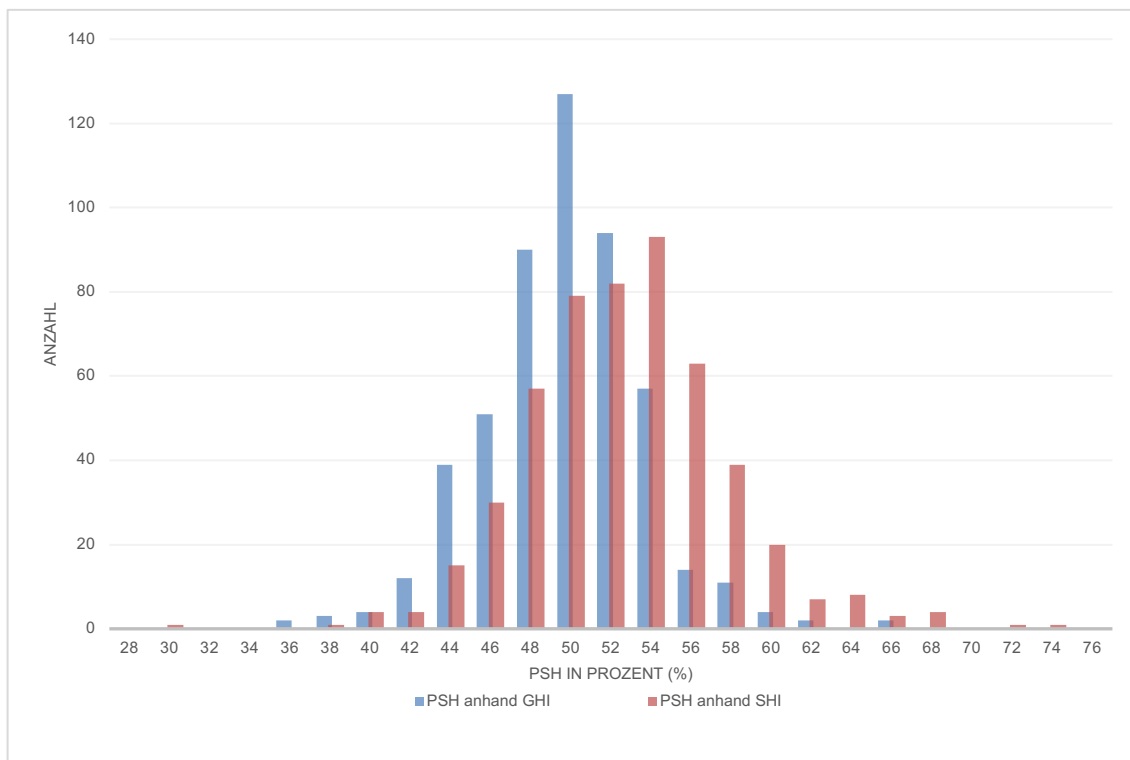
	PSH anhand des GHI	PSH anhand des SHI
Mittelwert	48,8 %	51,7 %
Median	49,0 %	51,5 %
Standardabweichung	±4,0 %	±5,1 %
Varianz	15,6 %	25,7 %
Minimum	34,2 %	29,6 %
Maximum	65,8 %	72,8 %

**Tabelle 3:** Ergebnisse der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) bzw. des scapulohumeralen Index (SHI)

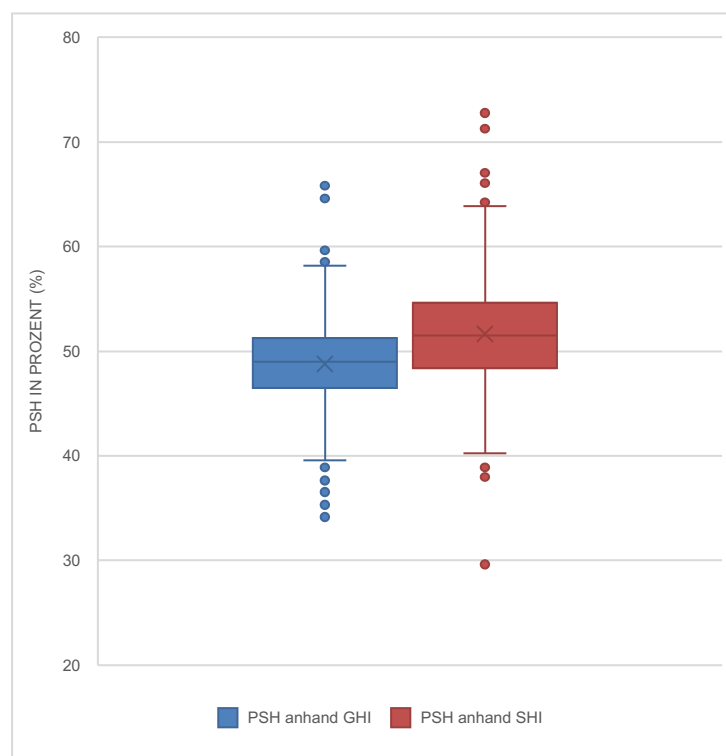
Zur Veranschaulichung der Messergebnisse bei Verwendung der unterschiedlichen Indices zur Bestimmung der Humeruskopfsubluxation dienen ein Histogramm und ein Box-Plat-Diagramm (vgl. Abbildung 29 und Abbildung 30).

Die Humeruskopfsubluxation war sowohl bei Verwendung des glenohumeralen als auch bei Verwendung des scapulohumeralen Index anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests normalverteilt. Der kritische Wert lag jeweils bei 0,06, die maximale Abweichung bzw. die Teststatistik war mit jeweils 0,04 kleiner als der kritische Wert, daher ist auch hier von einer Normalverteilung der Messwerte auszugehen. Im Histogramm stellt sich daher auch für die Messwerte der Humeruskopfsubluxation jeweils annähernd eine Gauß'sche Glockenkurve dar (vgl. Abbildung 29).

Beide Messmethoden für die statische posteriore Subluxation wurden mittels t-Test für unabhängige Stichproben ungleicher Varianzen ermittelt und zeigten einen signifikanten Unterschied mit  $p < 0,001$ . Mit einem Wert von 10,1 lag die t-Statistik deutlich über 0. Daher ist der Mittelwert der PSH, der anhand des SHI gemessen wurde, größer als der Mittelwert der PSH, die anhand des GHI gemessen wurde (51,7 % > 48,8 %, vgl. Abbildung 29 und Abbildung 30). Der kritische t-Wert für den zweiseitigen Test lag bei 2,0. Da die t-Statistik mit 10,1 größer ist als der kritische t-Wert von 2,0, ist aufgrund des t-Tests mit einem p-Wert  $< 0,05$  ein Effekt anzunehmen. Es besteht also ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Messmethoden mit einer Differenz der Mittelwerte von 2,9 % (vgl. Abbildung 30).



**Abbildung 29:** Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation. Die statische posteriore Humeruskopfsubluxation (PSH) wurde anhand des glenohumeralen Index (GHI, blaues Balkendiagramm) sowie anhand des scapulohumeralen Index (SHI, rotes Balkendiagramm) gemessen. Vgl. Abbildung 22 und Abbildung 23

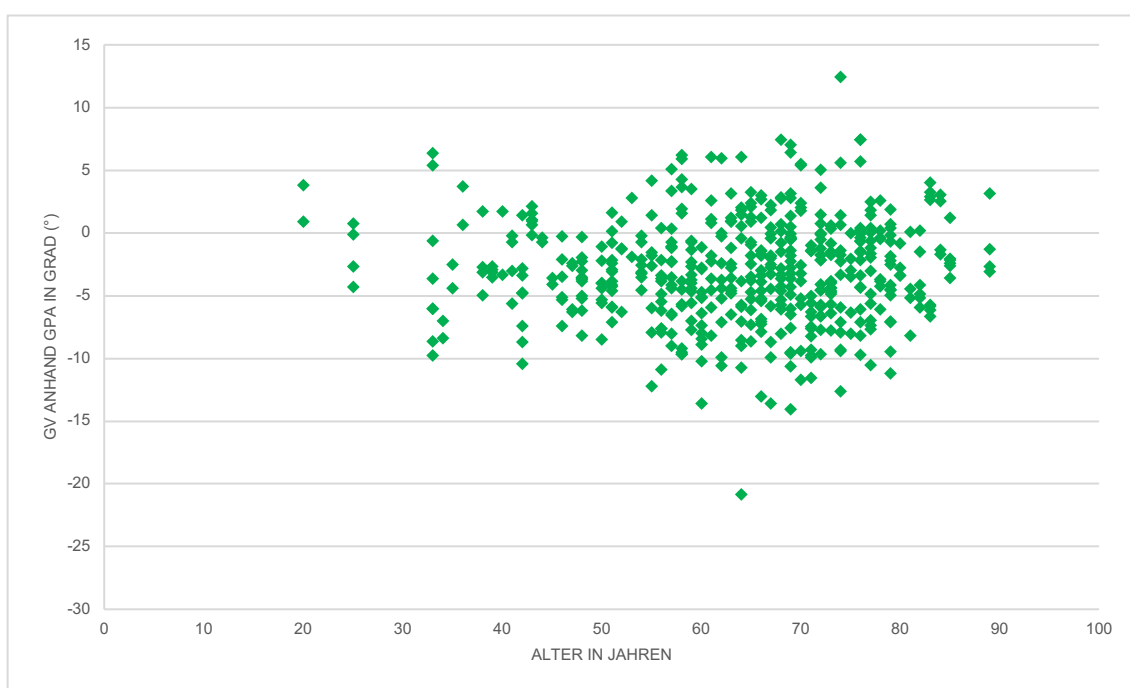


**Abbildung 30:** Box-Plot-Diagramm zur statischen posterioren Humeruskopfsubluxation. Die statische posteriore Humeruskopfsubluxation (PSH) wurde anhand des glenohumeralen Index (GHI, blaues Diagramm) sowie des scapulohumeralen Index (SHI, rotes Diagramm) gemessen.

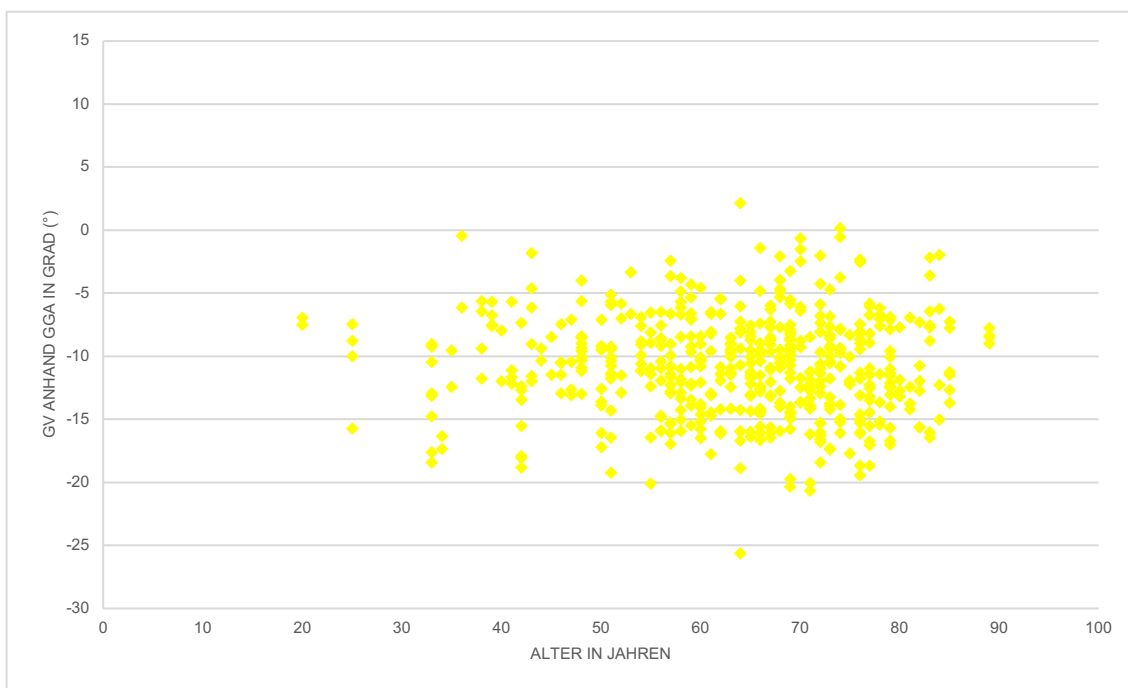
## 5. Korrelationen

### 5.1 Korrelation zwischen Alter und Glenoidversion

Die Korrelation zwischen Alter und Glenoidversion wurde aufgrund des nicht normalverteilten Alters mit dem Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman berechnet. Der Spearman-Korrelationskoeffizient lag bei  $r = 0,04$  für die Korrelation von Alter und Glenoidversion anhand GPA bzw.  $r = -0,05$  für die Korrelation von Alter und Glenoidversion anhand GGA. Auf Basis der zweiseitigen t-Verteilung wurde zunächst die t-Teststatistik berechnet und anschließend der p-Wert. Mit einem p-Wert von 0,35 (für die Korrelation von Alter und Glenoidversion anhand GPA) bzw. 0,24 (für die Korrelation von Alter und Glenoidversion anhand GGA) und damit  $p > 0,05$  waren beide Korrelationen nicht signifikant (vgl. Abbildung 31 und Abbildung 32).



**Abbildung 31:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA)



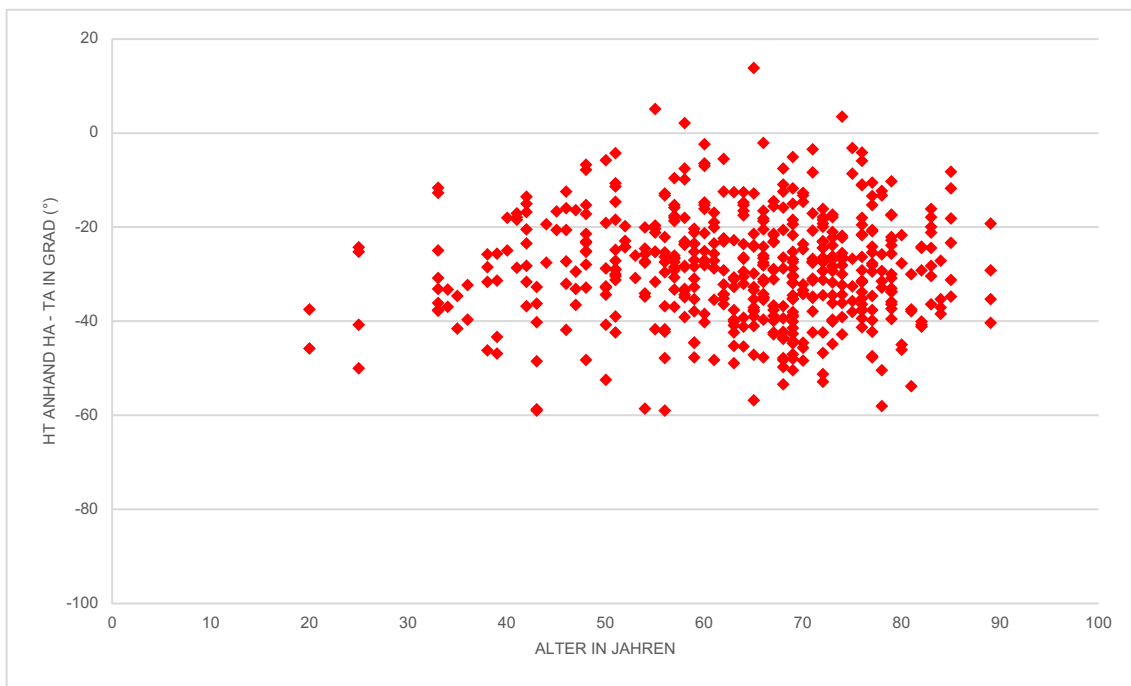
**Abbildung 32:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA)

## 5.2 Korrelation zwischen Alter und Humerustorsion

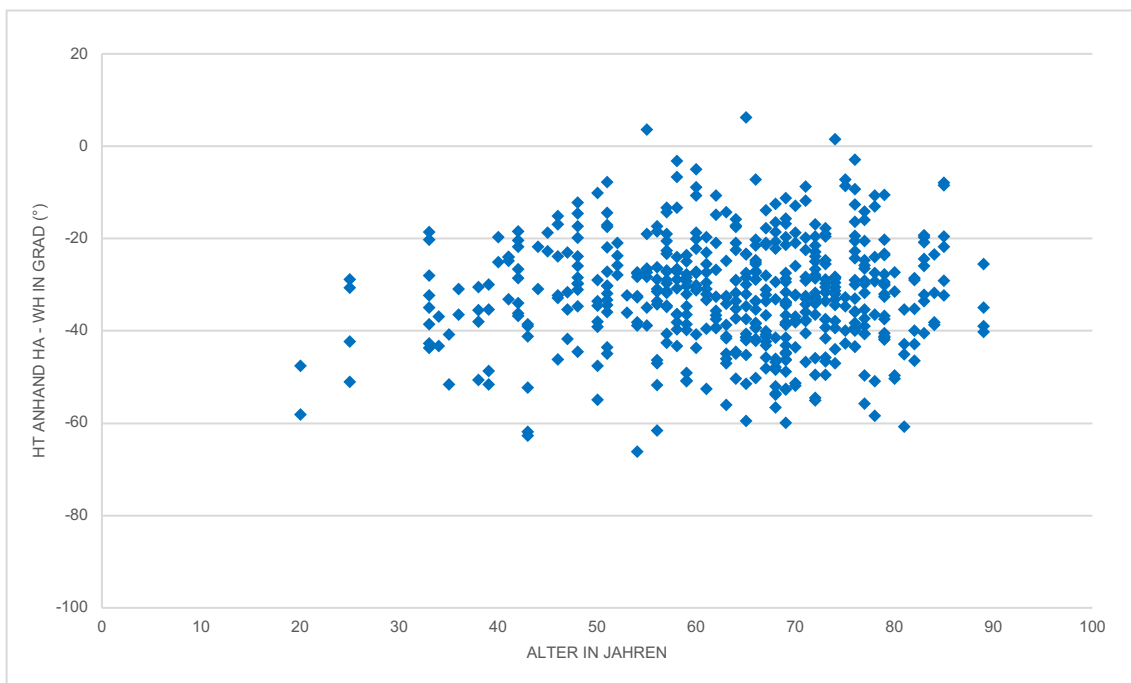
Für die Korrelation zwischen Alter und den vier verschiedenen Möglichkeiten zur Messung der Humerustorsion wurde analog verfahren. Die Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman und jeweiligen p-Werte sind in Tabelle 4 aufgeführt. Es zeigte sich für keine der Messmethoden eine statistisch signifikante Korrelation (vgl. Abbildung 33 bis Abbildung 36).

	Alter & Humerustorsion HA – TA	Alter & Humerustorsion HA – WH	Alter & Humerustorsion SIA – TA	Alter & Humerustorsion SIA – WH
Spearman's r	-0,04	-0,01	-0,08	-0,05
p-Wert	0,34	0,77	0,07	0,27

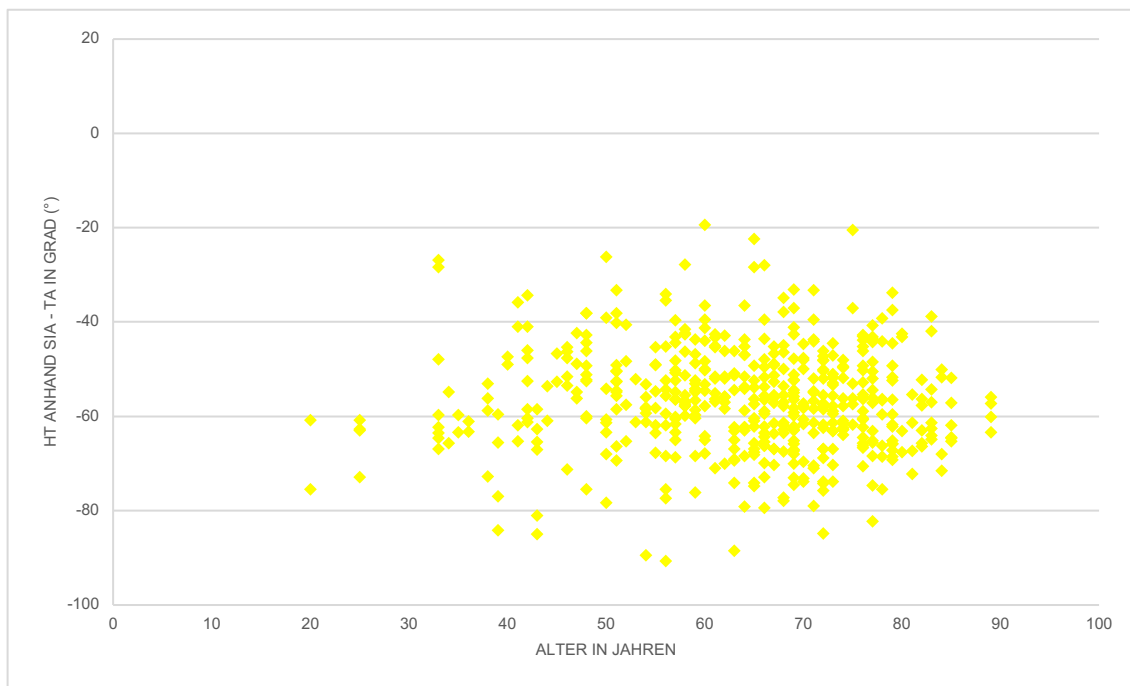
**Tabelle 4:** Korrelationskoeffizienten nach Spearman (r) und p-Werte zwischen Alter und Humerustorsion



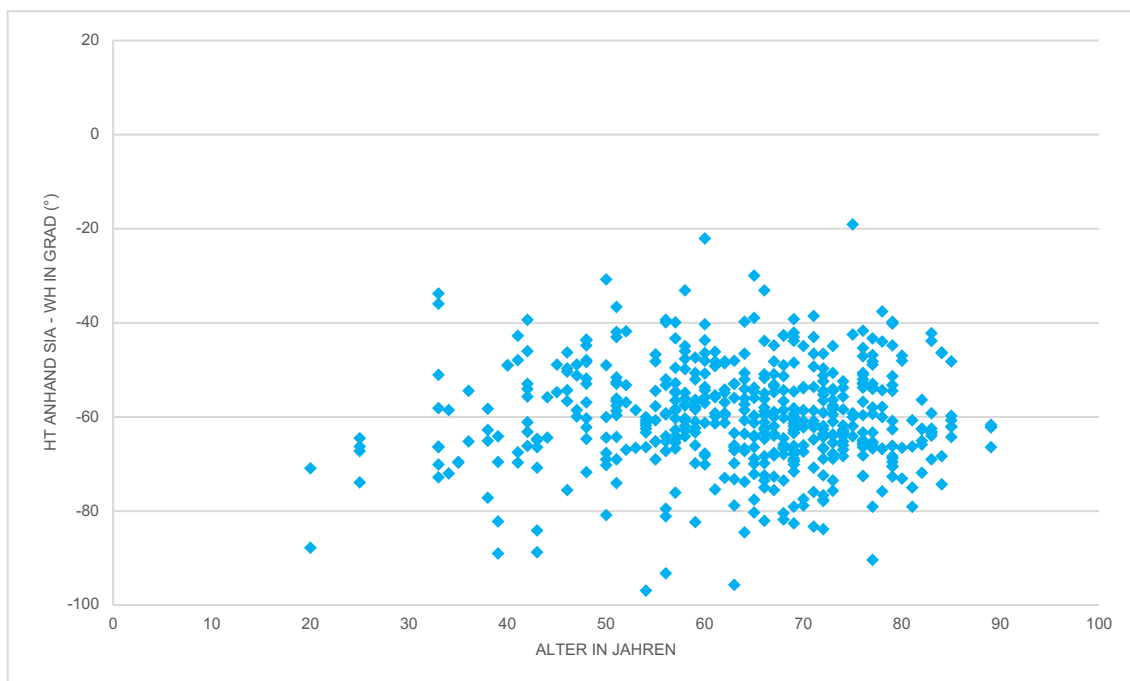
**Abbildung 33:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA)



**Abbildung 34:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH)



**Abbildung 35:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA)



**Abbildung 36:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH)

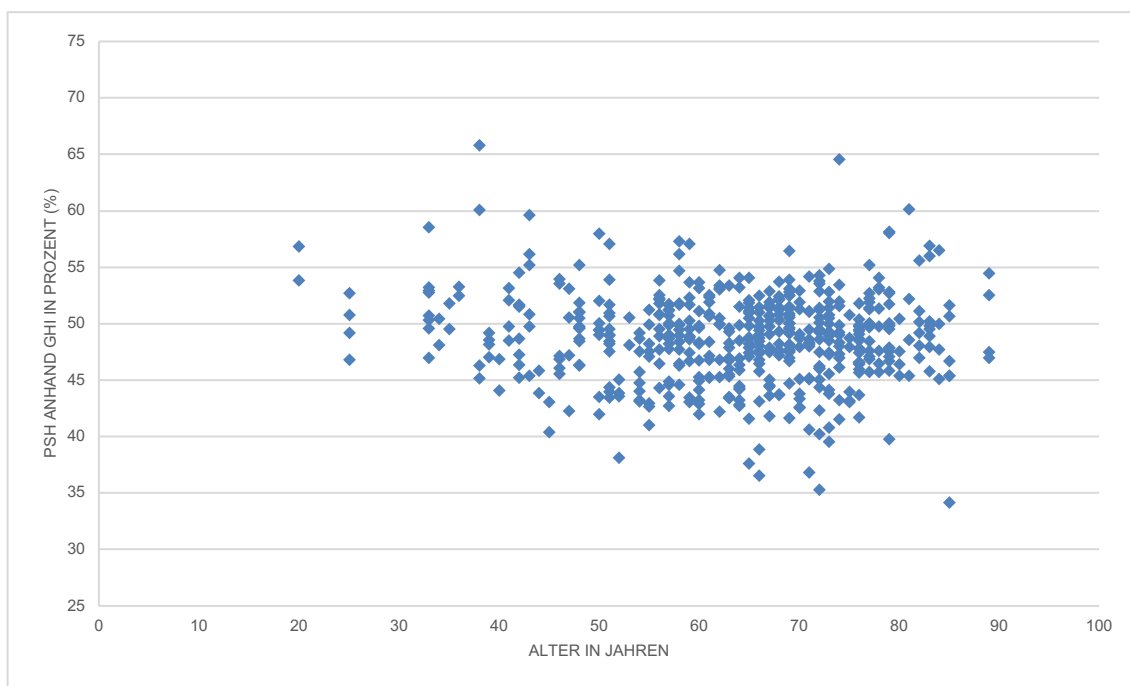


### 5.3 Korrelation zwischen Alter und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation

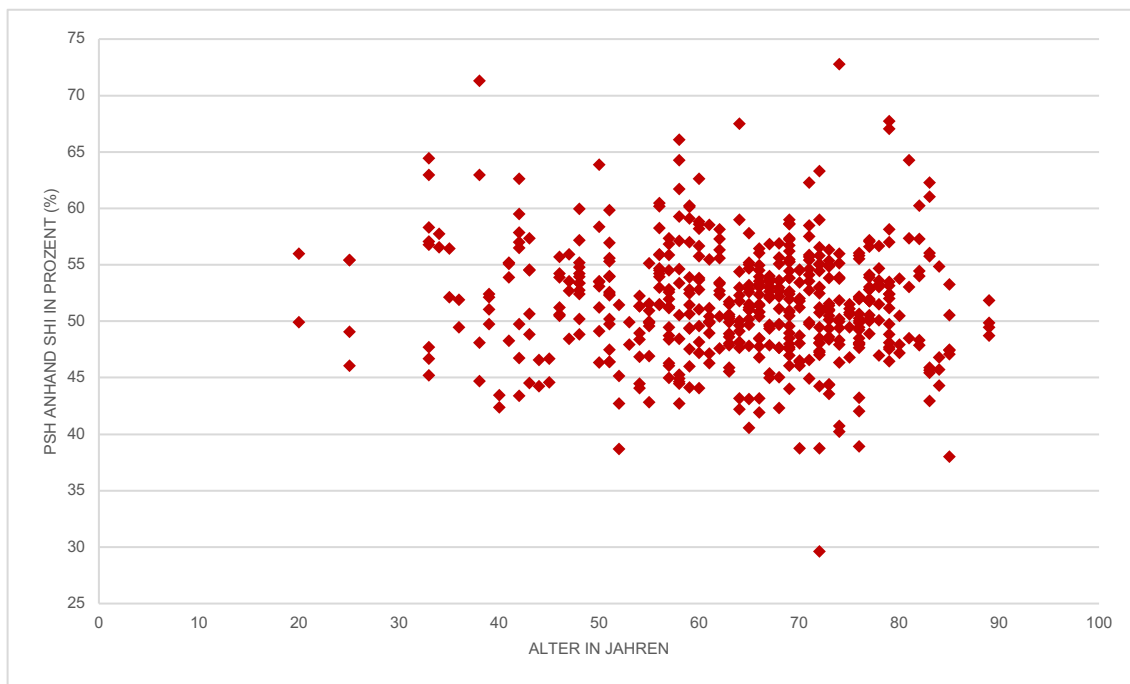
Auch die Korrelation zwischen Alter und PSH anhand des glenohumeralen bzw. des scapulo-humeralen Index wurde mittels Spearman's Rangkorrelationskoeffizienten ermittelt. Hier zeigte sich ebenfalls keine statistisch signifikante Korrelation. Für die Korrelation von Alter und PSH anhand des GHI lag  $r$  bei  $-0,03$  und  $p$  bei  $0,48$ . Für die Korrelation von Alter und PSH anhand des SHI betrug  $r = -0,08$  und  $p = 0,07$  (vgl. Tabelle 5).

	Alter & PSH (GHI)	Alter & PSH (SHI)
Spearman's r	-0,03	-0,08
p-Wert	0,48	0,07

**Tabelle 5:** Korrelationskoeffizienten nach Spearman ( $r$ ) und  $p$ -Werte zwischen Alter und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) und des scapulo-humeralen Index (SHI)



**Abbildung 37:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und statische posteriore Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI)



**Abbildung 38:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und statische posteriore Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI)

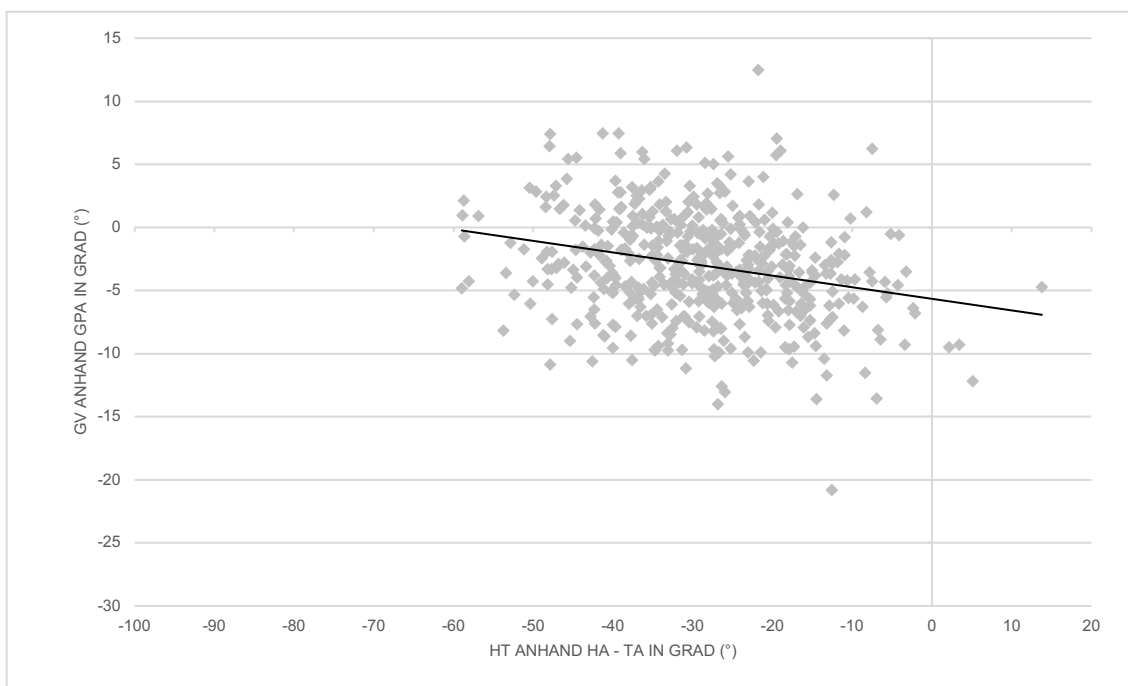
#### 5.4 Korrelation zwischen Glenoidversion und Humerustorsion

Für die nun folgenden Korrelationen wurde aufgrund der Normalverteilung der Parameter der Korrelationskoeffizient nach Pearson angewendet und anschließend die Signifikanz auf Basis der zweiseitigen t-Verteilung über die t-Teststatistik und den p-Wert überprüft.

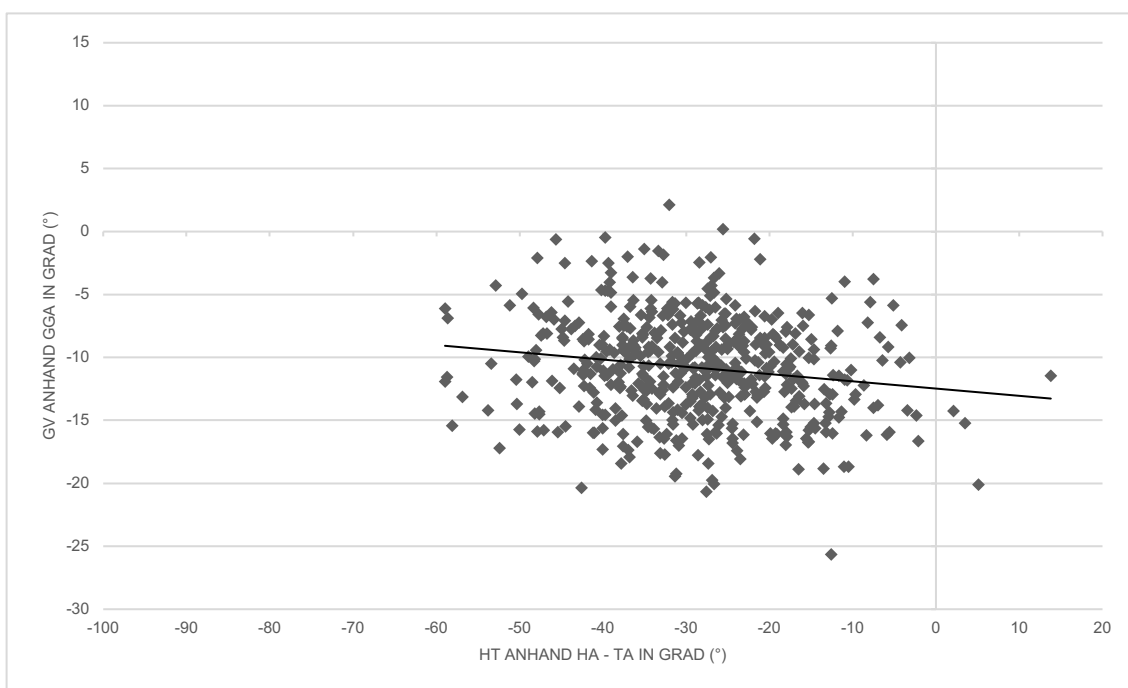
Zwischen der Glenoidversion anhand GPA bzw. GGA sowie den vier verschiedenen Messmöglichkeiten der Humerustorsion zeigte sich bei allen Kombinationsmöglichkeiten, um die Korrelation zu bestimmen, jeweils eine statistisch signifikante Korrelation (vgl. Tabelle 6). Je neutraler die Glenoidversion war, desto ausgeprägter war die Humerusretrotorsion (vgl. Abbildung 39 bis Abbildung 46). Gemittelt ergab sich damit ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,18$ .

	GPA & HT (HA – TA)	GGA & HT (HA – TA)	GPA & HT (HA – WH)	GGA & HT (HA – WH)	GPA & HT (SIA – TA)	GGA & HT (SIA – TA)	GPA & HT (SIA – WH)	GGA & HT (SIA – WH)
Pearson's r	-0,25	-0,16	-0,24	-0,16	-0,20	-0,13	-0,19	-0,13
p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001	0,004	< 0,001	0,004

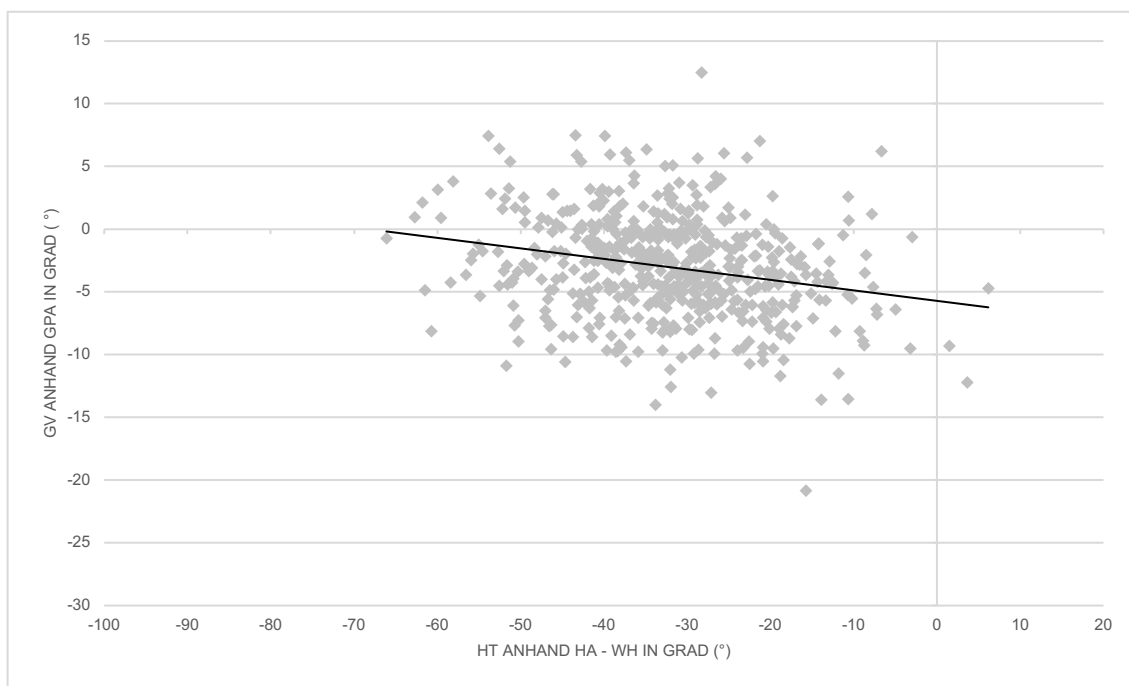
**Tabelle 6:** Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte von Glenoidversion und Humerustorsion



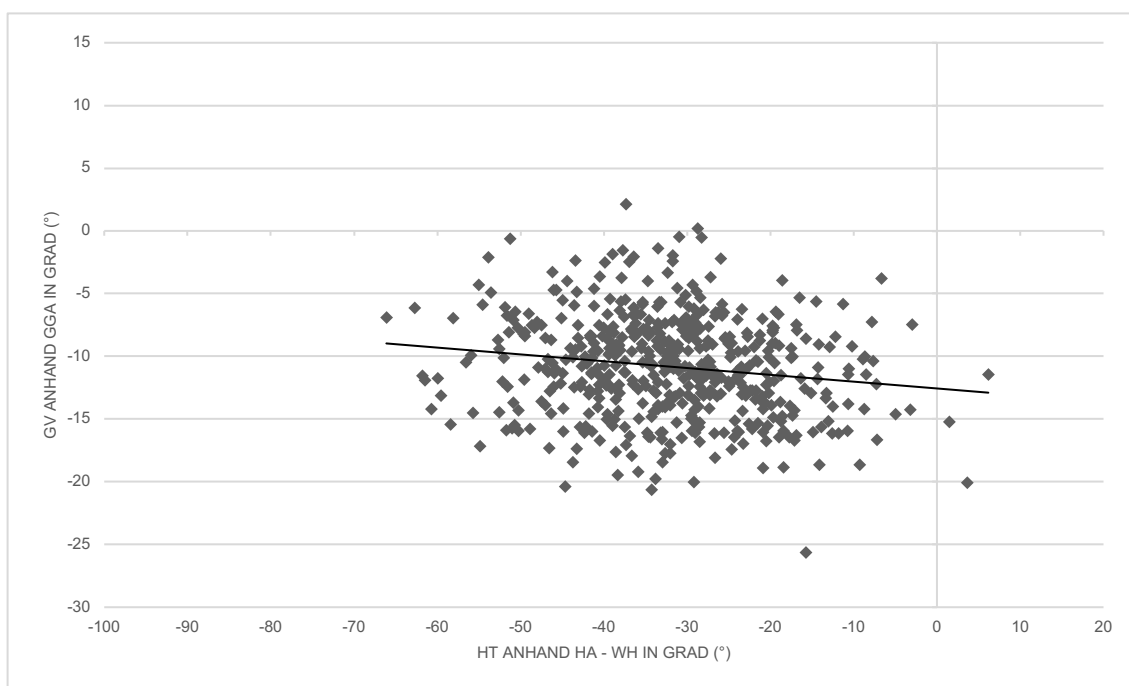
**Abbildung 39:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA)



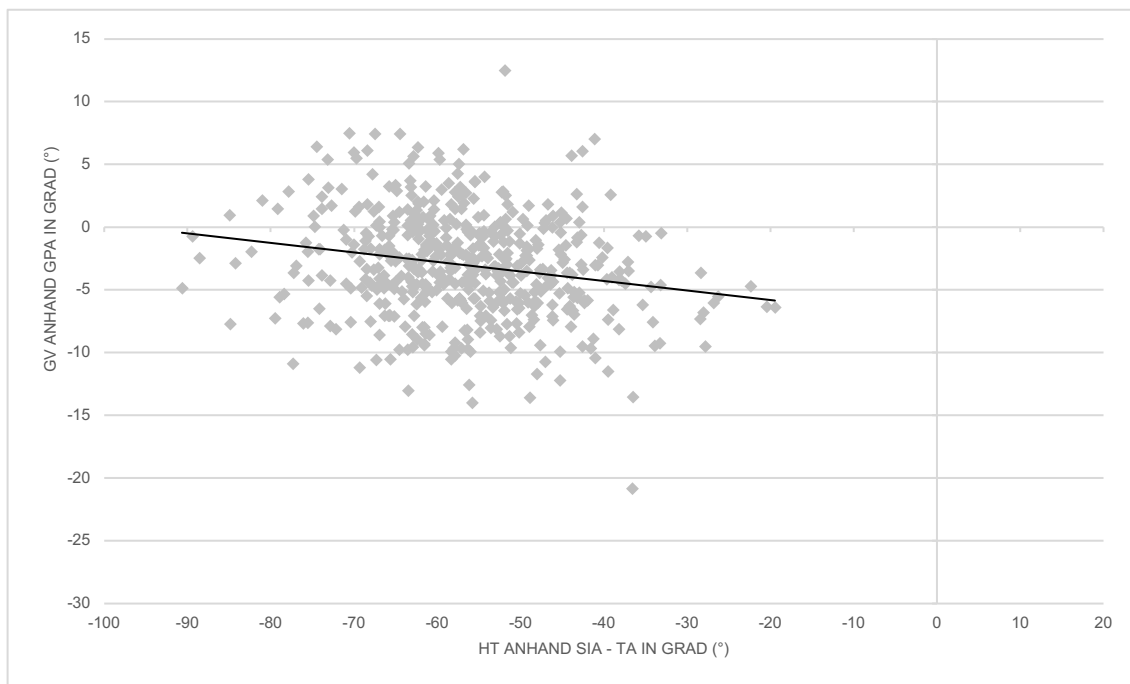
**Abbildung 40:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA)



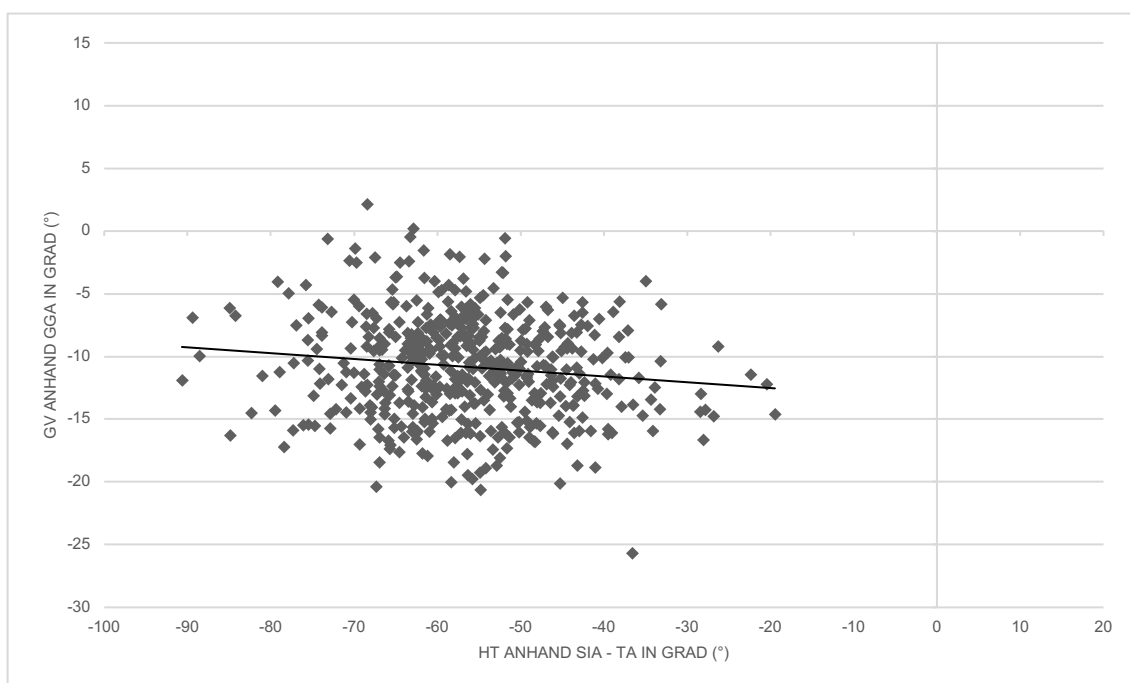
**Abbildung 41:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH)



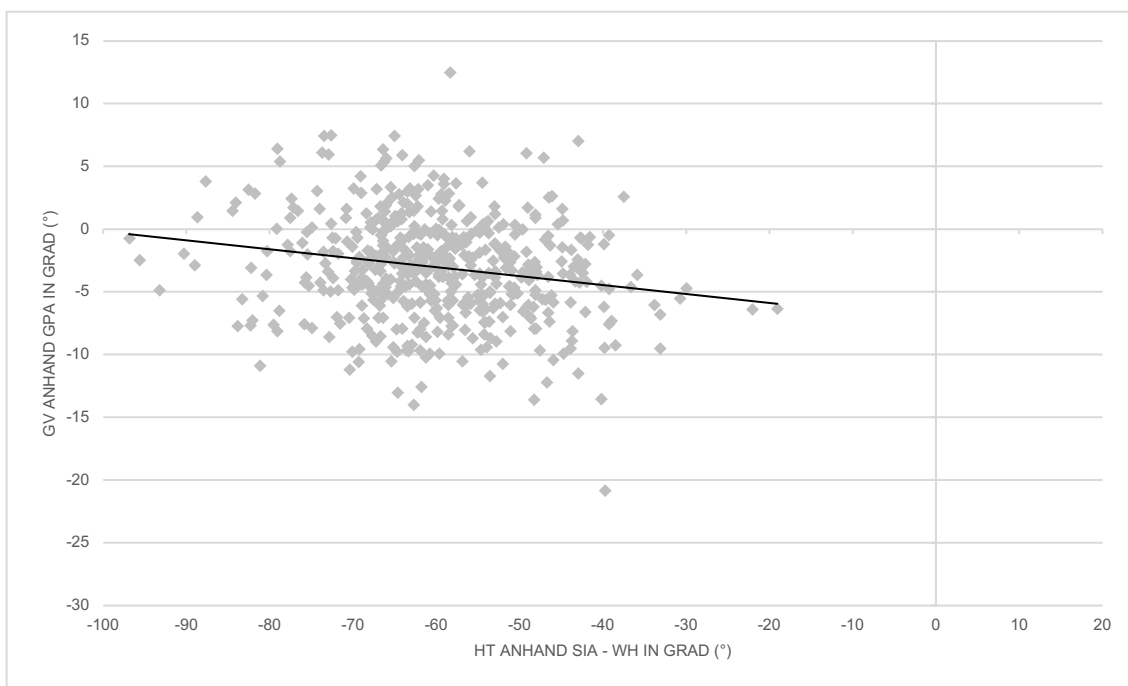
**Abbildung 42:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH)



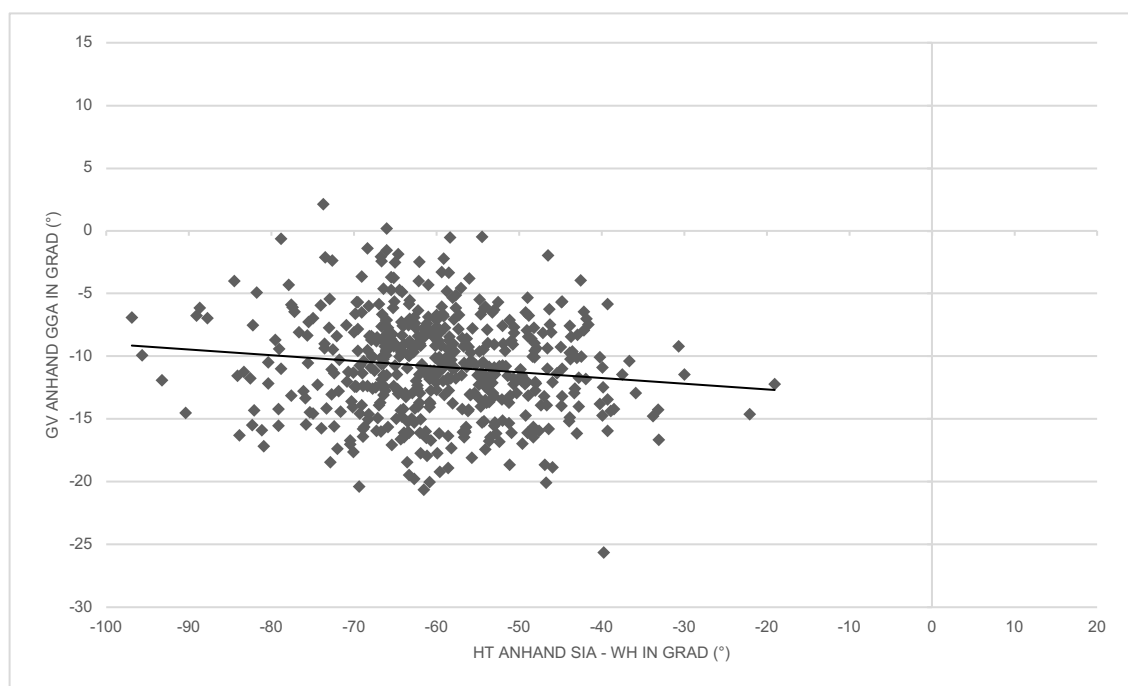
**Abbildung 43:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA)



**Abbildung 44:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA)



**Abbildung 45:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH)



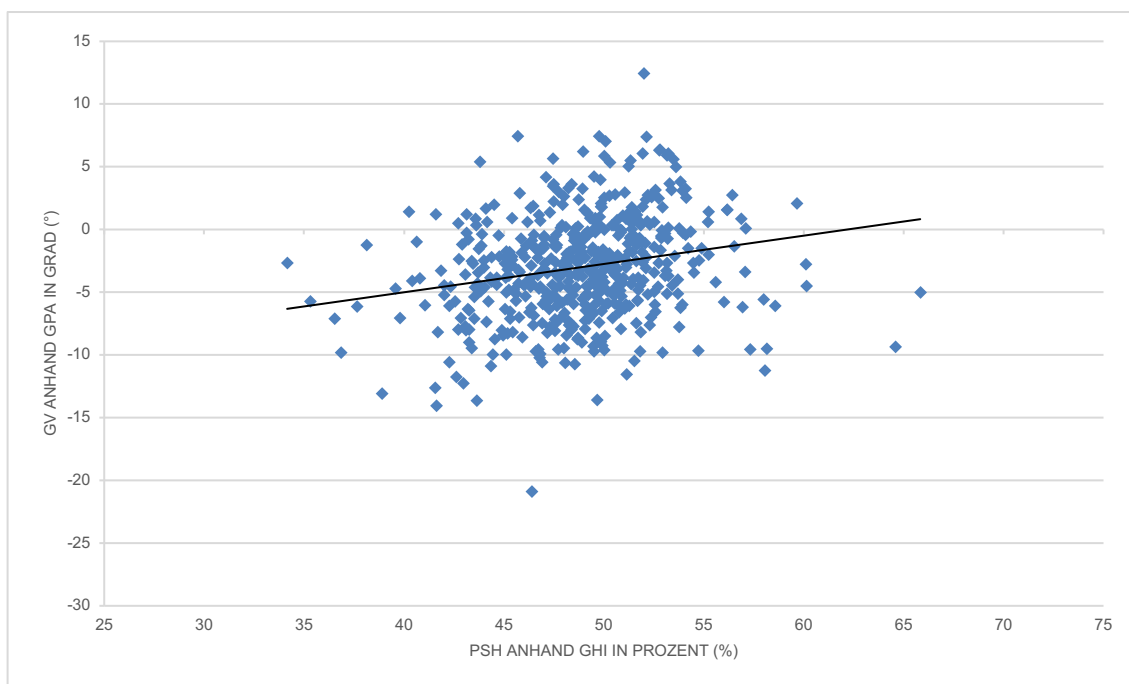
**Abbildung 46:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH)

## 5.5 Korrelation zwischen Glenoidversion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation

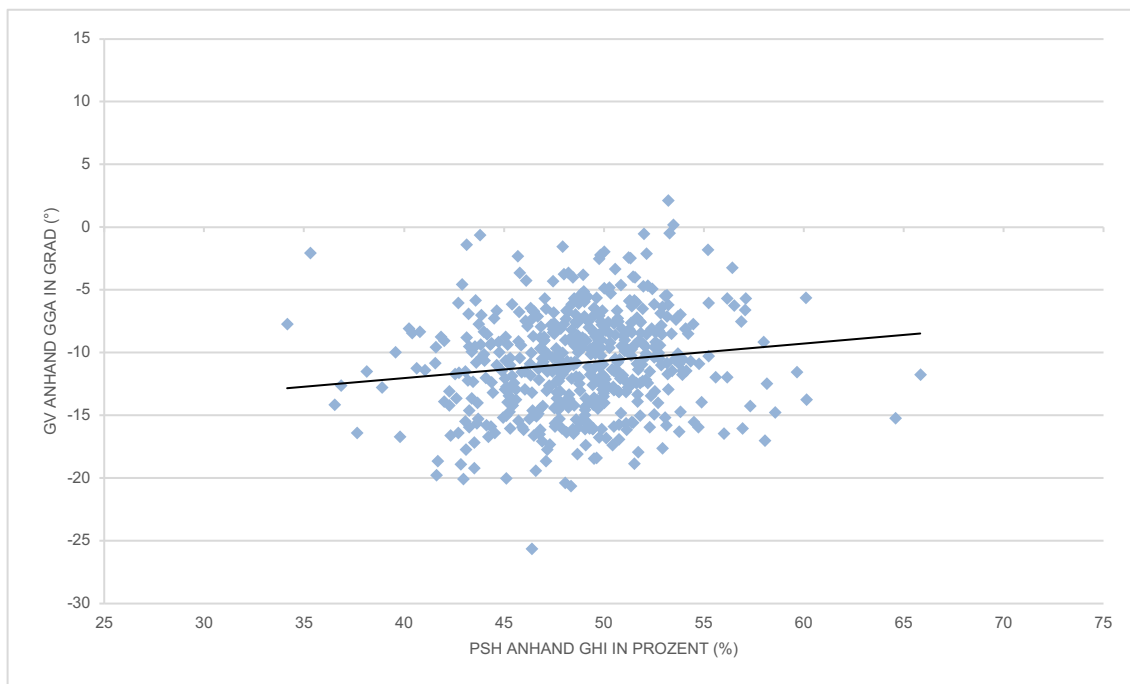
Zwischen der Glenoidversion anhand des GPA bzw. der GGA und der posterioren statischen Humeruskopfsubluxation anhand des GHI war eine statistisch signifikante Korrelation darstellbar (siehe Abbildung 47 und Abbildung 48). Je neutraler die Glenoidversion war, desto subluxierter zeigte sich der Humeruskopf. Der gemittelte Korrelationskoeffizient nach Pearson betrug  $r = 0,18$ . Tabelle 7 gibt eine Übersicht zu den ermittelten Werten.

	GPA und PSH anhand GHI	GGA und PSH anhand GHI
Pearson's r	0,22	0,14
p-Wert	< 0,001	0,002

**Tabelle 7:** Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte von Glenoidversion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI)



**Abbildung 47:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI)



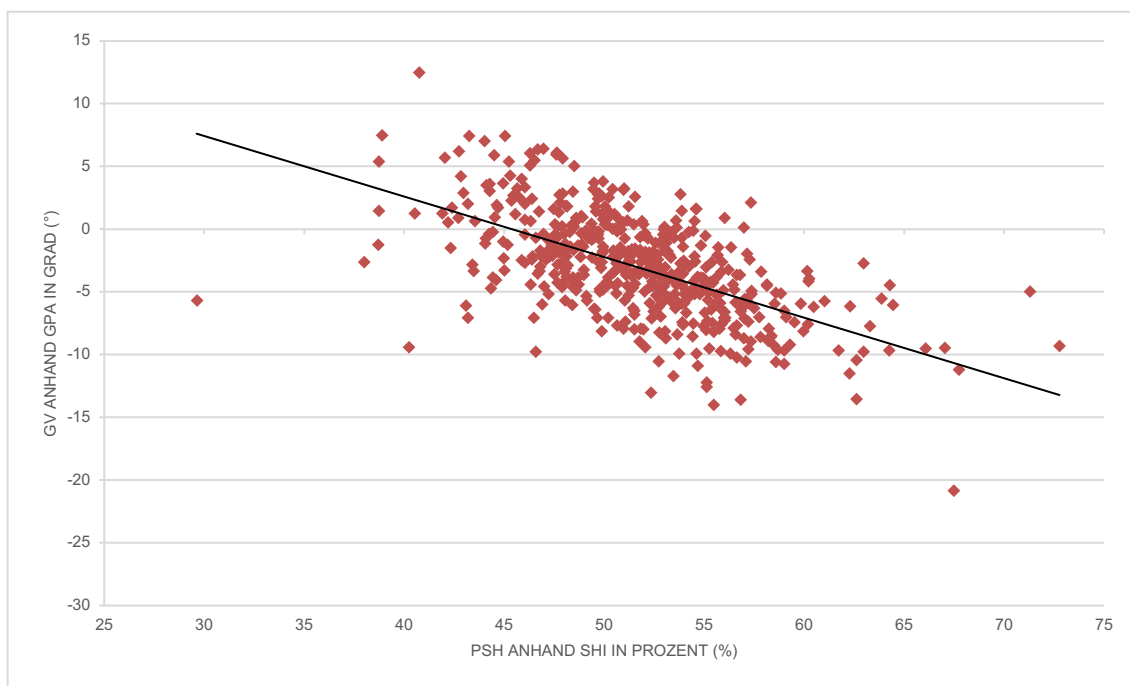
**Abbildung 48:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI)

Eine Korrelation zwischen Glenoidversion anhand des GPA bzw. der GGA und der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des SHI wurde ebenfalls als statistisch signifikant identifiziert (siehe Abbildung 49 und Abbildung 50). Hier zeigte sich jedoch eine gegenläufige und stärker ausgeprägte Korrelation. Je retrovertierter das Glenoid war, desto subluxierter zeigte sich auch der Humeruskopf. Im Mittel ergab sich damit ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,54$ . Tabelle 8 gibt eine Übersicht zu den ermittelten Werten.

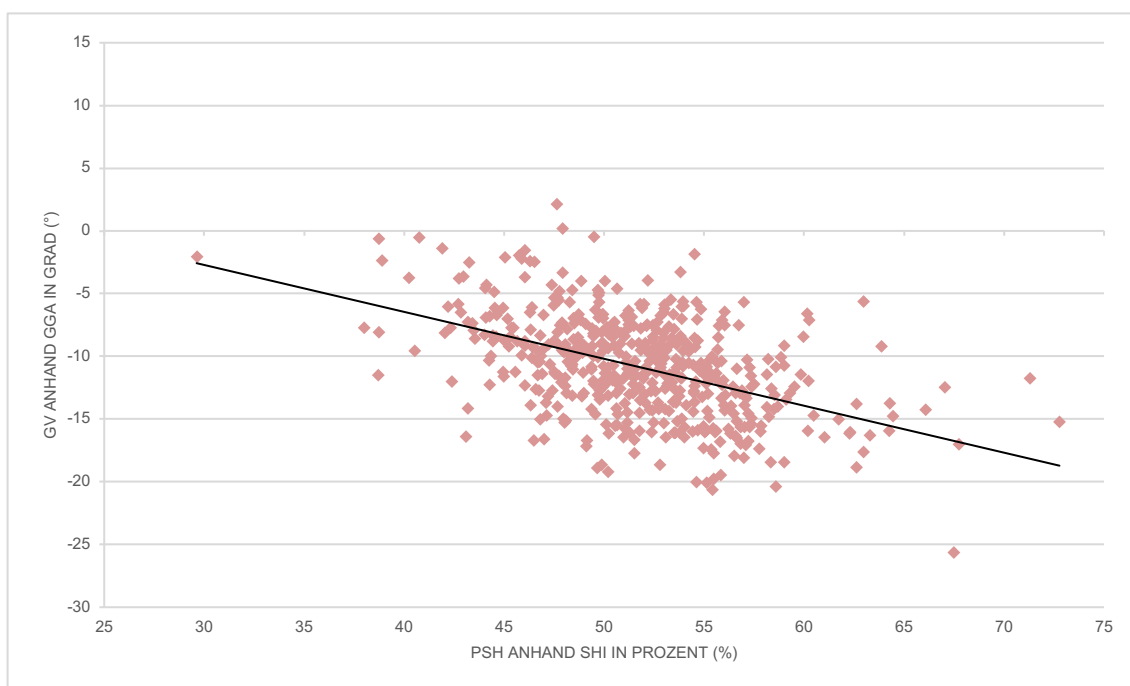
	GPA und PSH anhand SHI	GGA und PSH anhand SHI
Pearson's r	-0,60	-0,47
p-Wert	< 0,001	< 0,001

**Tabelle 8:** Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte von Glenoidversion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI)





**Abbildung 49:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI)



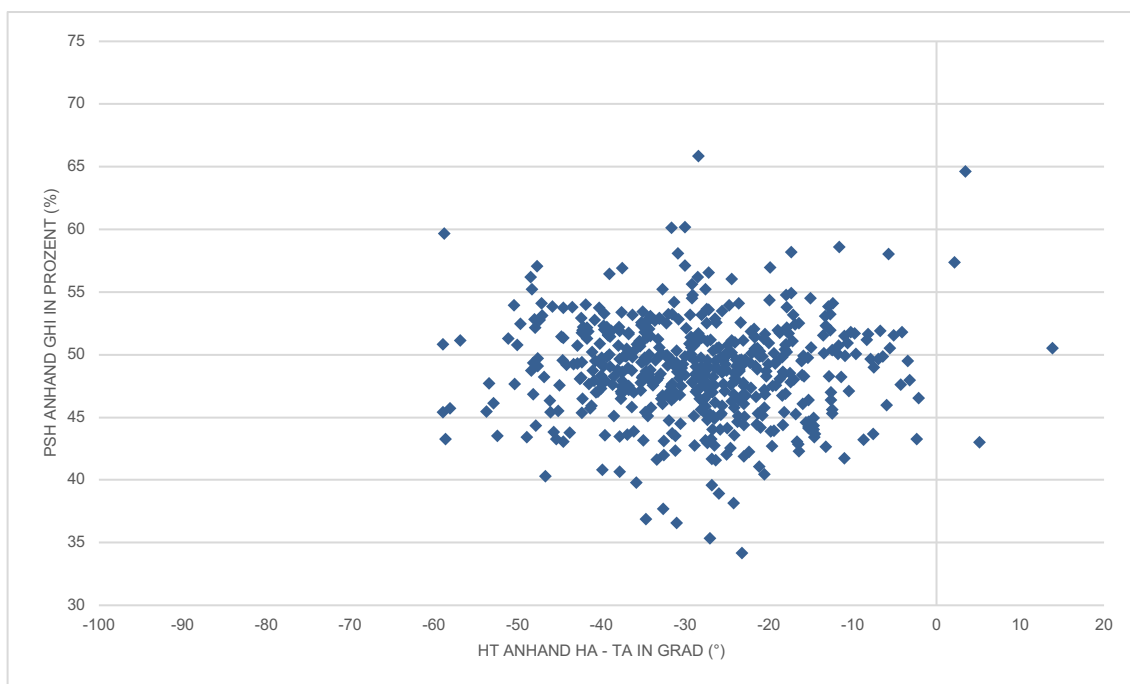
**Abbildung 50:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der Glenoidversion (GV) anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse (GGA) sowie der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI)

## 5.6 Korrelation zwischen Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation

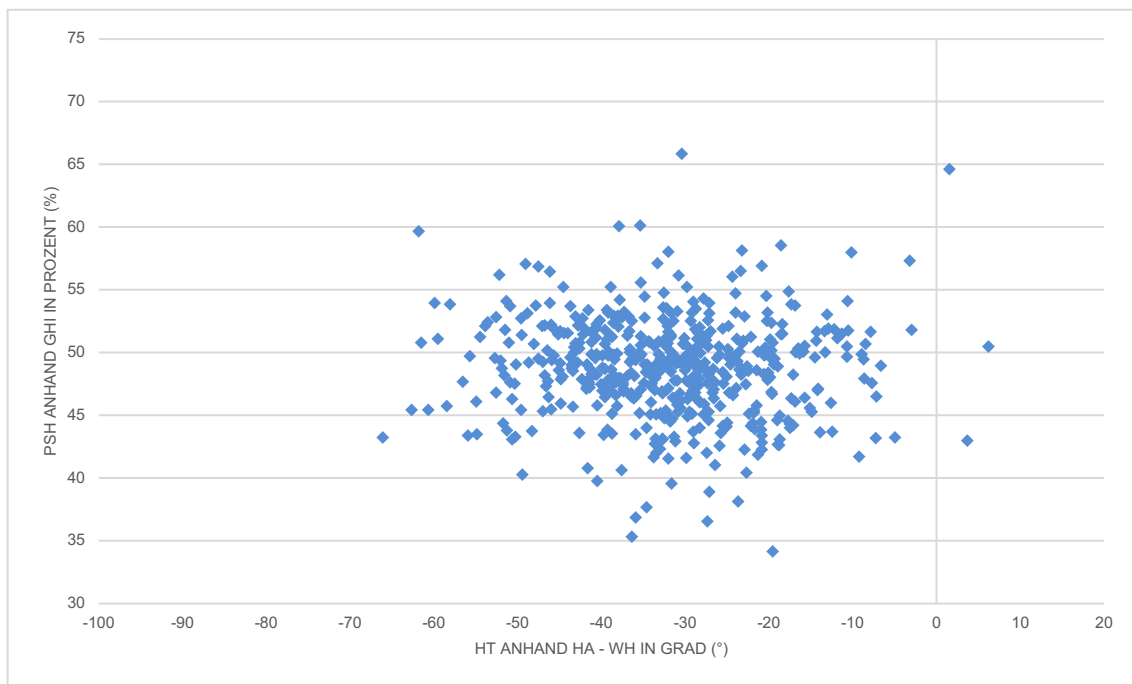
Wurde die statische posteriore Humeruskopfsubluxation anhand des glenohumeralen Index bestimmt und eine Korrelation zwischen PSH anhand des GHI und der Humerustorsion anhand der unterschiedlichen Messmethoden überprüft, so konnte keine signifikante Korrelation nachgewiesen werden (vgl. Abbildung 51 bis Abbildung 54). Alle errechneten p-Werte lagen oberhalb des festgelegten Signifikanzniveaus von 0,05 (vgl. Tabelle 9).

	HT (HA – TA) & PSH (GHI)	HT (HA – WH) & PSH (GHI)	HT (SIA – TA) & PSH (GHI)	HT (SIA – WH) & PSH (GHI)
Pearson's r	-0,02	-0,05	0,06	0,03
p-Wert	0,67	0,30	0,15	0,44

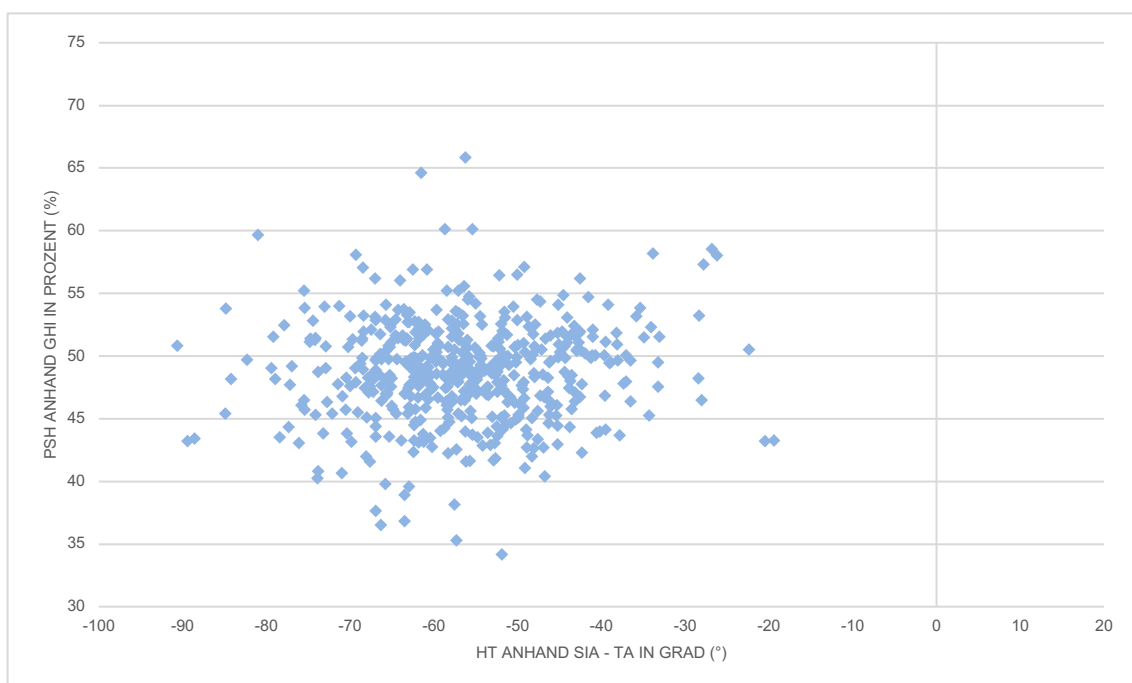
**Tabelle 9:** Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) und p-Werte zwischen Humerustorsion (HT) und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI)



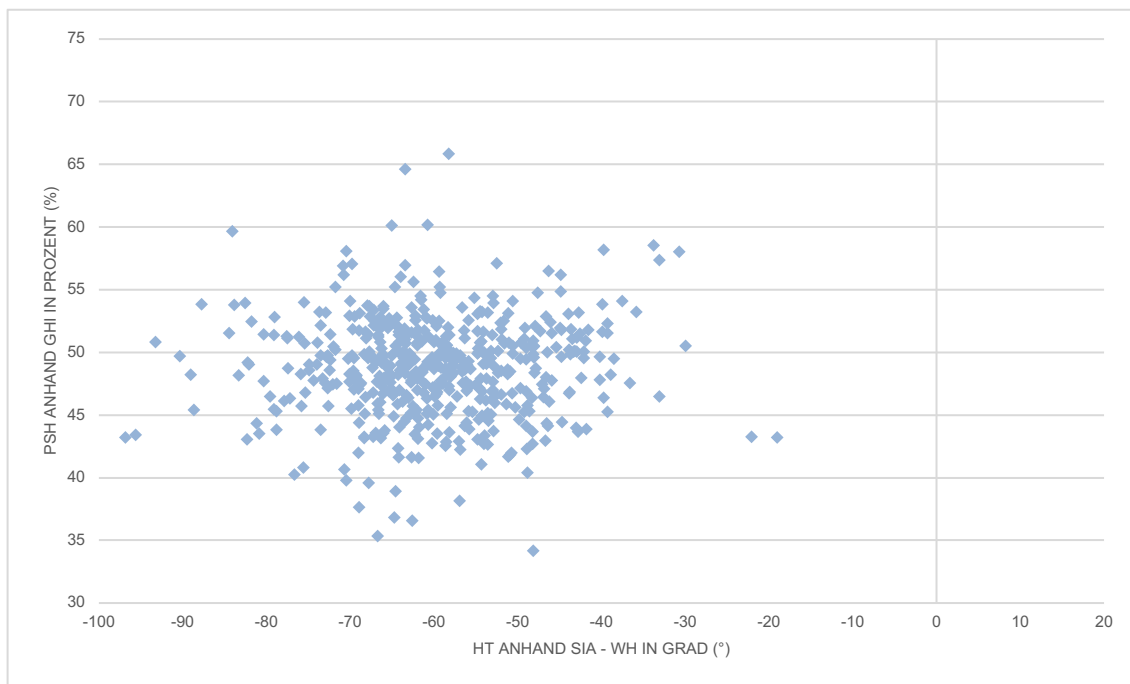
**Abbildung 51:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse (HA – TA)



**Abbildung 52:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfchse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH)



**Abbildung 53:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index (GHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA)

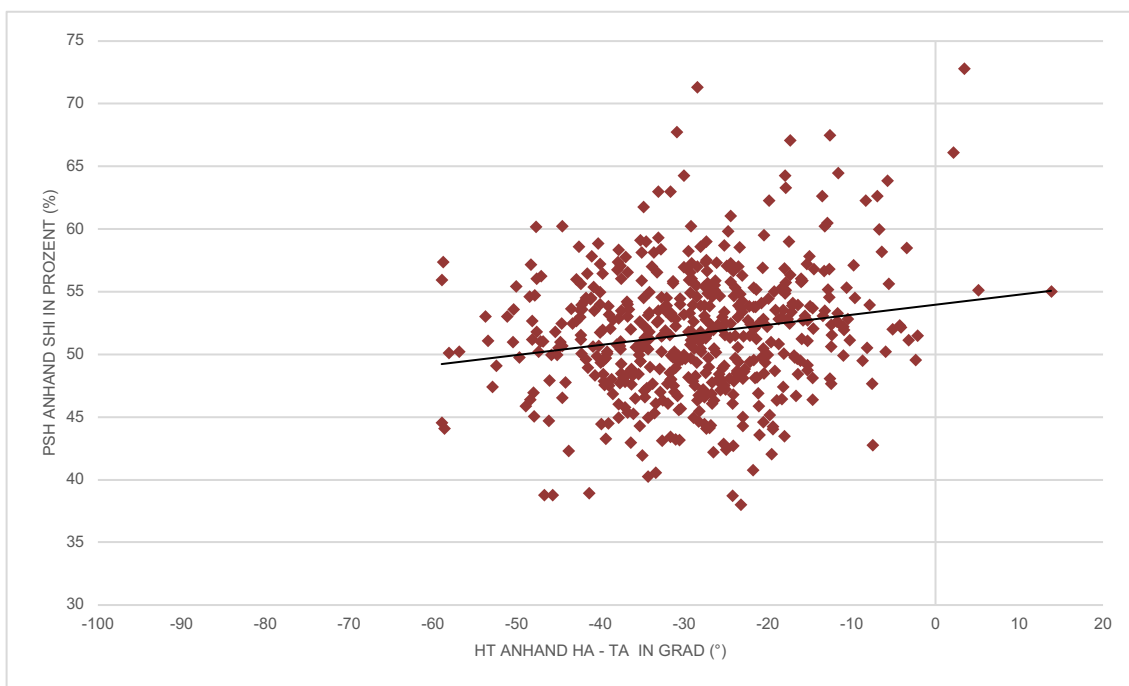


**Abbildung 54:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des glenohumeralen Index sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH)

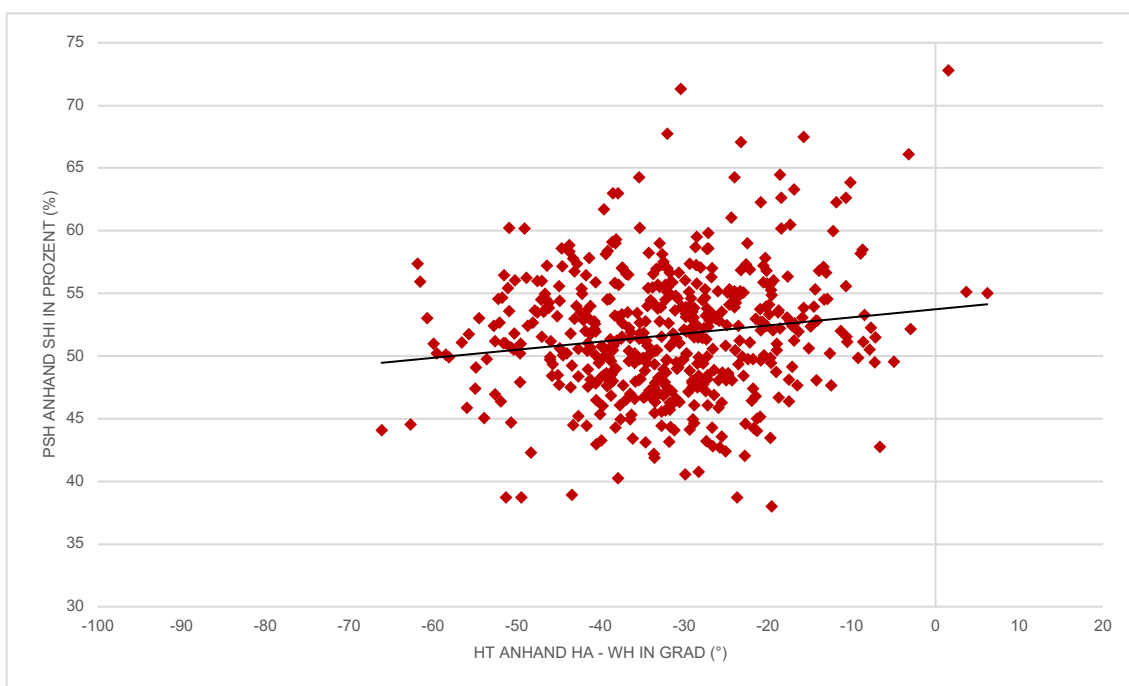
Wurde die PSH jedoch anhand des scapulohumeralen Index ermittelt, so zeigte sich eine signifikante Korrelation: Je stärker die Humerusretrotorsion ausgeprägt war, desto weniger stark war der Humeruskopf nach posterior subluxiert (vgl. Abbildung 55 bis Abbildung 58). Die jeweiligen Korrelationskoeffizienten nach Pearson und die p-Werte sind in Tabelle 10 zusammengefasst. Im Mittel ergab sich ein Korrelationskoeffizient von  $r = 0,18$ .

	HT (HA – TA) & PSH (SHI)	HT (HA – WH) & PSH (SHI)	HT (SIA – TA) & PSH (SHI)	HT (SIA – WH) & PSH (SHI)
Pearson's r	0,18	0,15	0,20	0,17
p-Wert	< 0,001	< 0,001	< 0,001	< 0,001

**Tabelle 10:** Korrelationskoeffizienten nach Pearson und p-Werte zwischen Humerustorsion (HT) und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI)



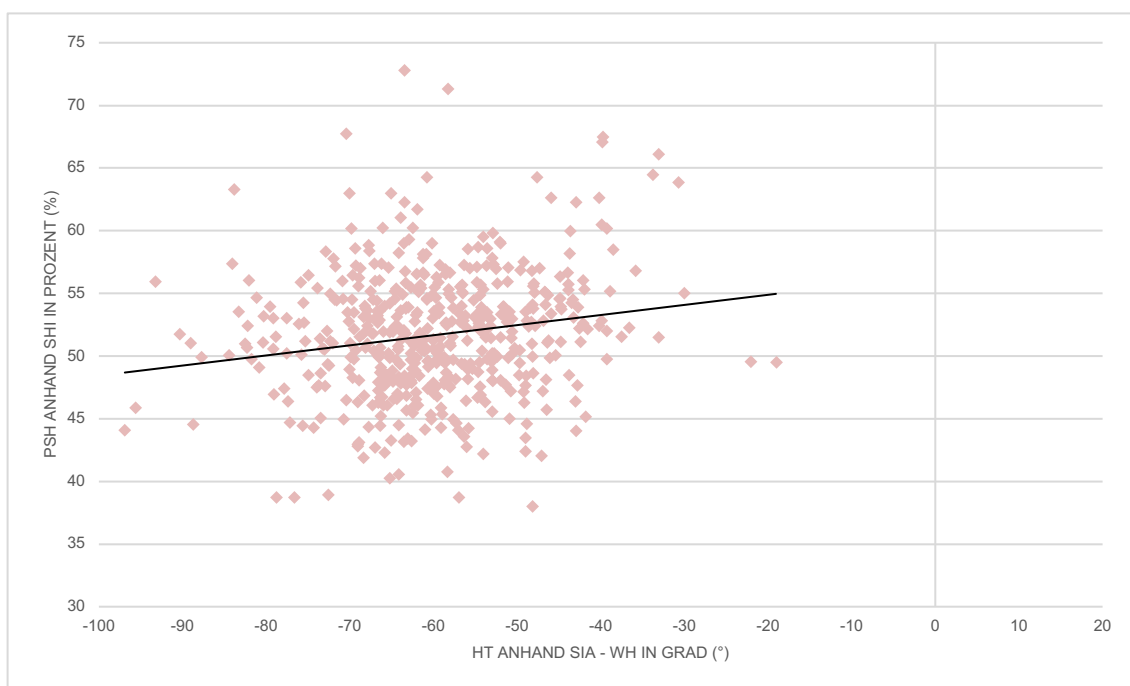
**Abbildung 55:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfchse und der transepicondylären Achse (HA – TA)



**Abbildung 56:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Humeruskopfchse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (HA – WH)



**Abbildung 57:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulothoracischen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse (SIA – TA)



**Abbildung 58:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulothoracischen Index (SHI) sowie der Humerustorsion (HT) anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten (SIA – WH)

## 6. Subgruppenanalyse

Für die Subgruppenanalyse waren vor allem Patienten bzw. Schultern mit hoher humeraler Retrotorsion interessant, da für diese Gruppe nur wenige Daten in der Literatur existieren. Als Cut-off-Wert wurde daher der Mittelwert der Humerustorsion abzüglich einer Standardabweichung definiert. In die Subgruppenanalyse wurden somit alle Messungen inkludiert, die eine Retrotorsion von insgesamt  $< -40,1^\circ$  ( $= -28,7^\circ - 11,4^\circ$ ) aufzeigten. Dies waren in Summe 75 Schultern.

Für die Subgruppenanalyse wurde die Glenoidversion, gemessen anhand des klassischen Glenoidwinkels nach Friedman et al. [34], berücksichtigt, da diese Messmethode die gängigste Methode zur Bestimmung der Glenoidversion darstellt und als Standard-Methode gehandhabt wird (siehe Kapitel IV.3.2 Glenoidversion).

Zudem wurde für die Subgruppenanalyse die Messung der Humerustorsion anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse verwendet, da diese Messmethode in der Praxis und in der Literatur überwiegend eingesetzt wurde (siehe Kapitel IV.3.3 Humerustorsion).

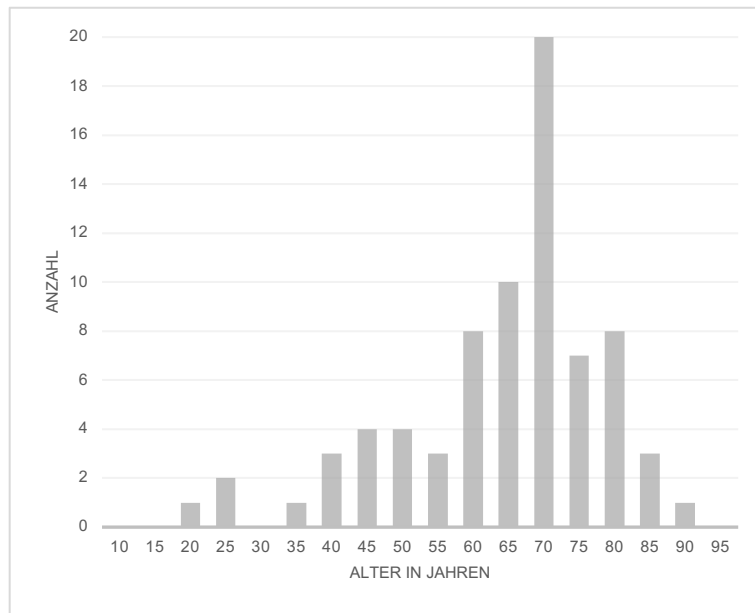
Ferner kam in der Analyse der Subgruppe die Berechnung der statischen posterioren Humeruskopfsubluxation anhand des scapulohumeralen Index zur Anwendung, da dieser in der Literatur zunehmend häufiger als der glenohumerale Index verwendet wird (siehe Kapitel IV.3.4 Statische posteriore Humeruskopfsubluxation).

### 6.1 Überprüfung auf Normalverteilung in der Subgruppenanalyse

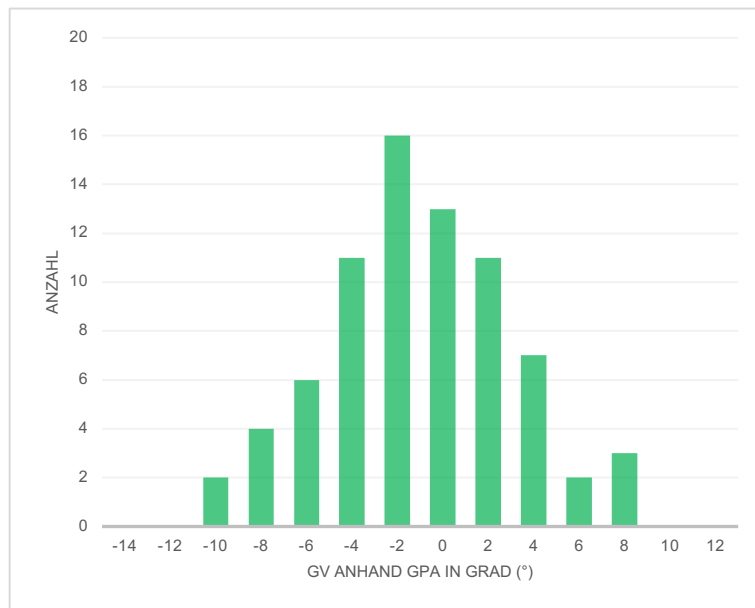
Die Prüfung auf Normalverteilung in der Subgruppenanalyse erfolgte ebenfalls anhand des Kolmogorov-Smirnov-Tests sowie an Häufigkeitsdiagrammen (siehe Abbildung 59 bis Abbildung 63).

In der Subgruppenanalyse der Patienten bzw. Schultern mit einer sehr hohen Humerusretrotorsion von  $< -40,1^\circ$  wies die Altersverteilung, wie bereits zuvor in der Grundgesamtheit, keine Normalverteilung auf (vgl. Abbildung 59). Die Teststatistik zeigte eine maximale Abweichung von 0,158 und war damit etwas größer als der kritische Wert von 0,157, sodass die Nullhypothese mit der Annahme einer Normalverteilung verworfen werden musste.

Die Verteilung von Glenoidversion anhand des GPA sowie die PSH anhand des SHI stellten jedoch eine Normalverteilung dar: Sowohl die Teststatistik der Glenoidversion (anhand des GPA) mit 0,055 als auch die Teststatistik der PSH (anhand des SHI) mit 0,111 waren jeweils geringer als der kritische Wert von 0,157, sodass die Nullhypothese (Vorliegen einer Normalverteilung der jeweiligen Werte) angenommen werden konnte. Die Histogramme stellen daher annähernd eine Gauß'sche Glockenkurve dar (vgl. Abbildung 60 und Abbildung 61).

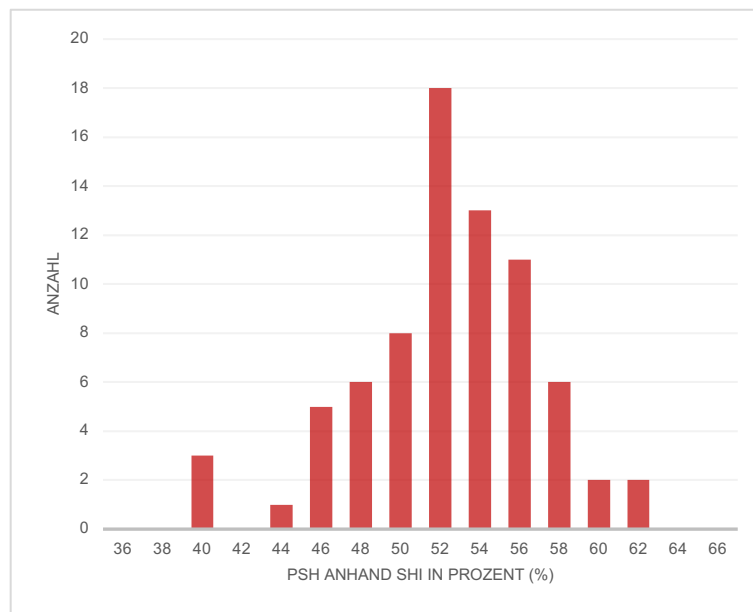


**Abbildung 59:** Histogramm zur Altersverteilung in der Subgruppe der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion



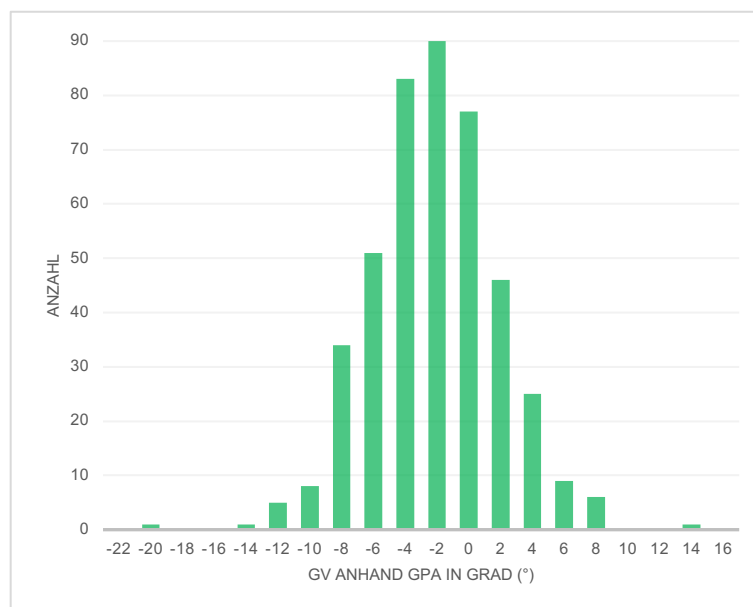
**Abbildung 60:** Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) in der Subgruppe der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion



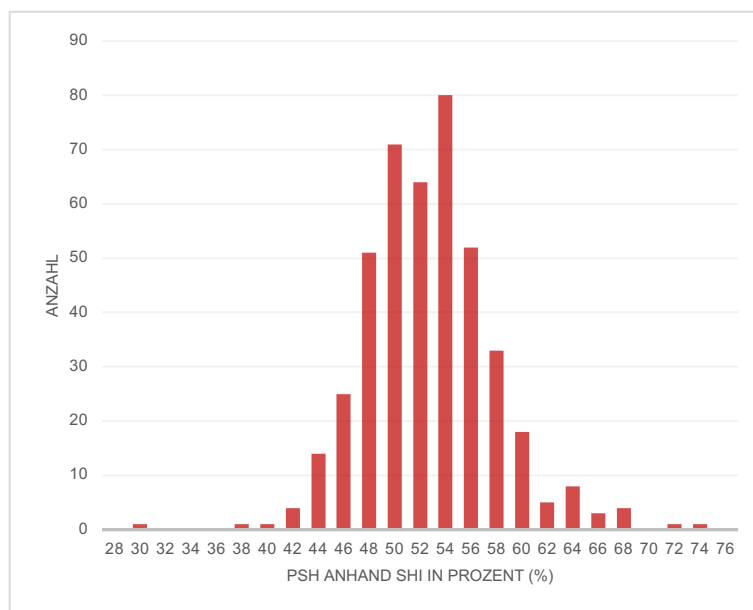


**Abbildung 61:** Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der statischen posterioren Humerustorsion (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) in der Subgruppe der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion

In der Subgruppenanalyse der Patienten bzw. Schultern mit niedriger humeraler Retrotorsion ( $\geq -40,1^\circ$ ) zeigte sich ebenfalls für die Glenoidversion anhand des GPA sowie die posteriore statische Subluxation anhand des SHI eine Normalverteilung. Die Teststatistik mit 0,025 (GPA) bzw. 0,040 (SHI) ist jeweils kleiner als der kritische Wert von 0,065. Auch für diese Parameter zeigen die Histogramme die typische Glockenform einer Normalverteilung (vgl. Abbildung 62 und Abbildung 63).



**Abbildung 62:** Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) in der Subgruppe der Patienten mit niedriger Humerusretrotorsion



**Abbildung 63:** Histogramm zur Häufigkeitsverteilung der statischen posterioren Humerustorsion (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) in der Subgruppe der Patienten mit niedriger Humerusretrotorsion

## 6.2 Glenoidversion und statische posteriore Subluxation in der Subgruppenanalyse

Für die Subgruppe der Patienten mit hoher humeraler Retrotorsion, also  $< -40,1^\circ$ , wurde eine Glenoidversion von  $-2,0^\circ \pm 4,1^\circ$  gemessen. Diese Gruppe hatte eine durchschnittliche statische posteriore Humeruskopfsubluxation von  $51,4 \% \pm 4,6 \%$ .

Die Subgruppe der Patienten mit niedriger humeraler Retrotorsion, also  $\geq -40,1^\circ$ , wies hingegen eine mittlere Glenoidversion von  $-3,2^\circ \pm 4,1^\circ$  auf. In dieser Gruppe zeigte sich eine statische posteriore Humeruskopfsubluxation von  $51,7 \% \pm 5,2 \%$ .

Es erfolgte ein Mittelwertvergleich der beiden Subgruppen für unabhängige Stichproben mittels t-Test. Da die Varianzen der Subgruppen bezogen auf die Glenoidversion anhand des GPA mit 16,8 (Patienten mit hoher Humerusretrotorsion) bzw. 16,6 (Patienten mit niedriger Humerusretrotorsion) annähernd identisch waren, erfolgte hier ein t-Test ausgehend von gleich großen Varianzen. Es konnte eine statistisch signifikante Differenz der Glenoidversion zwischen den Subgruppen mit einem p-Wert von 0,02 ( $< 0,05$ ) festgestellt werden.

Der Mittelwertvergleich der PSH zwischen den beiden Subgruppen ergab hingegen keinen statistisch signifikanten Unterschied ( $p = 0,54$ ). Aufgrund unterschiedlicher Varianzen der PSH (21,1 in der Subgruppe mit hohen Humerusretrotorsionen bzw. 26,5 in der Subgruppe mit niedrigeren Retrotorsionen) erfolgte diese Analyse mittels t-Test für unterschiedliche Varianzen.

Eine Übersicht zu den ermittelten Werten der beiden Subgruppen findet sich in Tabelle 11.

	Patienten mit hoher Humerusretrotorsion < -40,1°	Patienten mit niedriger Humerusretrotorsion ≥ -40,1°	p-Wert des t-Test
GV anhand GPA	-2,0° ± 4,1° (MW ± STABW)	-3,2° ± 4,1° (MW ± STABW)	0,02
PSH anhand SHI	51,4 % ± 4,6 % (MW ± STABW)	51,7 % ± 5,2 % (MW ± STABW)	0,54

**Tabelle 11:** Subgruppenanalyse der Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) und der statischen posterioren Humerkopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) für Patienten bzw. Schultern mit hoher Humerusretrotorsion bzw. niedriger Humerusretrotorsion (Mittelwert ± Standardabweichung, MW ± STABW)

Die Glenoidversion anhand des GPA ergab für Patienten bzw. Schultern mit hoher humeraler Retrotorsion im Mittel signifikant geringere bzw. neutralere Werte, als die Glenoidversion der Patienten bzw. Schultern mit niedriger humeraler Retrotorsion ( $p = 0,02$ ).

Bzgl. posteriorer statischer Subluxation anhand des SHI konnte in der Subgruppenanalyse kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p = 0,54$ ).

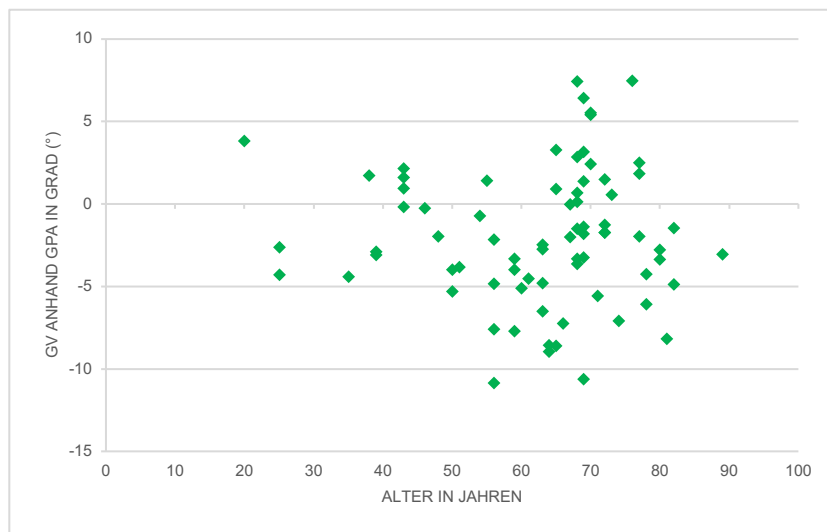
### 6.3 Altersabhängige Korrelationen in der Subgruppenanalyse

Zusätzlich wurde in der Subgruppe der Patienten bzw. Schultern mit hoher humeraler Retrotorsion noch ein altersabhängiger Zusammenhang analysiert, um zu untersuchen, ob Patienten, die in hohem Alter eine hohe humerale Retrotorsion aufweisen, eine andere Morphologie haben als Patienten, die in jüngerem Alter eine hohe humerale Retrotorsion aufweisen.

Die Korrelationen wurden aufgrund des nicht normalverteilten Alters anhand des Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman berechnet.

#### 6.3.1 Korrelation von Glenoidversion und Alter in der Subgruppenanalyse

Zwischen Glenoidversion und Alter zeigte sich in der Subgruppenanalyse der Patienten bzw. Schultern mit hoher humeraler Retrotorsion kein statistisch signifikanter Zusammenhang. Der Rangkorrelationskoeffizient lag bei  $r = 0,08$  mit einem p-Wert von 0,48 (vgl. Abbildung 64).

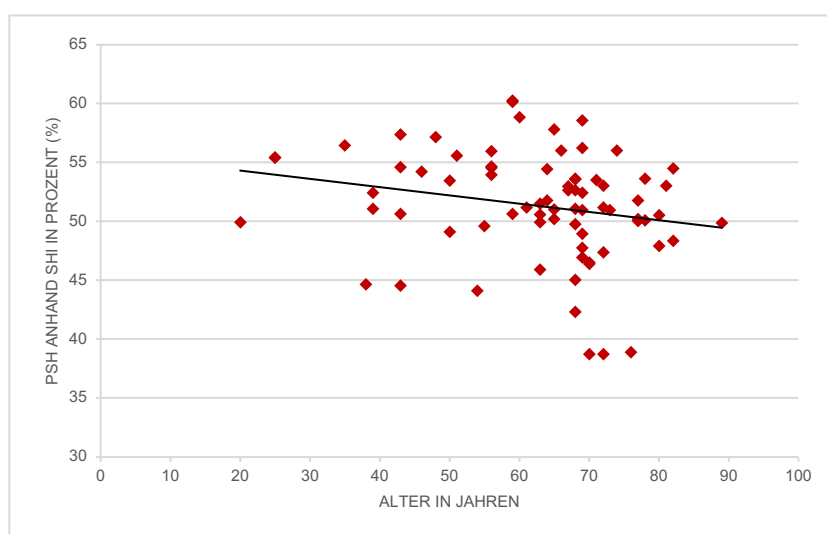


**Abbildung 64:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und Glenoidversion (GV) anhand des klassischen Glenoidwinkels (GPA) in der Subgruppe mit hoher humeraler Retrotorsion

### 6.3.2 Korrelation von posteriorer statischer Humeruskopfsubluxation und Alter in der Subgruppenanalyse

Es konnte jedoch bei Patienten bzw. Schultern mit hoher humeraler Retrotorsion ein signifikanter Zusammenhang zwischen posteriorer statischer Humeruskopfsubluxation und Alter nachgewiesen werden (vgl. Abbildung 65). Bei Patienten mit hoher Humerusretrotorsion ( $< -40,1^\circ$ ) nahm die Humeruskopfsubluxation mit dem Alter eher ab.

Der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman betrug  $r = -0,28$ , der p-Wert war mit 0,015 kleiner als das festgelegte Signifikanzniveau von 0,05.



**Abbildung 65:** Streudiagramm zur Darstellung der Verteilung der Wertepaare Alter und posteriore statische Humeruskopfsubluxation (PSH) anhand des scapulohumeralen Index (SHI) in der Subgruppe mit hoher humeraler Retrotorsion

## IV. Diskussion

### 1. Zusammenfassung der Ergebnisse

Mit der hier vorliegenden Studie wurden erstmals Daten zur Glenoidversion, Humerustorsion und statischen posterioren Humeruskopfsubluxation in einem großen Patientenkollektiv von 512 Schultern einer adulten Bevölkerung generiert.

Bei einer Altersverteilung von 20 bis 89 Jahren lag ein Durchschnittsalter von  $63,5 \pm 13$  Jahren vor. Die anhand des klassischen Glenoidwinkels gemessene Glenoidversion ergab einen Mittelwert von  $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$  mit einer Spannweite von  $-20,9^\circ$  bis  $12,5^\circ$ . Die Glenoidversion anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse unterschied sich hiervon signifikant um durchschnittlich  $7,8^\circ$ . Es zeigten sich bei dieser Methode retrovertiertere Werte mit einer Glenoidversion von  $-10,8^\circ \pm 4,0^\circ$  ( $-25,7^\circ$  bis  $2,1^\circ$ ). Für die Humerustorsion ergaben sich aufgrund der verschiedenen Referenzlinien und Kombinationsmöglichkeiten vier unterschiedliche Messmethoden, wobei sich die Messwerte hauptsächlich aufgrund der gewählten proximalen Referenzlinie unterschieden. Wurde als proximale Referenzlinie die Sulcus-intertubercularis-Achse verwendet, zeigten sich um rund  $30^\circ$  retrovertiertere Ergebnisse der Humerustorsion. Die Torsion anhand der Humeruskopfachse und der transepicondylären Achse bzw. der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten betrug  $-28,7^\circ \pm 11,4^\circ$  ( $-59,0^\circ$  bis  $13,8^\circ$ ) bzw.  $-32,1^\circ \pm 11,6^\circ$  ( $-66,1^\circ$  bis  $6,2^\circ$ ), während die Torsion an der Sulcus-intertubercularis-Achse und der transepicondylären Achse bzw. der Winkelhalbierenden  $-56,6^\circ \pm 11,0^\circ$  ( $-90,7^\circ$  bis  $-19,5^\circ$ ) bzw.  $-60,0^\circ \pm 11,0^\circ$  ( $-96,9^\circ$  bis  $-19,1^\circ$ ) ergab. Die Mittelwerte der Humerustorsion anhand der vier Messmethoden unterschieden sich ebenfalls signifikant. Bei dem Patientenkollektiv dieser Studie lag im Durchschnitt, sowohl mittels glenohumeralem Index als auch mittels scapulohumeralem Index bestimmt, ein im Glenoid zentrierter Humeruskopf (A-Glenoid) vor. Die statische posteriore Humeruskopfsubluxation anhand des GHI betrug im Mittel  $48,8 \% \pm 4,0 \%$  ( $34,2 \%$  bis  $65,8 \%$ ), anhand des SHI  $51,7 \% \pm 5,1 \%$  ( $29,6 \%$  bis  $72,8 \%$ ). Auch hier ergab sich ein signifikanter Unterschied der verwendeten Messmethoden.

In der weiteren Analyse zeigte sich zwischen dem Alter des hier vorliegenden Patientenkollektivs und den weiteren gemessenen Parametern, wie Glenoidversion (anhand GPA und GGA), Humerustorsion (anhand HA – TA, HA – WH, SIA – TA und SIA – WH) und posteriorer statischer Humeruskopfsubluxation (anhand GHI und SHI), keine Korrelation.

Es gelang jedoch der Nachweis einer Korrelation zwischen Glenoidversion und Humerustorsion für alle angewendeten Messmethoden (im Mittel  $r = -0,18$ ,  $p < 0,005$ ). Je neutraler die Glenoidversion war, desto deutlicher ausgeprägt war die Humerustorsion. Oder gegenläufig ausgedrückt: Je stärker ausgeprägt die Glenoidretroversion war, desto weniger extrem bzw. neutraler zeigte sich die Humerustorsion.

Weiterhin ergab sich unter Verwendung des glenohumeralen Index eine Korrelation zwischen PSH und Glenoidversion (sowohl anhand GPA als auch anhand GGA): Je neutraler die Glenoidstellung war, desto sublaxierter zeigte sich der Humeruskopf ( $r = 0,18$ ,  $p \leq 0,002$ ). Interessan-

terweise konnte unter Verwendung des scapulohumeralen Index ebenfalls eine Korrelation zwischen PSH und Glenoidversion (sowohl anhand GPA als auch anhand GGA) nachgewiesen werden, die jedoch gegenläufig war: Je retrovertierter das Glenoid positioniert war, desto subluxierter zeigte sich der Humeruskopf ( $r = -0,54$ ,  $p < 0,001$ ).

Die Analyse zwischen statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation und Humerustorsion stellte bei Verwendung des glenohumeralen Index keine Korrelation dar. Wurde allerdings der scapulohumerale Index verwendet, so ergab sich eine statistisch signifikante Korrelation: Je stärker die Humerustorsion ausgeprägt war, desto weniger stark war der Humeruskopf nach posterior subluxiert. Oder: Je deutlicher die posteriore statische Subluxation war, desto weniger Torsion wies der Humerus auf ( $r = 0,18$ ,  $p < 0,001$ ).

Die Subgruppenanalyse zeigte, dass Patienten bzw. Schultern mit hoher humeraler Retrotorsion eine statistisch signifikant weniger stark ausgeprägte Glenoidretroversion aufwiesen als Patienten bzw. Schultern mit niedriger humeraler Retrotorsion ( $-2,0^\circ \pm 4,1^\circ$  gegenüber  $-3,2^\circ \pm 4,1^\circ$ ). Bzgl. statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation konnte kein Unterschied zwischen der Gruppe mit hoher humeraler Retrotorsion und der Gruppe mit weniger ausgeprägter Humerustorsion nachgewiesen werden ( $51,4\% \pm 4,6\%$  gegenüber  $51,7\% \pm 5,2\%$ ).

In der Subgruppe der Patienten mit hoher Humerusretrotorsion zeigte sich zwischen Alter und Glenoidversion kein statistisch signifikanter Zusammenhang. Es wurde jedoch eine statistisch signifikante Korrelation zwischen Alter und posteriorer statischer Humeruskopfsubluxation nachgewiesen. Die Humeruskopfsubluxation nahm in dieser Subgruppe mit zunehmendem Alter eher ab ( $r = -0,28$ ,  $p = 0,015$ ).

## 2. Diskussion des Studiendesigns und -aufbaus

Für die vorliegende Studie war die vollständige Darstellung der Scapulae und Humeri in den CT-Datensätzen notwendig. Aufgrund hiesiger ethischer und rechtlicher Vorgaben konnte die Studie mit der entsprechenden Strahlenbelastung bei Computertomographien ausschließlich retrospektiv und nicht prospektiv erfolgen.

Initial wurden für diese Studie retrospektiv Schockraum-CT-Scans gesichtet, um ein zufälliges Patientenkollektiv zu erhalten. Es fiel jedoch auf, dass die Lagerung der Patienten für die Bildgebung im Schockraum häufig nicht in Neutral-Null-Position erfolgte. Zudem zeigte sich rasch, dass eine vollständige Darstellung der Scapulae und insbesondere der distalen Humeri nicht gewährleistet werden konnte. Daher wurden stattdessen standardisierte Ganzkörper-CT-Scans gescreent, die in einer ausreichenden Anzahl zur Verfügung standen. Hierfür wurden über die radiologische Klinikdatenbank des Klinikums der Universität München, Campus Großhadern und Campus Innenstadt, Plasmozytom-Screening-Scans sowie PET/CT-Scans aus den Jahren 2008 bis 2014 identifiziert und entsprechend der genannten Einschluss- und Ausschlusskriterien zur weiteren Verarbeitung in diese Studie aufgenommen. Aufgrund der detaillierten Ausschlusskriterien, inklusive des Ausschlusses von Patienten mit strukturverändernden Knochenläsionen, konnte ein Patientenkollektiv generiert werden, das am ehesten dem einer adulten Durchschnittsbevölkerung entsprach. Anders als bei den meisten bisher vorliegenden Studien wurde daher in dieser Arbeit nicht nur eine kleine Gruppe von jungen und gesunden Patienten [8, 9], Arthrotikern [8, 19-21] oder Patienten mit Schulterbeschwerden bzw. -pathologien [17,

18] untersucht und damit bereits vor Beginn der Studie eine Selektion des Patientenkollektivs vorgenommen, sondern vielmehr ein Gesamtkollektiv einer Durchschnittsbevölkerung abgebildet. Aufgrund der Auswahl der CT-Bildgebung ist das Durchschnittsalter mit  $63,5 \pm 13,0$  Jahren in dieser Studie eher gehoben, die Spannweite der Altersverteilung jedoch mit 20 bis 89 Jahre sehr breit. Darüber hinaus kann kritisiert werden, dass die CT-Schichtdicke mit 2,5 mm bis 3 mm eher grob gewählt ist. Dies liegt jedoch ebenfalls an den vorgegeben Screening-Protokollen der ausgewählten CT-Daten. Durch eine große Anzahl eingeschlossener Schultern wurde der Versuch unternommen, diesen Nachteil zu relativieren.

### 3. Entwicklung und Analyse der Messmethoden

Die in der Literatur vorhandenen Studien zu der Thematik unterscheiden sich nicht nur in Bezug auf die verwendeten Patientenkollektive, sondern auch anhand der Diagnostik und der Messmethoden, inklusive der Referenzlinien oder -ebenen. Die Studien beschreiben Messungen der einzelnen Parameter an gesunden Patienten, Athleten, Patienten mit Schulterbeschwerden von Instabilität bis zu Arthrose sowie an Leichen-Knochen. Weiterhin existieren Messungen direkt am Objekt oder indirekt anhand von Röntgen-, CT-, Magnetresonanztomographie- (MRT) und Ultraschall-Bildern. Darüber hinaus wurden die Bilddaten, an denen die Messungen durchgeführt wurden, zum Teil im Original verwendet oder einer Bearbeitung, wie beispielsweise einer 3D-Rekonstruktion, unterzogen. Im Folgenden werden die Entwicklung, Korrelation und Reliabilität der einzelnen Messmethoden im Kontext der aktuellen Literatur genauer beschrieben und diskutiert.

#### 3.1 Ebenen- und Achsenrekonstruktion

Bereits 1986 stellten Randelli und Gambrioli [11] fest, dass eine Variabilität der gemessenen Glenoidversion - abhängig von der Höhe der CT-Schnittebene im Bereich des Glenoids - besteht. 1999 deckten Bokor et al. [97] auf, dass die Position der Scapula während der CT-Bildgebung eine Auswirkung auf die Genauigkeit der Messung der Glenoidversion hat. Nur eine geringe Rotation der Scapula in der coronaren Ebene zeigte in der zweidimensionalen (2D) Bildgebung, die noch nicht ebenen- und achsenrekonstruiert wurde, eine Variation der Messung der Glenoidversion bis zu  $10^\circ$ . Die Autoren empfahlen daher eine Orientierung der Scapula im CT-Scout zu verwenden, bei der die Glenoidoberfläche senkrecht zu der gewählten axialen CT-Schnittebene steht [97]. Um diese positionsabhängige Fehlmessung zu verhindern, wurden die Patienten für die hier vorliegende Studie in der Neutral-Null-Stellung während der CT-Bildgebung positioniert. 2003 empfahlen Nyffeler et al. [109] von der Messung der Glenoidversion anhand von axillären Röntgenbildern Abstand zu nehmen und auf die akkuratere CT-Bildgebung zurückzugreifen. Mit den Jahren entwickelte sich die CT-Bildgebung sowie die Technik weiter, sodass es möglich wurde, 3D-Rekonstruktionen der CT-Bildgebung und damit einhergehend auch Ebenen- und Achsenrekonstruktionen durchzuführen. Messungen konnten daher noch akkurater erfolgen:

Im Jahr 2010 wiesen Bryce et al. [95] nach, dass Ungenauigkeiten bei der Messung der Glenoidversion entstehen, wenn eine Fehlstellung der Scapula von  $\geq 1^\circ$  in der coronaren oder sagittalen Ebene vorliegt. Sie empfahlen daher, die axiale Ebene an der Scapula auszurichten und

nach erfolgter Ebenen- und Achsenrekonstruktion die Glenoidversion zu vermessen. Budge et al. [96] bekräftigten diese Ergebnisse und zeigten 2011, dass sich die Glenoidversion - an einer axialen nicht-korrigierten 2D CT-Bildgebung gemessen - in 47 % der Messungen um 5° bis 15° von der Messung nach 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion unterschied. Auch Hoenecke et al. [20], Ganapathi et al. [104] und Gross et al. [110] schlussfolgerten, dass eine Messung der Glenoidversion nach 3D-Rekonstruktion akkuratere Ergebnisse liefert, als ohne 3D-Rekonstruktion anhand einer Standard 2D-Bildgebung im klinischen Setting.

Van de Bunt et al. [111] erstellten daher 2015 ein Protokoll zur Rekonstruktion der Scapula-Ebene mit dem in dieser Studie ebenfalls verwendeten Programm OsiriX (Pixmeo SARL, Bern, Schweiz) [93] und verglichen die Messung der Glenoidversion der unbearbeiteten 2D CT-Bilder mit denen der ebenen- und achsenrekonstruierten Messung. Die Standardabweichung und die Spannbreite waren in der ebenen- und achsenrekonstruierten Messung deutlich geringer. Daher erfolgte für die Messung der Glenoidversion in dieser Studie eine Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula, ähnlich den Studien von Van de Bunt et al. [111], Budge et al. [96] und Matsumura et al. [8, 13].

Auch für die Bestimmung der Humerustorsion gilt die Ebenen- und Achsenrekonstruktion als wesentlich. Farrokh et al. [98] stellten 2001 fest, dass die Humerustorsion unterschätzt werden kann, wenn die Messung der Retrotorsion nicht an den CT-Schichten erfolgt, die senkrecht zum Humerusschaft generiert wurden. Boileau und Walch [49] präsentierten 1997 die dreidimensionale Geometrie des proximalen Humerus und erstellten anhand von Oberflächenmessungen eine 3D-Rekonstruktion des Humerus um die Diaphysenachse herum. Die Humerustorsion wurde anschließend anhand der zur Diaphysenachse axialen Bildgebung gemessen. 1998 maßen Kummer et al. [25] die Humerustorsion mit einem Messgerät direkt an Humeri von Leichen, wobei das Messgerät ebenfalls an der Humerusdiaphysenachse ausgerichtet wurde und der Winkel aus der kranialen Perspektive auf den Humerus gemessen wurde. Auch Andrin et al. [28] erstellten 2017 3D-Rekonstruktionen von 70 Leichen-Humeri. Anschließend wurde die Messung der Humerustorsion aus der kranialen Perspektive auf den Humerus, also vergleichbar mit einer 3D-Rekonstruktion entlang des Humerusschafts, durchgeführt.

Bei einigen Studiendesigns versuchte man durch exakte Positionierung der Patienten während der CT-Bildgebung einen annähernd zum Humerusschaft axialen Strahlengang zu gewährleisten [12, 57] oder es erfolgte im Nachhinein nochmals eine Rekonstruktion der axialen Ebene senkrecht zu der Humerusschaftachse [22, 51]. 2020 verifizierten Van de Bunt et al. [99], dass Abweichungen von einer coaxialen Messung der Humerustorsion (also senkrecht zur Humerusschaftachse) zu deutlichen Über- oder Unterschätzungen der Humerustorsion führen können und dass dies in bisherigen Studien zu wenig beachtet wurde [13, 14, 27, 112].

Autoren der in letzter Zeit publizierten Studien verwendeten unter anderem volumetrische 3D-Rekonstruktionen und geometrische Figuren wie beispielsweise eine an den Humeruskopf angepasste Kugel oder an die Metaphyse bzw. die Epicondylen angepassten Zylinder, um die Messungen der Humerustorsion genauer durchführen zu können [51, 53, 58, 113]. In den zuletzt geschilderten Studien war die Messung der Humerustorsion aufwändiger als unter ausschließlicher Verwendung einer 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion. Aufgrund der im Klinikalltag erstrebenswerten Praktikabilität und der Erkenntnisse von Van de Bunt et al. [99] wurde für die vorliegende Studie auf eine volumetrische 3D-Rekonstruktion verzichtet und die



Messung der Humerustorsion nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion senkrecht zur Humerusdiaphyse vorgenommen.

Auch bei der Bestimmung der Humeruskopfsubluxation ist in der Literatur die Entwicklung zu 3D-Messmethoden hin zu sehen:

Initial wurde die Subluxation anhand von Röntgenbildern ausgemessen [59]. Walch bzw. Badet et al. [23, 60, 61, 114] etablierten Ende der 90er-Jahre eine Methode, um die Humeruskopfsubluxation anhand von 2D CT-Daten in der axialen Schicht zu bestimmen. Die Patienten wurden dazu in Rückenlage und mit dem Arm in Neutralrotation positioniert [24, 61]. Anschließend wurde der Mittelpunkt des Glenoids sowie der größte Humeruskopfdurchmesser ermittelt und der Subluxationsindex anhand des glenohumeralen Index bestimmt [24]. Kidder et al. [18] entwickelten eine weitere 2D-Messmethode, die später scapulohumeraler Index genannt wurde, und nutzten dafür die CT-Schicht direkt unterhalb des Processus coracoideus [18]. 2014 arbeiteten Sabesan et al. [80] schließlich eine 3D-Messmethode aus, um die scapulohumerale Ausrichtung zu messen. Diese berechnet sich anhand des Abstandes vom Rotationszentrum des Humeruskopfes, das als Mittelpunkt einer an den Humeruskopf angepassten Kugel definiert wurde, zur Scapula-Ebene nach Kwon et al. [29] bzw. zur Glenoidebene. Auch Terrier et al. [63] und Jaxens et al. [7] verglichen 2015 den glenohumeralen Subluxationsindex mit dem scapulohumeralen Subluxationsindex anhand der üblichen 2D CT-Schicht und anhand einer 3D-Rekonstruktion. Die Autoren wiesen nach, dass - sowohl in 2D als auch in 3D - der glenohumerale Subluxationsindex geringer war, als der scapulohumerale. Darüber hinaus schlossen die Autoren, dass der glenohumerale Index die Subluxation aufgrund der angelegten CT-Ebene eher unterschätzte und empfahlen eine Messung anhand einer 3D-Rekonstruktion. Bouacida et al. [66] vermaßen 2017 ebenfalls die Humeruskopfsubluxation in verschiedenen Ebenen bei Patienten mit primärer Omarthrose. Sie wählten die Glenoidebene nach Walch et al. [61], die rekonstruierte Scapula-Ebene und eine Ebene entlang der Glenoid-Gewölbe-Achse. Es zeigte sich, dass die größten Subluxationsindices anhand der Glenoid-Gewölbe-Ebene, gefolgt von der Scapula-Ebene und die geringsten Subluxationsindices anhand der Glenoid-Ebene gemessen wurden. Um die Subluxation nicht aufgrund der Position der Scapula zu unterschätzen, wurde in der hier vorliegende Arbeit sowohl der glenohumerale als auch der scapulohumerale Index nach Ebenen- und Achsen-Rekonstruktion der Scapula-Ebene verwendet.

In ihrer Arbeit von 2016 nutzen Bercik et al. [64] ein Software-Programm namens Glenosys (Imascap, Plouzané, Frankreich), das die Scapula-Ebene rekonstruiert und automatisch die Humeruskopfsubluxation anhand des SHI sowie die Glenoidversion anhand der Friedman-Methode [34] berechnet, ohne dass manuell Bezugspunkte auf Humerus oder Scapula eingefügt werden müssen. Bedauerlicherweise verzichteten die Autoren in dieser Arbeit darauf, die 2D- und die 3D-Methode miteinander zu vergleichen, da andere Arbeiten bereits im Bereich der knöchernen Anatomie der Schulter nachweisen konnten, dass die 3D-Methoden verlässlicher waren [96, 115]. Chalmers et al. [67] verwendeten in ihrer Arbeit sowohl nicht-korrigierte, als auch anhand der Scapula-Ebene korrigierte CT-Schichten und konnten bestätigen, dass die anhand der nicht-korrigierten CT-Schichten gemessene Subluxation um  $2,4 \% \pm 5,7 \%$  unterschätzt wurde. Auch diese Autoren nutzten eine automatische Software, die nochmals signifikant höhere Subluxationsindices ausmaß, als eine Messung anhand von ebenenkorrigierten bzw. nicht-korrigierten Schichten [67]. Seit 2017 werden Subluxationsindices daher vermehrt

nach 3D- bzw. Ebenen- und Achsen-Rekonstruktionen berechnet. Die Studienlage zeigt, dass der SHI größere Werte als der GHI liefert [6, 68].

Um eine Bias und damit mögliche Unterschätzung der Subluxation bei Verwendung einer nicht-rekonstruierten axialen CT-Schicht zur Bestimmung des GHI bzw. des SHI zu vermeiden, wurden in dieser Arbeit die Subluxationsindices nach Rekonstruktion der Scapula-Ebene vermessen.

Die Rekonstruktion der Ebenen und Achsen wurde in dieser Studie mit der DICOM-Datenverarbeitungssoftware OsiriX (Pixmeo SARL, Bern, Schweiz) generiert, da diese Software im Klinikalltag häufig Gebrauch findet und per Download verfügbar ist [67, 77, 93, 96, 100, 101].

Aktuell publizierte Studien verwenden aufgrund der besseren Reliabilität sowohl zur Bestimmung der Glenoidversion, der Humerustorsion als auch der Subluxation zunehmend 3D-Messungen. Zum Teil werden die Messungen in diesen Studien durch ein Programm automatisch vorgenommen [5, 64, 100].

### 3.2 Glenoidversion

Die Neigung des Glenoids in Bezug zum Scapulakörper wurde bereits um 1970 mehrfach beschrieben. Saha [43, 116] sowie Das et al. [117] zeigten, dass sowohl eine anteriore als auch eine posteriore Neigung existiert und dass eine anteriore Neigung des Glenoids vermehrt bei Schulterinstabilitäten vorliegt. Die Messung der Neigung des Glenoids wurde anhand eines axialen Röntgebildes vorgenommen, das von axillär mit 120° abduziertem Arm und der Scapula in Neutralrotation aufgenommen wurde. Anschließend wurde der Winkel zwischen Scapula-Achse und Glenoid-Achse gemessen [43]. Die Glenoid-Achse wurde als Verbindung zwischen den dargestellten anterioren und posterioren Glenoidrändern und die Scapula-Achse als Verbindungslinie zwischen dem Mittelpunkt der eingezeichneten Glenoidlinie und der Verbindung von Scapulablatt und Insertionspunkt der Spina scapulae bzw. der Basis des dargestellten vertebralen Randes definiert [43, 116]. Zu diesem Zeitpunkt befassten sich Studien, die die Glenoidneigung oder Glenoidversion beschrieben, hauptsächlich mit der Thematik der Schulterinstabilitäten, insbesondere mit rezidivierenden anterioren Schulterluxationen [11, 43, 117-119].

Initial wurden insbesondere in den anthropometrischen Studien, wie oben beschrieben, direkte Messungen am Knochen mit Blick von kranial auf die Scapula oder anhand von Röntgenbildern vorgenommen, um die Neigung des Glenoids auszumessen [43, 71, 116-118]. Die Messungen unterschieden sich jedoch in der Durchführung, es existierte keine einheitliche Positionierung der Patienten. Cyprien et al. [118] verwendete beispielsweise eine andere Röntgentechnik mit 60° abduziertem Arm und 90° flektiertem Ellbogen mit dem Unterarm in Neutralrotation. Brewer et al. [71] nutzten ebenfalls axilläre Röntgenbilder, der Arm wurde hier jedoch 90° abduziert, 30° flektiert und befand sich ebenfalls in Neutralrotation. Die Referenzlinien zur Messung ähnelten sich jedoch: Es wurde eine Verbindungslinie von einem zum anderen Glenoidrand gezogen und der Mittelpunkt der Verbindungslinie als Bezugspunkt für die Scapula-Achse verwendet.

Ab Mitte der 80er-Jahre wurden Messungen auch anhand von CT-Bildgebungen durchgeführt. So verwendeten Laumann und Kramps [119] 1984 sowie Randelli und Gambrioli [11] 1986 eine axiale CT-Schicht, um die Glenoidversion zu bestimmen. Die Autoren nutzten ebenfalls die Scapula-Körper-Achse sowie die Glenoidoberfläche als Bezugspunkte und wiesen bereits 1986

nach, dass die Glenoidversion je nach Höhe der CT-Schnittebene im Bereich des Glenoids variiert [10, 11, 94]. 1992 beschrieben Friedman et al. [34] sehr detailliert eine Messmethode zur Messung der Glenoidversion, die auch anteilig in der hier vorliegenden Arbeit verwendet wurde, diversen weiteren Studien als Vorlage diente und sich daher als „Standard-Methode“ etablierte [9, 17, 23, 24, 35, 60, 61, 72, 97, 110, 111, 120-123].

2003 verglichen Nyffeler et al. [109] die Messung der Glenoidversion anhand axillärer Röntgenbilder mit der CT-Messung nach Friedman et al. [34], wobei die Oberfläche des Glenoids senkrecht zur CT-Schnittbildebene positioniert war, um Messfehler aufgrund einer Scapularotation zu verhindern. Die Autoren zeigten, dass die Messung anhand der CT-Bildgebung akkuratere und validere Messergebnisse liefert, als die Messung anhand von axillären Röntgenbildern. Sie konnten in einer Gruppe von 25 Patienten mit glenohumeraler Instabilität einen Mittelwert von  $3^\circ$  glenoidaler Retroversion messen. Damit wurde die Messung der Glenoidversion anhand von Röntgenbildern verlassen und sich zunehmend auf die CT-Diagnostik konzentriert.

De Wilde et al. [9] führten 2003 eine Studie an 49 Schultern junger, gesunder Studenten durch. Die Studenten wurden für die CT-Bildgebung in Rückenlage mit dem Oberarm parallel zum Oberkörper in Neutralrotation und mit  $90^\circ$  flektiertem Unterarm, der in einer Orthese fixierter wurde, positioniert. Die Glenoidversion wurde dann anhand der CT-Schicht auf Höhe des mittleren Glenoids mit der Friedman-Methode gemessen [9, 34]. Es ergab sich eine mit den Ergebnissen dieser Arbeit (Glenoidversion anhand GPA  $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$ ) vergleichbare mittlere Glenoidversion von  $-3,73^\circ \pm 3,82^\circ$ .

Seit der Jahrtausendwende wurden schließlich mithilfe von CT-Datensätzen 3D-Messmethoden etabliert, um die Glenoidversion zu bestimmen [102, 124-126]. Im Vergleich mit der Friedman-Methode [34] zeigten Couteau et al. [124], dass die 3D-Messmethode über Rekonstruktion der Knochenkonturen höhere Werte der Glenoidretroversion lieferte.

Studien, in denen eine 3D-Rekonstruktion Gebrauch fand, orientieren sich an der Scapula-Ebene. Eine anatomische Studie von Churchill et al. [127] bildete die Grundlage für die Beschreibung der Scapula-Ebene. Die Messung der Glenoidversion erfolgte direkt am Knochen. Die Scapula wurde am Mittelpunkt des Glenoids sowie an der Insertionsstelle der Spina scapulae am medialen Scapularand – also entlang der Scapula-Achse - in einer Halterung befestigt. Anschließend wurde die Scapula so rotiert, dass der inferiore Scapulapol senkrecht zur Scapula-Achse positioniert war. Nun wurden auf Höhe des Glenoidmittelpunkts anteriorer und posteriorer Glenoidrand miteinander verbunden und der Winkel der Glenoidversion direkt abgemessen. Es ergab sich ein Mittelwert von  $1,23^\circ \pm 3,5^\circ$  für die gemessene Glenoidversion von 172 paarigen Scapula-Knochen von 20 bis 30-Jährigen Personen, die annähernd ein gesundes Kollektiv ohne degenerative Knochenerkrankungen darstellen sollten [127]. Auf die Orientierungspunkte dieser Studie bezog sich auch die Studie von Kwon et al. [29], die häufig als Basis der Definition der Scapula-Ebene zitiert wird. In dieser Studie wurden 12 Leichen-Scapulae ohne Hinweis auf strukturelle oder degenerative Veränderungen untersucht und direkt am Knochen sowie nach 3D-Rekonstruktion der Scapula anhand von CT-Daten die Glenoidversion in der axialen Schicht senkrecht zur Scapula-Ebene gemessen. Es zeigten sich ähnliche Werte zu der Studie von Churchill et al. [127]: Die direkte Messung lieferte eine durchschnittliche Glenoidversion von  $-1,6^\circ \pm 5,5^\circ$ , während die Messung anhand der 3D-Rekonstruktion Werte von  $-1,0^\circ \pm 5,4^\circ$  lieferte. Die durchschnittliche Glenoidversion dieser Studien fiel damit nur geringfügig

gig neutraler aus als der Mittelwert der hier vorliegenden Glenoidversion (GPA) von  $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$ .

In weiteren Studien konnte nachgewiesen werden, dass die Orientierung der Scapula bei 2D-Messungen Auswirkung auf die Glenoidversion hat [20, 95, 97]. Aufgrund dieser Kritik empfahlen einige Autoren 3D-Messmethoden bzw. Messungen nach 3D-Rekonstruktion der Scapula-Ebene [20, 29, 96, 102, 104, 115], so auch Scalise et al. [115, 128]. Die Autoren machten sich in einer 3D-Messung das Glenoid-Gewölbe der gesunden Schulter bei Patienten mit Omarthrose zunutze, um die Glenoidversion der arthrotischen Schulter zu bestimmen. Einige Studien belegten, dass das Glenoid-Gewölbe (engl. „vault“) normaler Schultern eine einheitliche Morphologie aufweist [105, 129], obwohl andere Studien darstellten, dass die Morphologie der Scapula insgesamt zwischen unterschiedlichen Individuen eine große Varianz zeigt [130]. So variieren die Morphologie des Scapulakörpers, die Translation des gesamten Glenoids in Bezug zum Scapulakörper und die Glenoidversion, beeinflusst durch die verschiedenen Ossifikationszentren der Scapula (von denen zwei im Glenoid aufzufinden sind), die Thoraxwand und die umgebende Muskulatur [120, 130]. Basierend auf diesen Studien und unter Annahme einer einheitlichen Morphologie des Glenoid-Gewölbes entwickelten Poon und Ting [120] eine 2D-Messmethode, um die Glenoidversion anhand des Glenoid-Gewölbes zu bestimmen. Zur Vermeidung von Fehlmessungen wurden CT-Daten ausgewählt, die im Scout eine senkrecht zur CT-Schnittbildebene ausgerichtete glenoidale Gelenkfläche zeigten. Im Bereich des mittleren Glenoids wurde anhand der axialen CT-Schicht ein gleichschenkliges Dreieck in das Glenoid-Gewölbe eingezeichnet und eine das Dreieck symmetrisch teilende Linie ausgehend von der Spitze des Dreiecks bis zur Gelenkfläche gezogen. Die Senkrechte zu dieser Linie wurde als neutrale Glenoidversion und die Glenoidversion als Winkel zwischen der Senkrechten und einer Linie entlang der Gelenkfläche definiert [120]. Die Autoren verglichen diese Glenoid-Gewölbe-Messmethode mit der bekannten Friedman-Methode [34] und erhielten eine mittlere Glenoidversion von  $-19^\circ \pm 3^\circ$  bzw.  $-1^\circ \pm 6^\circ$  bei gesunden Schultern und  $-25^\circ \pm 11^\circ$  bzw.  $-10^\circ \pm 13^\circ$  für arthrotische Schultern. Entsprechend den Ergebnissen der hier vorliegenden Arbeit, zeigten sich für die Glenoidversion anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse signifikant geringere Werte als für die Messmethode anhand der Friedman-Methode [34] bzw. des GPA.

In der bereits erwähnten Studie von Matsumura et al. [8] aus dem Jahr 2014 wurde dieselbe Methode verwendet, die auch in dieser Arbeit zur Anwendung kam. Es erfolgte ebenfalls eine Ebenen- und Achsenrekonstruktion der Scapula, um Rotationsfehler zu vermeiden. Die Autoren verglichen in dieser Studie 150 gesunde Schultern mit 150 arthrotischen Schultern und erzielten mit der Standard-Methode nach Friedman et al. [34] bzw. der GGA-Methode eine Retroversion von  $1,1^\circ \pm 3,2^\circ$  bzw.  $8,9^\circ \pm 2,7^\circ$  für die gesunden Schultern und  $10,8^\circ \pm 9,3^\circ$  bzw.  $18,2^\circ \pm 9,1^\circ$  für die arthrotischen Schultern. In der hier vorliegende Studie zeigte sich eine Differenz der Mittelwerte der beiden Messmethoden bei gesunden Schultern von  $7,8^\circ$ , identisch zu der Studie von Matsumura et al. [8]. Die Mittelwerte der Glenoidversion dieser Arbeit waren jedoch um etwa  $2^\circ$  different (GPA:  $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$  bzw. GGA:  $-10,8^\circ \pm 4,0^\circ$ ). Andrin et al. [35] verwendeten ebenfalls beide Messmethoden und stellten eine lineare Korrelation der zwei Messmethoden fest. Auch Cunningham et al. [77] verglichen die GGA-Methode mit der Standard-Methode und erzielten Mittelwerte von  $-8,0^\circ \pm 4,9^\circ$  bzw.  $-2,1^\circ \pm 4,7^\circ$  für 60 Schultern, einschließlich omarthrotischer Schultern, nach 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion.

In einer weiteren Studie von Matsumura et al. [13] wurden 410 Schultern von gesunden Freiwilligen analysiert. Die Glenoidversion nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion anhand der Standard-Methode ergab nur etwas geringere Werte, als die der hier vorliegenden Arbeit. Im Mittel stellten die Autoren eine glenoidale Retroversion von  $1^\circ \pm 3^\circ$  fest [13]. Diese geringe Abweichung von rund  $2^\circ$  mag dem noch größeren und im Durchschnitt älteren Patientenkollektiv der hier vorliegenden Arbeit geschuldet sein.

Budge et al. [96] nahmen bei 34 Patienten, die aufgrund einer Fraktur im Bereich der Schulter (Glenoidfrakturen, -erosionen oder Artefakte wurden ausgeschlossen) eine 2D CT-Bildgebung erhalten hatten, eine 3D-korrigierte Messung im Bereich der beschriebenen Scapula-Ebene vor, die mit der in dieser Arbeit verwendeten Messmethode vergleichbar ist. Sie erzielten anhand der originalen 2D-Bildgebung ohne Ebenen- bzw. Achsenrekonstruktion eine mittlere Glenoidversion von  $-3,3^\circ \pm 6,2^\circ$ . Die 3D-korrigierte Messung ergab einen Mittelwert von  $-4,5 \pm 4,8^\circ$ , der Unterschied war nicht signifikant ( $p = 0,45$ ). Zudem wurde für beide Messmethoden eine hohe Reliabilität erzielt. Die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit sind vergleichbar.

Auch Van de Bunt et al. [111] verglichen die Glenoidversionen 20 normaler Scapulae, vor und nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion, anhand der Standard-Methode nach Friedman et al. [34] miteinander. Die Messung der nicht-korrigierten 2D-CT-Daten ergab eine Glenoidversion von  $-1,4^\circ \pm 6,3^\circ$ , während die Glenoidversion der korrigierten Messung  $-3,2^\circ \pm 4,0^\circ$  betrug und damit nahezu identisch mit den Ergebnissen dieser Arbeit ist ( $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$ ).

2011 zeigten Lewis und Armstrong [131] eine weitere 3D-Messmethode, um die Glenoidversion bei 20 normalen Glenoiden zu bestimmen. Nach 3D-Rekonstruktion der Scapula und Bestimmung der Scapula-Ebene passten die Autoren eine Kugel an die glenoidale Gelenkfläche an. Anschließend wurde der Mittelpunkt der Kugel mit dem Zentrum der Glenoidfläche verbunden und in der axialen Schicht senkrecht zur Scapula-Ebene der Winkel zwischen der Verbindungslinie des Mittelpunkts der Kugel und dem Zentrum der Glenoidfläche sowie der Scapula-Ebene gemessen. Es zeigte sich mit dieser Messmethode eine mittlere Retroversion von  $-3,4^\circ \pm 3,4^\circ$ . Anhand der Standard-Methode wurde eine durchschnittliche Retroversion von  $-4,0^\circ \pm 3,6^\circ$  gemessen. Die Ergebnisse dieser Studie anhand des klassischen Glenoidwinkels lassen sich gut mit den Werten von Lewis und Armstrong [131] vergleichen.

Ganapathi et al. [104] generierten eine andere Methode zur Bestimmung der Glenoidversion, bei der in einer 3D-Rekonstruktion die Glenoidfläche anhand von drei Punkten auf dem Glenoid erstellt und der Winkel zwischen Glenoidfläche und senkrechten Ebene zur Scapula-Ebene gemessen wurde ( $-2,59^\circ$ ). Sie verglichen diese Messmethode mit der Standard-Methode zur Bestimmung der Glenoidversion an nicht-korrigierten CT-Scans ( $-0,65^\circ$ ) sowie an 3D ebenen- und achsenrekonstruierten CT-Scans ( $-2,33^\circ$ ). Für normale Scapulae konnten sie keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Messmethoden feststellen. Wiederum reihen sich die Mittelwerte der Glenoidversion dieser Arbeit gut in die Ergebnisse anderer Studien ein.

Boileau et al. [100] verglichen 2018 diese drei Messmethoden mit der Messmethode nach Lewis und Armstrong [131] und einer automatisierten 3D-Messmethode einer Bilddatenanalyse-Software (Glenosys, Imascap, Plouzané, Frankreich). Sie konnten in einem omarthrotischen Kollektiv keinen signifikanten Unterschied zwischen den verwendeten Messmethoden feststellen ( $p = 0,45$ ). Da es sich um ein omarthrotisches Patientenkollektiv handelte, sind die gemessenen Werte der Glenoidversion von durchschnittlich  $-7,69^\circ$  bis  $-9,75^\circ$  (je nach Messmethode) deutlich höher als die Werte der vorliegenden Arbeit.

Gauci et al. [5] analysierten 2020 ebenfalls mit der automatisierten Glenosys-Software (Imas-cap, Plouzané, Frankreich) 122 normale Schultern und erzielten eine Glenoidversion von  $-6^\circ \pm 4^\circ$ . Verglichen mit anderen Studien normaler Schultern lieferte diese Studie im Mittel recht retrovertierte Glenoidversionen, die zum Teil den Glenoidversionen arthrotischer Schultern ähneln.

Wie bereits erwähnt konnten diverse Studien nachweisen, dass Glenoide von Patienten mit Omarthrose eine höhere Retroversion aufweisen, als Glenoide gesunder Patienten.

Friedman et al. [34] verglichen in ihrer richtungsweisenden Studie von 1992 20 omarthrotische Schultern mit 63 Schultern von Patienten, die röntgenologisch gesehen keine Schulterproblematik hatten. In der Gruppe der Omarthrotiker zeigte sich eine signifikant höhere glenoidale Retroversion von  $11^\circ \pm 8^\circ$  im Vergleich zu der Kontrollgruppe ( $2^\circ \pm 5^\circ$ ) [34]. Die Messungen wurden in der Schicht unterhalb des Processus coracoideus und in den drei darauf folgenden Schichten durchgeführt, sodass vier Messungen etwa im mittleren Teil des Glenoids durchgeführt wurden. Auch Badet et al. [23] sowie Walch et al. [60, 61] verwendeten die Methode von Friedman et al. [34] und konnten nachweisen, dass in Gruppen von Patienten mit Omarthrose eine höhere Glenoidretroversion besteht (im Mittel  $14,5^\circ$ ,  $15,4^\circ$  bis  $16^\circ$  Retroversion), als in der Kontrollgruppe (im Mittel  $8^\circ$  Retroversion). Spätere Studien bestätigten diese Ergebnisse.

Rouleau et al. [17] verglichen 2010 in einem Kollektiv von 116 Patienten mit Schulterbeschwerden (wie Omarthrose, Arthritis, Glenoiddysplasie, avasculärer Nekrose, Instabilität und weiteren Pathologien) die Messmethode von Friedman et al. [34] mit derjenigen von Randelli und Gambrioli [11], die die Scapula-Körper-Achse als Referenzlinie verwendeten (vgl. Kapitel I.3.1 Definition der Glenoidversion). Sie erzielten für die Gruppe unikonkaver Glenoide einen Mittelwert von  $-7,29^\circ$  mit der Scapulakörper-Achsen-Methode und einen Mittelwert von  $-10,43^\circ$  mit der Friedman-Methode [34]. Die Messmethoden unterschieden sich signifikant, hatten jedoch jeweils eine exzellente intra- und interobserver Reliabilität, sodass die Autoren schlossen, dass aufgrund der exzellenten intra- und interobserver Korrelationskoeffizienten keine Notwendigkeit zur Verwendung von 3D-CT-Scans bzw. 3D-Messmethoden bestehe. Auch Hoenecke et al. [19] verglichen beide Messmethoden in einem Patientenkollektiv von 121 Omarthrotikern miteinander und konnten sehr ähnliche Werte messen: Anhand der Scapulakörper-Achsen-Methode stellte sich eine mittlere Glenoidversion von  $-7,86^\circ$  und anhand der Friedman-Methode [34] eine mittlere Glenoidversion von  $-11,33^\circ$  dar.

Auch MRT-Daten können als Grundlage zur Untersuchung der Glenoidversion dienen, werden jedoch in den publizierten Studien deutlich seltener genutzt:

Von Eisenhart-Rothe et al. [132] zeigten bereits 2009 anhand von MRT-Untersuchungen gesunder Patienten eine durchschnittliche Retroversion des Glenoids von  $4,1^\circ \pm 0,9^\circ$  mittels 2D-Messung und  $3,9^\circ \pm 1,3^\circ$  mittels 3D-Messung. Diese Daten entsprechen ebenfalls im Mittelwert etwa den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit. Tétreault et al. [133] konnten 2004 eine exzellente Korrelation zwischen MRT- und CT-Messungen ( $r = 0,98$ ,  $p < 0,001$ ) für die Glenoidversion, die in diesem Fall entlang der Achse der Fossa supraspinata gemessen wurde, nachweisen. Sie stellten dar, dass eine höhere glenoidale Retroversion mit anterioren Rotatorenmanschetten-Verletzungen und eine höhere Anteversion mit posterioren Rotatorenmanschetten-Verletzungen einhergehen. Dieselbe Messmethode verwendeten auch Hohmann et al. [70] 2015. Hier zeigte sich eine durchschnittliche Glenoidversion von  $-5,8^\circ \pm 4,6^\circ$  für Patienten, bei denen eine MRT-Untersuchung aufgrund von Schulterbeschwerden erfolgt war. Für eine Gruppe von Patienten mit anterioren Schulterluxationen lag die Glenoidversion bei  $-1,7^\circ \pm 4,5^\circ$ .

Aygün et al. [134] verglichen 2017 die Messung der Glenoidversion anhand von CT-Daten und der Friedman-Methode [34] mit der anhand von MRT-Daten generierten Tétreault-Messung [133] und stellten fest, dass beide Methoden gleichwertig genutzt werden können. Lowe et al. [135] kamen zu einer ähnlichen Schlussfolgerung, merkten jedoch an, dass eine CT-Bildgebung besser zwischen B2 und C-Glenoiden unterscheiden könne.

Die in der Einleitung bereits erwähnte Fulcrum-Achse zur Bestimmung der Glenoidversion liefert niedrigere Werte der Retroversion, als die an der Scapula-Ebene/-Achse orientierte Methode. So werden Mittelwerte von  $1,8^\circ \pm 4,5^\circ$  Retroversion bzw.  $-0,55^\circ \pm 4,17^\circ$  von den Autoren angegeben [36, 38]. Da die Fulcrum-Achse in der Literatur nur selten verwendet wird, kam sie in dieser Arbeit nicht zum Einsatz.

Folgende Schlussfolgerungen können daher aufgrund der Studienlage bzgl. der Glenoidversion festgehalten werden:

Diverse Studien belegen, dass bei Omarthrose eine höhere Retroversion des Glenoids vorliegt: Die in der Literatur angegebenen Werte variieren je nach Messmethode von ca.  $-16^\circ$  bis  $-7^\circ$  [19, 23, 34, 60, 61]. Darüber hinaus ist bekannt, dass Patienten mit posterioren Schulterinstabilitäten eine höhere glenoidale Retroversion aufweisen [122]. Patienten mit anterioren Schulterinstabilitäten oder -dislokationen zeigen hingegen geringere glenoidale Retroversionen [69, 70].

Auch gesunde Schultern weisen eher eine geringere glenoidale Retroversion auf. Die Ergebnisse dieser Arbeit lassen sich sehr gut mit den bisherigen Ergebnissen der Literatur vergleichen. In den Studien, in denen identische oder sehr ähnliche Messmethoden sowie eine 3D-Ebenen- und Achsenrekonstruktion vorgenommen wurden, ergaben sich für die Glenoidversion nach der Standard-Methode Retroversionen von  $-1,0^\circ$  bis  $-4,5^\circ$ , die dem Mittelwert der Glenoidversion von  $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$  anhand des GPA in dieser Arbeit entsprechen [8, 13, 96, 104, 111, 131]. Somit kann die bekannte Messmethode anhand des GPA nach erfolgter 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion durchaus als Goldstandard-Messmethode nicht nur für arthrotische, sondern auch für normale Schultern verwendet werden.

Bzgl. des Mittelwerts der Glenoidversion anhand der GGA werden in der Literatur Werte von  $-8,0^\circ$  bis  $-8,9^\circ$  Retroversion beschrieben [8, 77]. Die Werte dieser Arbeit sind mit  $-10,8^\circ \pm 4,0^\circ$  glenoidaler Retroversion etwas ausgeprägter, jedoch noch vergleichbar. Aufgrund des großen Patientenkollektivs könnten die Ergebnisse dieser Studie jedoch möglicherweise repräsentativere Werte darstellen. Ferner wurde bestätigt, dass die Messwerte der Glenoidversion anhand der GGA höhere Retroversionswerte liefern, als die anhand des GPA.

### 3.3 Humerustorsion

Zur Bestimmung der Humerustorsion existieren in der Literatur diverse Messmethoden. Sie unterscheiden sich sowohl anhand der Diagnostik, auf deren Basis eine Messung durchgeführt wurde, als auch anhand der gewählten Bezugspunkte. So gibt es Messungen auf Basis von CT- [11, 12, 14, 16, 28, 50, 51, 53, 57, 58, 76, 94, 98, 113, 136-138], Röntgen- [10, 39, 139], MRT- [45, 112, 140], Ultraschall- [15, 113, 141, 142] oder anatomischer Daten [25, 43, 49, 54, 56, 143]. Diese wurden zum Teil original [25, 56, 143] bzw. in 2D betrachtet [10, 11, 14-16, 22, 39, 54, 57, 94, 98, 112, 113, 136, 137, 139-141] oder 3D-rekonstruiert und anhand der rekonstruierten Bilder eine Messung vorgenommen [28, 49-51, 53, 58, 76, 99, 111, 113, 138]. Weiterhin

unterscheiden sich die kranial und die distal gewählten Bezugspunkte zur Bestimmung der Torsion. In den bisherigen Studien wurde die Humeruskopfachse als kranialer Bezugspunkt [12, 14, 22, 45, 49-51, 57, 94, 98, 99, 113, 136, 140] bzw. eine am Humeruskopf- oder am Humerushals orientierte Achse [10, 11, 15, 16, 25, 39, 50, 53, 54, 56, 58, 112, 137-140, 143] oder aber ein am Sulcus intertubercularis orientierter Bezugspunkt verwendet [12, 22, 25, 28, 53, 56, 141]. In einem Großteil der publizierten Studien wurden zur distalen Orientierung die Epicondylen genutzt [11, 12, 14, 16, 22, 25, 28, 39, 45, 49-51, 53, 54, 56, 58, 99, 112, 113, 136, 140]. Es existieren jedoch auch Studien, die sich an der distalen Gelenkfläche [94, 143] bzw. an einer Tangente der anterioren Gelenkfläche [10, 49, 98, 137-139] orientieren oder aber eine Winkelhalbierende der volaren und dorsalen Trochleatangenten nutzen [55]. Darüber hinaus finden Bezugspunkte im Bereich des Humerusschafts [76] bzw. der Metaphyse zur Bestimmung der Humerustorsion Verwendung [57].

Aufgrund der Diversität der unterschiedlichen Methoden verglichen Boileau et al. [30] 2008 verschiedene Messmethoden und wiesen nach, dass Messungen anhand einer CT-Bildgebung akkurate Messergebnisse der Humerustorsion liefern. In dieser Studie zeigte sich an 65 Leichen-Humeri unter Verwendung der unterschiedlichen Messmethoden eine durchschnittliche humerale Retrotorsion von rund  $20^\circ$ . Diese viel etwas geringer aus, als die zuvor in der Literatur beschriebenen rund  $30^\circ$  bis  $40^\circ$  Retrotorsion [10, 11, 25, 43, 118], die beispielsweise auch in der Schulterendoprothetik empfohlen werden [81-83, 144]. Da die Messmethode anhand der CT-Bildgebung und die Winkelbestimmung der Humerustorsion bzw. der humeralen Retroversion zwischen Humeruskopfachse und transepicondylärer Achse als „Gold-Standard“ gilt und am häufigsten in der Literatur verwendet wird, erfolgte in dieser Arbeit die Messung der Humerustorsion anhand dieser Methode. Zum Vergleich weiterer Messmethoden wurde der ebenfalls häufig Verwendung findende Sulcus intertubercularis als proximale Referenzlinie in diese Studie mit einbezogen. Im Jahr 2020 wurde jedoch von Van de Bunt et al. [99] eine 3D-Messung zur exakteren Bestimmung der Humerustorsion angeraten, um Messfehler zu vermeiden und die vorhandenen Studien aufgrund der inkonsistenten Messmethoden zu hinterfragen. Da die empfohlene 3D-Messung im klinischen Alltag derzeit noch eher selten angewendet wird, wurde in dieser Studie die häufiger zur Anwendung kommende 3D-Ebenen- und Achsenrekonstruktion durchgeführt, um Messfehler zu minimieren.

Über die Inkonsistenz der Messmethoden in der Literatur hinaus ist zu erwähnen, dass auch die Kohorten, in denen die Messwerte generiert wurden, ein breites Spektrum abdecken und daher schwer verglichen werden können. Es handelt sich um Kohorten von Patienten mit jungen und gesunden Schultern [10-13], z. B. Athleten [14, 15, 76], über Patienten mit Schulterbeschwerden [11, 16] bis hin zu Patienten mit therapiebedürftiger Omarthrose [22-24] sowie um Leichen-Humeri [25-28] - zum Teil ohne Angabe weiterer klinischer Daten [30, 31]. Aus diesen Daten Empfehlungen für die Normalbevölkerung zu ziehen ist daher nur eingeschränkt möglich.

Um die Daten der vorliegenden Arbeit besser vergleichen zu können, werden im Folgenden Studien aufgeführt, die ebenfalls CT-Datensätze zur Bestimmung der Humerustorsion bzw. der humeralen Retroversion genutzt und ähnliche Messmethoden, wie diejenigen in dieser Arbeit, verwendet haben.

Matsumura et al. [13] wiesen bei gesunden Schultern eine durchschnittliche Humerustorsion von  $26^\circ \pm 11^\circ$  nach und zeigten, dass die dominante Seite signifikant höhere Retroversionen ( $28^\circ \pm 11^\circ$ ) im Vergleich zur nicht-dominanten Seite ( $25^\circ \pm 11^\circ$ ) hatte. Die Ergebnisse entspre-



chen denen der vorliegenden Studie ( $-28,7^\circ \pm 11,4^\circ$  anhand HA – TA). Es wurde in dieser Arbeit jedoch keine Seitendifferenz untersucht.

Chant et al. [14] konnten 2007 ebenfalls bei gesunden Schultern von Baseball-Spielern darstellen, dass ein signifikanter Seitenunterschied zwischen dominantem und nicht-dominantem Arm in der Retroversion besteht. Die dominante Seite zeigte eine mittlere Humerustorsion von  $44,9^\circ \pm 10,9^\circ$ , während die nicht-dominante Seite einen Mittelwert von  $34,3^\circ \pm 6,9^\circ$  aufwies. Auch Itami et al. [76] konnten nachweisen, dass bei Baseball-Spielern ein Unterschied von  $13,0^\circ \pm 6,2^\circ$  von dominanter zu nicht-dominanter Seite bestand. Saka et al. [113] stellten fest, dass bei Baseball-Spielern die Retroversion des Humerus mit der Standard-2D-CT-Bildgebung ohne 3D-Rekonstruktion unterschätzt wurde. Hier zeigten sich Werte von  $43,1^\circ \pm 8,6^\circ$  auf der dominanten Seite und  $33,0^\circ \pm 9,5^\circ$  auf der nicht-dominanten Seite [145].

2017 verglichen Oh et al. [22] bei Patienten, die zur präoperativen Planung einer Schulterendoprothese eine bilaterale CT-Diagnostik erhalten hatten, mehrere Messmethoden zur Bestimmung der Humerustorsion. Als distaler Bezugspunkt wurde die transepicondyläre Achse gewählt. Bei Verwendung der Humeruskopfachse als proximale Referenzlinie ergab sich eine Retroversion von rund  $31,4^\circ \pm 12,1^\circ$ . Unter Verwendung des tiefsten Punkts des Sulcus intertubercularis minus  $30^\circ$  (vgl. Kummer et al. [25]) wiesen die Autoren eine durchschnittliche Retroversion des Humeruskopfs von  $30,6^\circ \pm 11,2^\circ$  nach. In der hier vorliegenden Studie fand bei der Bestimmung der Humerustorsion anhand SIA – TA ( $-56,6^\circ \pm 11,0^\circ$ ) noch keine Berücksichtigung der angegebenen  $30^\circ$  statt, ansonsten würden sich ebenfalls geringere Werte mit folgendem Mittelwert ergeben:  $-56,6^\circ - (-30^\circ) = -26,6^\circ$ . Diese Ergebnisse können dann in etwa mit den Werten der genannten Autoren verglichen werden. Der negative Wert der hier vorliegenden Arbeit wurde bereits zuvor über die Messmethoden bzw. in den Ergebnissen definiert und bezieht sich auf die Richtung der Retroversion.

Die erwähnten Studien zeigen sowohl bei gesunden als auch bei arthrotischen Schultern eher höhere Werte der Humerusretrotorsion, als die in dieser Arbeit ausgemessenen Werte.

Walch et al. [24] sowie Badet et al. [23] konnten hingegen nur eine durchschnittliche humerale Retrotorsion von  $14,7^\circ$  bzw.  $8^\circ$  bei Patienten mit primärer Omarthrose messen. Diese war deutlich geringer als die Retrotorsion bisher publizierter Studien und der hier vorliegenden Studie.

In der bereits erwähnten Studie von Boileau et al. [30] wurde eine humerale Retroversion von  $16,1^\circ \pm 13,3^\circ$  an Leichen-Humeri ermittelt. Cassagnaud et al. [12] zeigten 2004 anhand gesunder Schultern von Freiwilligen eine humerale Retroversion von rund  $11,7^\circ$  auf der dominanten Seite bzw.  $7,0^\circ$  auf der nicht-dominanten Seite. Diese Ergebnisse fielen somit niedriger aus, als die der hier vorliegenden Arbeit.

Dähnert und Bernd [55] erzielten in ihrer Studie anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse und der Winkelhalbierenden der volaren und dorsalen Trochleatangenten einen Mittelwert von  $55,6^\circ$  für rechte und  $54,6^\circ$  für linke Leichen-Humeri. Diese Ergebnisse sind den in dieser Studie erzielten Ergebnissen sehr ähnlich (Humerustorsion anhand SIA - WH:  $-60,0^\circ \pm 11,0^\circ$ ). Schon 1986 zeigte sich eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse mit geringen intra- und interindividuellen Fehlern von 1,1 % bis 1,5 % bzw. 1,8 %. Die Autoren schlossen daher, dass von den distalen Bezugspunkten die Winkelhalbierende der volaren und dorsalen Trochleatangenten am ehesten der transepicondylären Achse entsprechen könnte, anders als ausschließlich die Verwendung nur einer einzelnen Tangente der distalen Gelenkfläche [55]. Aufgrund der Ergebnisse

dieser Arbeit erfolgte auch in der hier vorliegenden Studie eine Untersuchung anhand der Winkelhalbierenden und nicht anhand einer Tangente der Gelenkflächenachse.

Insgesamt ist aufgrund der Diversität der Studienlage keine eindeutiges Fazit bzgl. der Normwerte für die Humerustorsion möglich. Es lässt sich jedoch festhalten, dass die in dieser Arbeit dokumentierten Werte denen von Matsumura et al. [13] unter Verwendung derselben proximalen und distalen Referenzlinien bei einem Patientenkollektiv von 410 gesunden Schultern entsprechen und bei beiden Studien ein großes Patientenkollektiv verwendet wurde. Darüber hinaus wurde bestätigt, dass die Verwendung der Sulcus-intertubercularis-Achse als proximale Referenzlinie dienen kann und sich dadurch eine Humerustorsion ergibt, die sich um rund 30° von derjenigen unterscheidet, die die Humeruskopfachse als Referenzlinie zugrunde legt [22, 25]. Weiterhin konnte nachgewiesen werden, dass die Verwendung der Winkelhalbierenden als distale Referenzlinie möglich ist und dabei Retroversionswerte entstehen, die um rund 3,4° ausgeprägter sind, als diejenigen, die sich an der transepicondylären Achse orientieren.

### 3.4 Statische posteriore Humeruskopfsubluxation

Charles Neer gilt als einer der bekanntesten Schulterchirurgen und analysierte 1974 die spezielle Morphologie und Eigenschaften omarthrotischer Schultern [146]. 1982 ergänzte er, dass bei Patienten mit fortgeschrittener Omarthrose und entsprechender posteriorer Erosion des Glenoids häufig eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes aufzufinden ist [18, 147].

Zur Evaluation des Ausmaßes der humeralen Subluxation beschrieben Papilion und Shall [59] 1992 eine Messmethode bei Patienten mit Schulterinstabilitäten. Bei dieser radiologischen Methode wurde anhand eines Röntgenbildes der Schulter mit einem Strahlengang von axillär nach kranial die Subluxation des Humeruskopfes gemessen. Dazu wurde die bereits weiter oben beschriebene Glenoidlinie eingezeichnet und mittig zu dieser eine Senkrechte generiert. Anschließend wurde die Abweichung des Humeruskopfes von dieser glenoidteilenden Senkrechten ausgemessen.

Badet et al. [23] und Walch et al. [60, 61] etablierten 1998 bzw. 1999 ein Klassifikationssystem des Glenoids bei Omarthrose, das ebenfalls die Subluxation des Humeruskopfes mit einbezieht. Hier wurde erstmals eine genauere Methode zur Bestimmung der Humeruskopfsubluxation beschrieben, die sich an die Messmethode von Papilion und Shall [24, 59, 60] anlehnte: Der Subluxationsindex bzw. glenohumerale Index. Bei der initialen Beschreibung des Subluxationsindex wurde die Senkrechte zur Glenoidlinie ebenfalls als Referenzlinie für den Humeruskopf verwendet und der Durchmesser des Humeruskopfes in Bezug zu dieser Linie gesetzt. An der Grenze zwischen medialem und mittlerem Drittel des Humeruskopfes wurde dann der Index als  $(pD/D) \times 100 \%$  berechnet (vgl. Abbildung 22). In dieser Beschreibung nutzten die Autoren noch keinen an den Humeruskopf angepassten Kreis. Die Verwendung dieses Kreises bzw. des Kreisdurchmessers wird jedoch in den Studien ab 2017 deutlich, die mehrere Messmethoden miteinander vergleichen [62, 66]. Der Einsatz des Kreises zur Bestimmung und Vermessung des Humeruskopfdurchmessers scheint insbesondere bei omarthrotischen Schultern und knöchernen Umbauten von Vorteil zu sein, daher orientiert sich diese Studie an den neueren Messmethoden und es wurde ebenfalls ein an den Humeruskopf angepasster Kreis verwendet.

Der soeben beschriebene glenohumerale Index kam in einigen weiteren Studien als Messmethode zur Bestimmung der Subluxation zur Anwendung [7, 21, 63].

2003 orientierten sich Iannotti et al. [148] zur Bestimmung der Subluxation des Humeruskopfes bei einem omarthrotischen Patientenkollektiv anhand des Scapulakörpers. Auch Nyffeler et al. [84] verwendeten in einer Studie anhand von Leichen-Schultern zur Analyse der Glenoidkomponente bei anatomischen Schulterprothesen die Scapula-Achse als Orientierungslinie für die Position des Humeruskopfes im Verhältnis zur Scapula bzw. zum Glenoid.

Basierend auf diesen Studien etablierten Kidder et al. [18] 2010 eine weitere Möglichkeit zur Messung des Subluxationsindex: den scapulohumeralen Index, auch Scapula-Achsen-Methode genannt. Hier wurde der Index in Bezug zur Friedman-Linie [34] bestimmt. Unter Verwendung des scapulohumeralen Index ergaben sich gemäß den Autoren durchschnittlich größere Subluxationsindices als unter Verwendung des glenohumeralen Index. Diese Messmethode lieferte zudem zuverlässigere Ergebnisse. Bouacida et al. [66] verwendeten 2017 die Glenoid-Gewölbe-Achse als Referenzlinie, an der der Subluxationsindex ausgemessen bzw. berechnet wurde. In dieser Studie wurden die Messungen der verschiedenen Subluxationsindices an unterschiedlichen Ebenen der Scapula vorgenommen: Die Messung des klassischen glenohumeralen und des scapulohumeralen Index erfolgte in der an der Friedman-Linie [34] ausgerichteten Scapula-Ebene, während die Messung des Subluxationsindex anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse in einer anderen Scapula-Ebene durchgeführt wurde, die an der Glenoid-Gewölbe-Achse ausgerichtet war. Sowohl für die Kontrollgruppe nicht-arthrotischer Schultern als auch für die Patientengruppe mit Omarthrose zeigten sich die größten gemessenen Subluxationsindices bei Verwendung der Glenoid-Gewölbe-Achse, gefolgt von dem scapulohumeralen Subluxationsindex in der Scapula-Ebene. Die geringsten Subluxationsindices ergaben sich bei Verwendung des klassischen glenohumeralen Index [66]. In dieser Studie wurde von den Autoren proklamiert, dass die Verwendung des Subluxationsindex anhand der Glenoid-Gewölbe-Achse in der an der Glenoid-Gewölbe-Achse ausgerichteten Scapula-Ebene insbesondere für die arthrotischen Schultern eine akkuratere Methode darstellt, um zwischen A2- und B3-Glenoiden unterscheiden zu können. Die Verwendung der Scapula-Achse zur Vermessung der glenoidalen Parameter könnte zu einer Bias führen und daher Ungenauigkeiten der Messungen hervorrufen [66]. Die genannten Studien beschreiben jedoch trotz Verwendung eines an den Humeruskopf angepassten Kreises nicht genau, ob die Messung des Subluxationsindex zwischen medialem und mittlerem Drittel des Humeruskopfdurchmessers erfolgt. Anhand der in den Studien verwendeten Abbildungen lässt sich eher darauf schließen, dass die Messung des Durchmessers auf der Höhe des Kreismittelpunkts vorgenommen wurde. Anatomisch gesehen befinden sich jedoch die Gelenkflächenenden eher im medialen Drittel, sodass in dieser Studie eine Orientierung anhand der originalen Beschreibung von Walch et al. [60] und Badet et al. [23] zugrunde gelegt wurde.

2015 stellten Terrier et al. [63] dar, dass die Messung des Subluxationsindex bei einem omarthrotischen Patientenkollektiv in einer 3D-Bildgebung der klassischen Variante einer 2D-Bildgebung überlegen ist und genauere Ergebnisse liefert. Hier zeigte sich eine starke Korrelation zwischen scapulohumeraler Subluxation und Glenoidversion: Veränderte sich die Glenoidversion um  $1^\circ$ , so veränderte sich der scapulohumerale Index um annähernd 1 % in dieselbe Richtung. Allerdings konnte keine Korrelation zwischen glenohumeralem Index und Glenoidversion festgestellt werden. Jacxsens et al. [7] verglichen in ihrer Studie an 151 gesunden Schultern 2014 ebenfalls die häufig gebrauchte 2D-Messung des glenohumeralen Index ohne vorherige Ebenen- oder Achsenrekonstruktion mit einer neuen 3D-Messmethode, die das Zentrum des Humeruskopfes in Bezug zum Zentrum des Glenoids setzt. Die Autoren wiesen nach, dass

die verwendete 3D-Messmethode zuverlässigere Ergebnisse lieferte, als die Messmethode in 2D. Zudem lieferte die 2D-Messung des GHI im Mittel niedrigere Subluxationsindices ( $48,7 \% \pm 5,2 \%$ ) als die 3D-Messung ( $51,5 \% \pm 2,7 \%$ ) und könnte damit die tatsächliche Subluxation gegebenenfalls unterschätzen [7]. Diese Studie zeigt - verglichen mit der hier vorliegenden Arbeit - anhand des GHI sehr ähnliche Subluxationsindices (GHI:  $48,8 \% \pm 4 \%$ ). Auch die Ergebnisse des SHI in dieser Arbeit (SHI:  $51,7 \% \pm 5,1 \%$ ) ähneln interessanterweise denen von Jacxsen et al. [7], obwohl in der hier vorliegenden Arbeit keine 3D-Messung, sondern eine Ebenen- und Achsenrekonstruktion zugrunde gelegt wurde. Es stellt sich daher die Frage, ob eine einfache Ebenen- und Achsenrekonstruktion bei einem normalen Patientenkollektiv eine deutlich aufwändigere 3D-Messung ersetzen könnte.

In einer weiteren Studie etablierten die Autoren Jacxsens et al. [6] 2018 für gesunde Schultern Grenzwerte für die Humeruskopfsubluxation anhand der konventionellen, der reorientierten und der 3D-Messmethoden. Die Mittelwerte des SHI ( $56 \% \pm 6 \%$ ) und des GHI ( $50 \% \pm 3 \%$ ) nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion waren minimal größer als die Mittelwerte in dieser Studie.

2020 publizierten Gauci et al. [5] eine Studie mit einer 3D-Analyse 122 normaler Schultern, in der mit einer Software (Glenosys, Imascap, Plouzané, Frankreich) automatisch Humeruskopfsubluxation, Glenoidversion und weitere Winkel vermessen wurden. Hier zeigten sich im Vergleich zu unseren Werten höhere Subluxationsindices ( $59 \% \pm 7 \%$ ), es wurde allerdings auch die Messmethode nach Terrier et al. [63] verwendet.

Der Großteil der genannten Studien bezieht sich bei der Bestimmung des Subluxationsindex auf ein Patientenkollektiv mit Omarthrose, da die Klassifikation des Glenoids nach Walch et al. [23, 60-62, 64, 68] die Bestimmung des Subluxationsindex erfordert. Die Werte der Subluxation sind daher in diesen Studien mit Mittelwerten bis zu  $87 \%$  Subluxation nach SHI bzw.  $60-70 \%$  nach GHI deutlich höher als die eines normalen Patientenkollektivs und können nicht direkt mit den Ergebnissen dieser Studie verglichen werden [18, 21, 24, 65, 67, 68]. In dieser Studie wurden daher erstmals Normwerte anhand eines sehr großen Patientenkollektivs (512 Schultern) für die Bestimmung der Humeruskopfsubluxation gewonnen.

#### 4. Analyse der Korrelationen zwischen den Messwerten

Aufgrund der unterschiedlichen Patientenkollektive und diverser Messmethoden bestehen auch in der Literatur divergierende Ergebnisse bzgl. der Korrelation der gemessenen Parameter.

De Wilde et al. [9] konnten 2003 in einem sehr jungen (18- bis 25-jährigen) Patientenkollektiv von 49 Schultern keine signifikante Korrelation zwischen Glenoidversion und Humerustorsion erkennen, allerdings wiesen sie eine Korrelation zwischen Glenoidachse und Humeruskopfachse nach. Diese Korrelation erlaube daher die Vermutung, dass die Orientierung des Glenohumeralgelenkes unabhängig von der Orientierung der transepicondylären Achse, der Scapulakörper-Achse oder des Geschlechts sei. Zudem schussfolgerten die Autoren, dass das Glenohumeralgelenk besser über die Achsen im Verhältnis zum Körper, als über die Winkel in den einzelnen Knochen beschrieben werden könne [9]. Da die Autoren keine Ebenen- oder Achsenrekonstruktion der CT-Daten vornahmen, sind die Messungen in der hier vorliegenden Arbeit wahrscheinlich exakter. Auch Matsumura et al. [13] konnten in einem gesunden Patientenkollektiv von 410 Schultern keine Korrelation zwischen Glenoidversion und Humerustorsion

ermitteln. Für die Messung der Glenoidversion wurden ebenen- und achsenkorrigierte CT-Datensätze sowie die Standard-Messmethode verwendet, allerdings wurde für die Bestimmung der Humerustorsion keine Rekonstruktion vorgenommen. Gauci et al. [5] stellten in einer automatisierten 3D-Messung an 122 normalen Schultern ebenfalls keine Korrelation zwischen Glenoidversion und Humerustorsion fest. In der hier vorliegenden Arbeit konnte hingegen eine geringe gegenläufige Korrelation zwischen Glenoidversion und Humerustorsion - unabhängig von der verwendeten Messmethode - nachgewiesen werden ( $r = -0,13$  bis  $-0,25$ ). Je neutraler die Glenoidversion war, desto deutlicher ausgeprägt war die Humerustorsion. Aufgrund des größeren Patientenkollektivs und der zugrunde liegenden Ebenen- und Achsenrekonstruktion ist die hier nachgewiesene, wenn auch geringe Korrelation, potentiell aussagekräftiger.

Für die Verwendung anderer Referenzlinien zur Bestimmung der Humerustorsion werden in der Literatur wenige Aussagen zur Korrelation getroffen. Andrin et al. [28] sowie Zhou et al. [53] wiesen eine lineare Korrelation zwischen Lateralisation bzw. Winkel des Sulcus intertubercularis und humeraler Retroversion nach. Daher ist nachvollziehbar, dass der Sulcus intertubercularis auch als proximale Referenzlinie zur Bestimmung der Humerustorsion sowie zu Orientierung der Humerustorsion in der Schulterendoprothetik verwendet werden kann. Die Differenz zwischen den Messwerten der Humerustorsion gemessen an der SIA als proximale Referenzlinie und der Humeruskopfachse beträgt in der hier vorliegenden Arbeit grob gerundet  $30^\circ$ . Somit konnten die Ergebnisse der Studie von Kummer et al. [25] bestätigt werden. Die SIA bietet daher eine gute Orientierungslinie für die Humerustorsion. Dies unterstreichen auch die Ergebnisse der Studie von Oh et al. [22]. Bzgl. Korrelation der Humerustorsion gemessen an der SIA und anderer Winkel der Schulter konnten in der Literatur zum aktuellen Zeitpunkt keine weiteren Studien gefunden werden. Die vorliegende Arbeit zeigt daher erstmals eine Korrelationsanalyse unter Verwendung unterschiedlicher Referenzlinien zur Bestimmung der Humerustorsion auf.

Bezogen auf die humeraler Subluxation existieren Studien mit divergierenden Aussagen zu Korrelationen. Wird der GHI als Messmethode zur Bestimmung der Subluxation verwendet, so konnten einige Autoren keine Korrelation zwischen Subluxation, Humerustorsion oder Glenoidversion nachweisen:

Badet et al. [23, 79] stellten keine Korrelation zwischen Glenoidversion, PSH anhand des GHI und Humerustorsion in einem omarthrotischen Patientenkollektiv fest. Auch Walch et al. [24] schlossen 2002 einen ätiologischen Zusammenhang zwischen Subluxation und erhöhter Humerustorsion in einem ähnlichen Kollektiv aus, fanden jedoch einhergehend mit erhöhter PSH auch erhöhte Werte der glenoidalen Retroversion. Walch et al. [61] formulierten in einer weiteren Studie, dass bei Patienten mit Omarthrose eine posteriore Humeruskopfsubluxation anhand des GHI eher eine posteriore Erosion des Glenoids als den Grad der glenoidalen Retroversion bestimme [61]. Gerber et al. [21] stellten ebenfalls keine statistisch signifikante Korrelation zwischen PSH, Glenoidversion, Humerustorsion, acromiohumeralem Abstand und Glenoidmorphologie in einem omarthrotischen Kollektiv fest. Eine Korrektur der glenohumeralen Subluxation durch chirurgische Korrektur der Glenoidversion sollte laut den Autoren daher nicht erfolgen [21]. Auch Hoenecke et al. [19] zeigten 2012 in einer Patientengruppe mit Omarthrose, dass zwischen Glenoidversion, gemessen anhand der Friedman-Methode [34], sowie humeraler Subluxation, gemessen anhand des GHI, keine Korrelation bestand.

Unter Verwendung des SHI oder an der Scapula-Ebene orientierter Messmethoden, kommen Autoren bzgl. Korrelationen zu weiteren Ergebnissen.

Habermeyer et al. [149] konnten in einem omarthrotischen Patientenkollektiv eine positive Korrelation zwischen posteriorer Dezentralisation des Humeruskopfes, in etwa vergleichbar mit der Subluxation, und der Glenoidmorphologie nach Walch et al. [61] nachweisen.

Einige Studien zeigen unter Verwendung des SHI oder der Scapula-Ebene eine Korrelation zwischen Subluxation und Glenoidversion, die zum Teil linear beschrieben wird [63, 66, 68, 80]:

Terrier et al. [63] stellten bei Patienten mit Omarthrose eine lineare Korrelation zwischen Glenoidversion und humeraler Subluxation unter Verwendung des SHI fest. Erhöhte sich die Retroversion um  $1^\circ$ , so stieg auch die scapulohumerale Subluxation um 1 % (Korrelationsindex  $r/R^2 = 0,86$ ). Dies konnten die Autoren jedoch nicht für den glenohumeralen Subluxationsindex nachweisen. Chan et al. [68] bestätigten diese lineare Korrelation 2017 in einer 3D-volumetrischen Messung anhand eines omarthrotischen Patientenkollektivs mit B3-Glenoiden. Sabesan et al. [80] wiesen mit einer 3D-Messmethode eines omarthrotischen Kollektivs ebenfalls eine nahezu lineare Korrelation zwischen der Glenoidversion und humeroscapularer Ausrichtung mit einem Korrelationskoeffizienten von rund 0,9 nach, während nur eine schwache Korrelation zwischen Glenoidversion und humeroglenoidaler Ausrichtung darstellbar war (mit einem Korrelationskoeffizienten von rund 0,2). Humeroscapulare und humeroglenoidale Ausrichtung zeigten sich unabhängig voneinander. Bei Vorliegen einer glenoidalen Retroversion, bestehe daher auch ein humeraler Versatz des Rotationszentrums des Humeruskopfes im Verhältnis zur Scapula-Ebene [80]. Die humeroscapulare Ausrichtung orientiert sich - ähnlich dem SHI - an der Scapula-Ebene, während die humeroglenoidale Ausrichtung sich - ähnlich dem GHI - an der Glenoidebene orientiert. Bouacida et al. [66] zeigten eine Korrelation der humeralen Subluxation mit der Glenoidversion von  $r = 0,59$  in der Scapula-Ebene. Die Messungen in dieser Studie wurden in der Glenoidebene, in der Glenoid-Gewölbe-Ebene und in der Scapula-Ebene vorgenommen. In allen drei Ebenen zeigte sich eine Korrelation der Ergebnisse, die höchste jedoch in der Glenoid-Gewölbe-Ebene mit  $r = 0,64$ .

Gauci et al. [5] wiesen anhand einer vollautomatisierten Software nach 3D-Rekonstruktion und 3D-Messung in 122 normalen Schultergelenken eine lineare Korrelation zwischen humeraler Subluxation und glenoidaler Retroversion ( $r = -0,70$ ,  $p < 0,0001$ ) nach. Eine Altersabhängigkeit stellten sie nicht fest. Zudem zeigten sie eine signifikante Korrelation zwischen Richtung und Orientierung des Glenoids und des Humerus sowie eine schwache Korrelation zwischen Humerustorsion und Humerussubluxation ( $r = 0,4$ ) [5]. Die vorliegende Arbeit bestätigt einige Ergebnisse der Studie von Gauci et al. [5]: Eine Altersabhängigkeit der einzelnen Parameter wurde nicht festgestellt. Es konnte jedoch eine Korrelation zwischen Glenoidversion und Subluxation nachgewiesen werden. Wurde die PSH anhand des SHI bestimmt, so ergab sich ebenfalls eine negative Korrelation mit  $r = -0,60$  anhand des GPA bzw.  $r = -0,47$  anhand der GGA. Wurde die Subluxation allerdings anhand des GHI gemessen, so zeigte sich ein positiver r-Wert von 0,22 bzw. 0,14 und damit ein umgekehrter Zusammenhang: Je neutraler oder anteriorer die Subluxation war, desto retrovertierter zeigte sich das Glenoid. Der GHI unterschätzt nach aktuelleren Erkenntnissen die Subluxation und liefert eher geringere Subluxationsindices [6, 7, 18]. Da in der vorliegenden Studie im Mittel eine neutrale bis anteriore Subluxation mit einem GHI von  $48,8 \% \pm 4,0 \%$  und im Mittel eine glenoidale Retroversion von  $-3,0^\circ \pm 4,1^\circ$  (anhand des GPA) bzw.  $-10,8^\circ \pm 4,0^\circ$  (anhand der GGA) nachgewiesen wurde, kann daher eine geringe Korrelation entstehen, die besagt, dass eine anteriore Subluxation mit einer glenoidalen Retroversion einhergeht. Ist im Mittel unter Verwendung des SHI die Subluxation eher posterior (hier  $51,7 \%$

$\pm 5,1 \%$ ), so entsteht eine gegenläufige und stärkere Korrelation, die den in der Literatur beschriebenen Korrelationen eher entspricht. Zudem bestätigt die vorliegende Arbeit ebenfalls eine schwache Korrelation zwischen Subluxation, gemessen anhand des SHI, und Humerustorsion ( $r = 0,15$  bis  $0,20$ ): Je stärker die Humerustorsion ausgeprägt ist, desto weniger stark ist der Humeruskopf nach posterior subluxiert. Diese Ergebnisse entsprechen in etwa den Ergebnissen der Studie von Gauci et al. [5].

Jacxsens et al. [7] verglichen bei 151 gesunden Schultern den humeralen Subluxationsindex anhand einer nicht-korrigierten 2D CT-Bildgebung (mittels GHI) mit einer 3D-Messmethode ausgerichtet an der Scapula-Ebene und wiesen nach, dass zwischen beiden Messmethoden keine Korrelation bestand. Sie schlossen daher, dass die 2D-Messmethode anhand des GHI inkonsistente Ergebnisse liefert und erstellten neue Grenzwerte für die anteriore und posteriore Subluxation abhängig von der verwendeten Messmethode [6, 7].

Unter Verwendung des GHI zeigten sich in dieser Arbeit in der Korrelationsanalyse ebenfalls deutlich andere Ergebnisse als unter Verwendung des SHI: eine gegenläufige Korrelation der Subluxation und der Glenoidversion sowie keine Korrelation zwischen Subluxation und Humerustorsion. Daher kann dies als Bestätigung bisheriger Studien interpretiert werden, die den GHI zur Messung der Subluxation als ungeeigneter einstufen als Messmethoden, die sich an der Scapula-Ebene ausrichten wie z. B. der SHI.

Domos et al. [62] schlussfolgerten in ihrer Übersichtsarbeit 2017, dass die Zusammenhänge der statischen posterioren Subluxation und der umgebenden anatomischen Strukturen vor Entwicklung einer Omarthrose noch nicht abschließend geklärt und weitere Studien bzgl. Korrelation der einzelnen Faktoren notwendig seien, da insbesondere Uneinigkeit in der Literatur bestehe, ob eine erhöhte Subluxation mit glenoidaler Retroversion korreliere [62]. Die Autoren Landau und Hoenecke [130] stellten bereits 2009 die Hypothese auf, dass die Beziehung zwischen Glenoidversion und humeraler Subluxation sowie deren Ursache und Wirkung auf einer Reihe komplexer biomechanischer Zusammenhänge basiert. Die Form der Scapula, die Krümmung des Scapulakörpers und die Position des Glenoid-Gewölbes in Bezug zum flacheren Scapulakörper weisen eine große Varianz auf und könnten Einfluss auf die Subluxation oder glenoidale Retroversion haben. Weiterhin deuten Studien und Untersuchungen von Patienten mit einer Parese des Plexus brachialis darauf hin, dass die Entwicklung einer knöchernen Deformität des Glenoids ebenfalls abhängig von weichteiligen Faktoren bzw. einer muskulären Balance ist [130, 150, 151]. Diese Faktoren könnten wiederum auch die Glenoidversion beeinflussen.

Anhand der vorliegenden Studie konnten erstmals Korrelationen einer sehr großen Durchschnittsbevölkerung generiert werden, die einige zuletzt publizierte Studienergebnisse unterstreichen. Die hier vorliegende Arbeit bestätigt mit den nachgewiesenen Korrelationen, dass in der Entwicklung eine wechselwirkende Interaktion zwischen Humerus und Scapula bzw. Glenoid vorliegt [5]. Multiple Faktoren mögen diesen Korrelationen als Kausalität zugrunde liegen und sollten zukünftig durch weitere Studien erforscht werden.

## 5. Interpretation der Subgruppenanalyse

In der Literatur ist bekannt, dass eine höhere humerale Retrotorsion insbesondere auf der Seite des Wurfarmes bei Überkopf-Leistungssportlern anzutreffen ist [14, 47, 152-154]. Ebenso besteht zwischen dominanten und nicht-dominantem Arm eine Differenz. Die dominante Seite zeigte auch in gesunden Patientenkollektiven ohne Wettbewerbssportler signifikant höhere Retrotorsionen als die nicht-dominante Seite [10, 12, 13]. Weiterhin ist bekannt, dass eine hohe Retroversion mit einer größeren Außenrotation und einer geringeren Innenrotation einhergeht [152, 154]. Bzgl. geschlechtsabhängigem Unterschied existieren in der Literatur kontroverse Ansichten: So konnten Autoren nachweisen, dass Männer signifikant höhere Retrotorsionen des Humerus und auch Retroversionen des Glenoids hatten als Frauen [13, 155], während andere Autoren keine geschlechtsspezifische Differenz belegen konnten [10, 27, 156]. Darüber hinaus ist auch eine entwicklungsabhängige Drehung des Humerus um die eigene Achse bekannt. Erwachsene Humeri weisen eine geringere Retrotorsion auf als fetale und kindliche Humeri, bewirkt durch einen Derotations-Prozess in der Wachstumsphase [143, 155, 157]. Da in diese Studie keine kindlichen Humeri mit ausgeprägter Retrotorsion eingeschlossen wurden, ist in der Grundgesamtheit der erwachsenen Durchschnittsbevölkerung der vorliegenden Arbeit keine Korrelation zwischen Humerustorsion und Alter mehr nachweisbar.

In der Subgruppe der Patienten mit hoher humeraler Retrotorsion zeigte sich in dieser Arbeit eine statistisch signifikant geringere Glenoidretrotorsion ( $-2,0^\circ \pm 4,1^\circ$ ) als in der Gruppe der Patienten mit geringerer humeraler Retrotorsion ( $-3,2^\circ \pm 4,1^\circ$ ;  $p = 0,02$ ). Es scheint also eine gegenläufige Interaktion bzw. Bewegung in der Entwicklung von Glenoidversion und Humerustorsion zu existieren. Dies entspricht auch den Ergebnissen und der Korrelation von Humerustorsion und Glenoidversion in der Grundgesamtheit dieser Studie: Je ausgeprägter die Humerustorsion, desto neutraler zeigte sich die Glenoidversion. Oder vice versa formuliert: Je neutraler die Glenoidversion war, desto deutlicher ausgeprägt war die Humerustorsion.

Zusätzlich wurde ein signifikanter Zusammenhang zwischen posteriorer statischer Humeruskopfsubluxation und Alter nachgewiesen: Bei Patienten mit hoher Humerustorsion ( $< -40,1^\circ$ ) nahm die Humeruskopfsubluxation mit zunehmendem Alter eher ab. Die Glenoidversion war hingegen auch in der Subgruppe altersunabhängig.

Ein Erklärungsversuch der Ergebnisse der Subgruppenanalyse wäre eine Art natürliche „Regulation“ der PSH im Alter. Möglicherweise besteht mit zunehmendem Alter eine „Gegendrehung“ der Glenoidversion in die Richtung einer neutralen Version bzw. einer Anteversion und somit ein Ausgleich der posterioren statischen Humeruskopfsubluxation. Da die Glenoidversion jedoch altersunabhängig war, dürfte dies nur einen sehr geringen Anteil eines komplexen und multifaktoriellen Geschehens darstellen. An dieser Stelle könnten auch andere Faktoren mitverantwortlich sein, wie z. B. die Morphologie des gesamten Glenoids, des Scapula-Körpers, des Acromions oder auch kapsuläre, muskuläre und ligamentäre Strukturen.

In die vorliegende Studie wurden auch verhältnismäßig junge Patienten eingeschlossen. Diese könnten wachstumsbedingt noch eine gering ausgeprägte posteriore Glenoidhypoplasie aufweisen. Dies könnte in der vorliegenden Messung auch zu einer erhöhten PSH im jüngeren Alter führen, ohne dass eine glenoidale Retroversion vorliegen müsste, da in der Subgruppe keine Altersabhängigkeit der Glenoidversion festgestellt werden konnte.



Es handelt sich in dieser Studie jedoch um eine interindividuelle Beobachtung, daher können keine intraindividuellen Schlüsse gezogen werden.

## 6. Diskussion der Reliabilität

Die inter- und intraobserver Reliabilität wird in den meisten Studien anhand des interclass Korrelationskoeffizienten (engl. interclass correlation coefficient = ICC) beschrieben sowie anhand des Konkordanz-Korrelationskoeffizienten (engl. concordance correlation coefficient = CCC) [158-160]. Für die in dieser Arbeit genutzten Messmethoden existieren in der Literatur bereits gut dokumentierte sowie hohe intra- und interobserver Reliabilitäten, sodass auf eine weitere Überprüfung in dieser Arbeit verzichtet wurde.

### 6.1 Reliabilität der Messung der Glenoidversion

Für die Glenoidversionsbestimmung arthrotischer Schultern konnten Friedman et al. [34] zeigen, dass ihre Messmethode eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse mit hohen inter- und intraobserver Validitäten hatte. Auch Nyffeler et al. [109] wiesen eine exzellente interobserver Korrelation für die verwendete CT-Messmethode nach Friedman et al. [34] bei Patienten mit Schulterinstabilitäten nach. Poon und Ting [120] nutzten die Messmethode anhand des GPA und bestätigten auch ohne 3D-Rekonstruktion bei exakter Positionierung der Scapula eine hohe intra- und interobserver Reliabilität von 0,96 bis 0,97 mit einem Messfehler von 1,7° bei gesunden und arthrotischen Schultern.

Nach 3D-Rekonstruktion der Scapula-Ebene normaler Scapulae erzielten Kwon et al. [29] ebenfalls eine hohe Reproduzierbarkeit der Messung der Glenoidversion. Auch der ICC war mit 0,98 exzellent. Rouleau et al. [17] bestätigten in ihrer Studie anhand Patienten mit Schulterbeschwerden erneut eine exzellente intraobserver Reliabilität sowie interobserver Korrelation für die Friedman-Methode [34], die sogar etwas höher war als die ebenfalls exzellenten Ergebnisse für die Scapulakörper-Achsen-Methode nach Randelli und Gambrioli [11].

Auch die Messmethode der Glenoidversion anhand des Glenoid-Gewölbes zeigte in den publizierten Studien eine hohe intra- und interobserver Reliabilität (0,95 bzw. 0,96) [120], eine hohe Reproduzierbarkeit sowie eine lineare Korrelation mit der Standard-Messmethode anhand des GPA mit einem durchschnittlichen intraobserver Messfehler von 1,3° [35]. Cunningham et al. [77] wiesen jedoch mittels 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion nach, dass die intra- und interobserver Reliabilität anhand der Friedman-Methode [34] höher war als die anhand der GGA-Methode (0,85-0,95 vs. 0,80-0,88). Dies gilt sowohl für den Vergleich der 2D-Messmethoden, ob ebenen- und achsenkorrigiert oder nicht, als auch für automatisierte und nicht-automatisierte Messungen der Glenoidversion an 3D-Rekonstruktionen [100]. Es werden bei normalen Schultern unter Verwendung von 3D-Messmethoden sehr ähnliche inter- und intraobserver Reliabilitäten mit CCCs von 0,90 bzw. 0,97 beschrieben mit einem durchschnittlichen interobserver-Messfehler von 1,3° [131]. Die Autoren Frankle et al. [161] zeigten ebenfalls einen sehr hohen ICC von 0,98 für die Glenoidversion. Sie schlossen daher, dass für normal konfigurierte Glenoide die Planung einer Schulterendoprothese anhand einfacher Röntgenbilder ausreiche, da sie keinen signifikanten Unterschied der Messmethoden (Röntgen, 2D- und 3D-CT-Scan) zur Bestimmung der Glenoidmorphologie nachweisen konnten [161].

Van de Bunt et al. [111] verglichen die Reliabilität der 3D ebenen- und achsenkorrigierten Messung der Glenoidversion normaler Schultern mit der nicht-korrigierten Standardmessung. Sie zeigten, dass sich die Spannweite der Messwerte bei Verwendung der 3D-korrigierten CT-Daten von  $24,8^\circ$  auf  $17^\circ$  reduzierte und die Standardabweichung von  $6,3^\circ$  auf  $4^\circ$  sank. Sie bekräftigten damit die Ergebnisse von Bryce et al. [95]. Insgesamt erzielten sie geringere interobserver Reliabilitäten (0,7 für die 2D- und 0,66 für die 3D-korrigierte Messung) als andere Autoren [115].

Für gesunde Schultern wiesen einige Autoren jedoch auch sehr hohe inter- und intraobserver Reliabilitäten nach [104]: Matsumura et al. [8, 13] zeigten für gesunde Schultern und der Standardmethode ebenfalls sehr hohe inter- und intraobserver Reliabilitäten von 0,92 bis 0,94, für die GGA-Methode fielen diese mit 0,91 etwas geringer aus. Budge et al. [96] erzielten für 2D- bzw. 3D-ebenenrekonstruierte und achsenrekonstruierte Glenoidversionen anhand der Standardmethode ICCs von rund 0,95 bzw. 0,90 bei Patienten mit Frakturen im Bereich der Schulter, Glenoidfrakturen wurden ausgeschlossen.

Für die Glenoidversion scheint aufgrund der inter- und intraobserver Reliabilitäten die Messung anhand der Friedman-Methode [34] nach 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion die Methode der Wahl zu sein, die in dieser Arbeit der GGA-Methode gegenüber gestellt wurde.

## 6.2 Reliabilität der Messung der Humerustorsion

1989 hielten Söderlund et al. [139] bereits fest, dass die anhand von Röntgenbildern gemessene Humerustorsion nur niedrige intra- und interobserver Reliabilitäten liefert.

Die mittels axialer CT-Scans gemessene Humerustorsion anhand der Humeruskopfachse und transepicondylären Achse wurde von Boileau et al. [30] 2008 als akkurate Werte liefernde Messung postuliert. In dieser Studie wurden allerdings keine genauen Daten zur Reliabilität genannt. In einer unpublizierten Pilot-Studie hatten sie jedoch einen Standardfehler von weniger als  $1^\circ$  für die intra- und interobserver Reliabilität angegeben [30].

Weitere Studien bestätigten eine hohe Validität bzw. hohe ICCs von 0,90 bis 0,98 für an CT-Bildern gemessene Humerustorsionen [46, 57, 136].

Für die Humerustorsion gesunder Schultern konnten Matsumura et al. [13] anhand nicht-korrigierter CT-Daten eine intra- und interobserver Reliabilität von 0,95 und 0,89 bzw. 0,89 (ICC) erzielen. Auch Cassagnaud et al. [12] stellten für die Humerustorsion anhand der HA und TA für die dominante Seite gesunder Schultern anhand nicht-korrigierter CT-Scans eine gute interobserver Reproduzierbarkeit dar (0,84).

Oh et al. [22] zeigten für die Humerustorsion anhand an der Humerusdiaphysenachse ausgerichteter CT-Daten von arthrotischen Schultern ebenfalls sehr gute ICCs. Für die Standardmethode anhand der Humeruskopfachse und transepicondylären Achse betrug die interobserver Reliabilität 0,91, die intraobserver Reliabilität war mit 0,96 bis 0,98 noch höher. Auch die Methode anhand der Sulcus-intertubercularis-Achse lieferte eine hohe intra- bzw. interobserver Reliabilität mit 0,90 bis 0,92 bzw. 0,89.

Itami et al. [76] wiesen für ihre 3D-Messmethode mit Überlagerung der Humeri von Baseball-Spielern ebenfalls sehr hohe intra- und interobserver Reliabilitäten zur Messung der Humerus-

torsion mit ICCs von 0,89 bis 1,0 bzw. 0,88 bis 1,00 nach. Saka et al. [145] erzielten ähnliche ICCs für ihre 3D-Zylinder Messmethode bei Baseball-Spielern mit einer intraobserver Reliabilität von 0,99 und einem Standard-Messfehler von  $1,0^\circ$  bzw. einer interobserver Reliabilität von 0,96 und einem Standard-Messfehler von  $2,8^\circ$ . Sie schlossen, dass die 3D-Messmethode, den Messmethoden anhand von Ultraschall- oder nicht-korrigierten CT-Daten überlegen sei [113, 162]. Vlachopoulos et al. [58] kamen mit einer anderen 3D-Messmethode ebenfalls auf ICCs über 0,9. Auch Polster et al. [51] erzielten für 3D-volumetrische Messungen der Humerustorsion bessere inter- und intraobserver Variabilität als für die Standard CT-Messmethode anhand HA und TA. Andere Studien erzielten für Ultraschallmessungen der Humerustorsion ebenfalls hohe intra- und interobserver Reliabilitäten mit Werten von 0,92 und 0,89 [15, 141].

Van de Bunt et al. [99] empfehlen für reliable Messungen der Humerustorsion 3D-Formatierungsprotokolle. Aufgrund der dargestellten Reliabilitäten und der hohen ICCs, insbesondere bei Messungen der Humerustorsion anhand 3D ebenen- und achsenkorrigierter CT-Daten, wurden in der vorliegenden Arbeit selbige durchgeführt. Daher kann eine hohe Reliabilität der Messungen der Humerustorsion dieser Arbeit vorausgesetzt werden. Zukünftig werden sicherlich automatisierte 3D-Messungen von Interesse sein. Für die klinische Praktikabilität kann die hier verwendete Messung laut Literatur jedoch eine gute Reproduzierbarkeit und Verlässlichkeit bieten.

### 6.3 Reliabilität der Messung der Subluxation

Die initial beschriebenen inter- und intraobserver Reliabilitäten der Subluxation anhand des GHI und damit der Klassifikation nach Walch et al. [61] reichten von 0,65 bis 0,70. Scalise et al. [163] wiesen deutlich geringere Werte von 0,37 bzw. 0,34 nach. Auch Nowak et al. [164] konnten nur Reliabilitäten von 0,61 bzw. 0,51 erzielen. Anzumerken ist, dass diese Autoren den GHI anhand nicht achsen- oder ebenrekonstruierter CT-Scans bestimmten. Eine Modifikation der Walch-Klassifikation von fünf auf sieben Glenoidtypen mit genau definierten Glenoidversionen und Subluxationsindices brachte in der Studie von Bercik et al. [64] höhere inter- bzw. intraobserver Reliabilitäten mit sich als die initiale Klassifikation.

Dass der SHI bzgl. inter- und intraobserver Reliabilität dem GHI überlegen ist, konnten 2010 Kidder et al. [18] bereits anhand nicht-korrigierter CT-Scans nachweisen. Die Ergebnisse von Terrier et al. [63] für ebenen- und achsenrekonstruierte sowie 3D-Messungen zeigten insgesamt hohe inter- und intraobserver Reliabilitäten von 0,7 bis 0,99, sowohl für den GHI als auch für den SHI. Der SHI schien jedoch dem GHI überlegen. Alle genannten Studien zur Subluxation bezogen sich allerdings auf ein omarthrotisches Patientenkollektiv.

Jacxsens et al. [7] verglichen bei 151 gesunden Schultern den GHI anhand einer nicht-korrigierten 2D CT-Bildgebung mit einer 3D-Messmethode und zeigten auch für dieses Patientenkollektiv eine exzellente inter- und intraobserver Reliabilität der 3D-Messmethode von 0,94 und 0,83. 2018 konnten Jacxsens et al. [6] in einer weiteren vergleichenden Studie bei 120 gesunden Schultern eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse für ebenen- und achsenrekonstruierte (ICC anhand des SHI 0,83 bzw. anhand des GHI 0,79) sowie für 3D-Messmethoden (ICC anhand des SHI 0,86 bzw. anhand des GHI 0,76) nachweisen. Die Messung anhand nicht-korrigierter CT-Daten ergab schlechtere Ergebnisse (ICC anhand des SHI 0,64 bzw. anhand des GHI 0,52). Es ist auch bei gesunden Schultern auffällig, dass der sca-

pulohumerale Index insgesamt eine bessere interobserver Reliabilität hat, als der glenohumerale Index [6].

Bzgl. humeraler Subluxation zeigten insbesondere letztere Studien exzellente Ergebnisse in der intra- bzw. interobserver Reliabilität, vor allem nach Ebenen- bzw. Achsenrekonstruktion, bei Verwendung einer 3D-Bildgebung sowie bei Bestimmung der Subluxation anhand des SHI, sodass in dieser Arbeit auf die erneute Überprüfung einer guten Reproduzierbarkeit verzichtet wurde [6, 7].

Bezogen auf die Reliabilität erscheint der SHI anhand einer 3D-Messung oder nach Ebenen- und Achsenrekonstruktion das Mittel der Wahl zur Bestimmung der Subluxation zu sein.

## 7. Limitationen und Stärken der Studie

Die vorliegende Arbeit beinhaltet einige Limitationen. Das Patientenkollektiv wurde aus Plasmozytom-Screening-Scans sowie aus PET/CT-Scans generiert, um ein verhältnismäßig großes Patientenkollektiv und eine korrekte Position der Patienten während der CT-Bildgebung gewährleisten zu können. Durch entsprechende Ein- und Ausschlusskriterien wurde versucht eine Durchschnittsbevölkerung bestmöglich abbilden zu können. Zudem ist die Schichtdicke mit 2,5 mm bis 3 mm eher grob gewählt. Dies lag jedoch wiederum an den Protokollen der Screening-Scans und konnte nicht beeinflusst werden. Da andere Autoren ähnliche Schichtdicken verwendet haben und verlässliche Ergebnisse erzielten, wurde diese Limitation für diese Arbeit akzeptiert, zumal eine feinere Schichtdicke eine größere Strahlenbelastung für die Patienten bedeutet hätte [13].

Die Messung der Glenoidversion erfolgte nur im Bereich des medialen Glenoids, nicht auf unterschiedlichen Höhen. Jedoch ist bekannt, dass die Retroversion des Glenoids von kranial nach kaudal variiert, der superiore Anteil des Glenoids eine höhere Retroversion im Vergleich zum mittleren bzw. inferioren Anteil des Glenoids hat und eine Drehung von anterior nach posterior existiert [77, 131, 165, 166]. Ähnliches gilt für den Humerus: Auch hier erfolgte die Torsionsmessung nur auf Höhe des größten Humeruskopfdurchmessers, obwohl Autoren eine höhere Humerusretroversion im Bereich des superioren Humeruskopfes als im Bereich des inferioren Humeruskopfes nachweisen konnten [50]. Da jedoch vorangegangene Studien ebenfalls auf Höhe des mittleren Glenoids und auf der Höhe des größten Humeruskopfdurchmessers basieren, wurde die Messung dieser Studie an den genannten Schichten durchgeführt.

Darüber hinaus waren die knöchernen Orientierungspunkte sowohl für die Erstellung der Ebenen- und Achsenrekonstruktion als auch für die Referenzlinien der Messung – insbesondere für die Humerustorsion - nicht immer ganz präzise erkennbar. Diese Problematik thematisierten auch vorangegangenen Studien [12, 13, 27, 30, 51]. Dennoch gelten die verwendeten Referenzlinien als Standard und wurden daher in dieser Arbeit ebenfalls verwendet.

Zudem wurde in dieser Studie nicht zwischen betroffener Seite, dominantem und nicht-dominantem Arm, Geschlecht, Herkunft und Ethnie unterschieden. Hierzu können daher keine Aussagen getroffen werden. Andere Studien konnten diesbezüglich signifikante Unterschiede einzelner Messwerte feststellen [9, 13, 76, 127, 155, 167].

Ferner erfolgte die Messung in dieser Arbeit nur anhand eines Beobachters und eines Messdurchlaufs, also ohne Bestimmung einer intra- bzw. interobserver Reliabilität, da sich die Messmethoden in anderen Studien als verlässlich gezeigt hatten und andere Autoren bereits auf eine Bestimmung der Reliabilität in Studien verzichtet haben [30, 101]. Allerdings kann in der vorliegenden Arbeit keine statistische Aussage zur exakten Reliabilität der generierten Daten gemacht werden.

Die Stärken der Studie zeigen sich in dem sehr großen Patientenkollektiv, in der Verwendung unterschiedlicher Messmethoden und in der Praktikabilität der Messung. Nicht jeder Klinik oder Forschungsgruppe stehen Forschungsgelder zur Verfügung, um automatisierte 3D-Messmethoden verwenden zu können. Die in dieser Studie verwendeten Messmethoden und Software-Programme sind leicht zugänglich und stellen aufgrund der bisherigen Studienlage eine reliable und reproduzierbare Messmöglichkeit dar. Die Ergebnisse könnten in der Schulterchirurgie als Normwerte zur Rekonstruktion anatomischer Verhältnisse dienen, wobei die individuelle Gesamtsituation und Anatomie des Patienten nicht außer Acht gelassen werden darf.

## 8. Fazit und Ausblick

Mit dieser Studie wurden erstmals an einem sehr großen Patientenkollektiv einer durchschnittlichen Bevölkerung Daten zur Glenoidversion, Humerustorsion und Humeruskopfsubluxation ermittelt. Im Vergleich zu vorhandenen Studien zeigt sich - bezogen auf jungen, gesunden Probanden - eine geringe Abweichung der Mittelwerte, jedoch wurden in dieser Arbeit tendenziell höhere Spannweiten nachgewiesen [5-8, 13]. Werden die vorliegenden Daten mit den Kohorten älterer Patienten aus den Arthrose-Kollektiven verglichen, zeigt sich, dass in dieser Studie eine deutliche Abweichung sowohl zu den Mittelwerten als auch zu den Spannweiten besteht [17, 23, 24, 66, 100].

Die vorliegende Studie belegt folgende Zusammenhänge zwischen den untersuchten Parametern:

Es korrelieren eine erhöhte Glenoidretroversion und eine vermehrte posteriore Subluxation des Humeruskopfes gemessen anhand des SHI. Außerdem besteht ein Zusammenhang zwischen vermehrter humeraler Retrotorsion und verminderter Glenoidretroversion. In der Subgruppenanalyse zeigte sich, dass Patienten mit sehr hoher Humerusretrotorsion im Durchschnitt eine geringere glenoidale Retroversion aufweisen. Zudem nahm bei Patienten mit sehr hoher Humerusretrotorsion die Humeruskopfsubluxation mit dem Alter eher ab.

Als Referenzlinie für die Messungen der Glenoidversion scheint die Glenoid-Gewölbe-Achse eine Alternative zur Friedman-Linie [34] darzustellen. Sie liefert jedoch retrovertiertere Messergebnisse und kann daher nicht direkt mit den Literaturwerten, die sich auf die Friedman-Linie [34] beziehen, verglichen werden. Für die Humerustorsion hat sich distal die transepicondyläre Achse als Referenzlinie etabliert. Sie ist im klinischen Alltag auch klarer ersichtlich und praktischer darstellbar, als die Winkelhalbierende der Trochleatangenten. Proximal kann als Referenzlinie neben der Humeruskopfachse die Sulcus-intertubercularis-Achse verwendet werden. Allerdings muss eine Subtraktion von 30° erfolgen, um die so ermittelte Humerustorsion mit der anhand der Humeruskopfachse ermittelten Humerustorsion vergleichen zu können. Für die Humeruskopfsubluxation scheint sich der SHI besser zu eignen als der GHI, da er trotz der

größeren Spannweite der Messung in der hier vorliegenden Arbeit, den Bezug des Humeruskopfes zur gesamten Scapula darstellt und daher eine Subluxation weniger unterschätzt als der GHI.

Um eine Genauigkeit und Reliabilität der Messung gewährleisten zu können ist eine 3D Ebenen- und Achsenrekonstruktion empfehlenswert. Komplett automatisierte Messungen werden zukünftig Messfehler zwischen und innerhalb von Beobachtern ausschließen und sowohl eine einfache als auch schnelle Möglichkeit bieten, Normwerte anhand sehr großer Patientenkollektive generieren zu können. Erste Studien dazu zeigen bereits vielversprechende Ergebnisse [5, 64, 100].

Bzgl. der Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern und den weichteiligen Umgebungsstrukturen sind jedoch weitere Studien notwendig. Die Korrelationen und Entwicklungsprozesse der knöchernen Strukturen im Bereich des Glenohumeralgelenkes sind noch nicht abschließend geklärt.

Die vorliegenden Daten könnten als Normwerte in der Schulterchirurgie zum Einsatz kommen und Chirurgen eine Hilfestellung für die Rekonstruktion anatomischer Verhältnisse bieten. Studien zeigen, dass aus der kontralateralen, gesunden Seite eine Vorlage für die pathologische Seite erstellt werden [102] oder aber anhand knöcherner Orientierungspunkte der ipsilateralen Seite diese anatomisch rekonstruiert werden kann [22, 53].

## Literaturverzeichnis

1. Liesaus YN, Ipach B, Böcker W, Mayr HO, Prall WC, Haasters F. 2019; Morphologische Analyse von Glenoidversion, Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation in der erwachsenen Normalbevölkerung. 67. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V.; 02.05.2019-04.05.2019; Baden-Baden, Deutschland: Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. (VSOU e.V.); p. 3.
2. Liesaus YN, Prall WC, Ipach B, Böcker W, Haasters F, Mayr HO. 2019; Morphologische Analyse und Korrelation von Glenoidversion, Humerustorsion sowie statischer Humeruskopfsubluxation. 36. AGA Kongress; 12.09.2019-14.09.2019; Mannheim, Deutschland: Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie (AGA); p. 46.
3. Liesaus YN, Prall WC, Ipach B, Böcker W, Mayr HO, Haasters F. 2018; Morphologische Analyse und Korrelation von Glenoidversion, Humerustorsion und Humeruskopfsubluxation im Erwachsenen. 35. AGA Kongress; 13.09.2018-15.09.2018; Linz, Österreich: Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie (AGA); p. 32.
4. Haasters F, Liesaus YN, Ipach B, Böcker W, Mayr HO, Prall WC. 2019; Morphologische Analyse von Glenoidversion, Humerustorsion und posteriorer statischer Humeruskopfsubluxation in der erwachsenen Normalbevölkerung. 26. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE) e.V.; 16.05.2019-18.05.2019; St. Gallen, Schweiz: D-A-CH Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE) e.V.; p. 20.
5. Gauci MO, Deransart P, Chaoui J, Urvoy M, Athwal GS, Sanchez-Sotelo J, Boileau P, Walch G. 2020; Three-dimensional geometry of the normal shoulder: a software analysis. *J Shoulder Elbow Surg*; 29(12):e468-e477.
6. Jacxsens M, Karns MR, Henninger HB, Drew AJ, Van Tongel A, De Wilde L. 2018; Guidelines for humeral subluxation cutoff values: a comparative study between conventional, reoriented, and three-dimensional computed tomography scans of healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*; 27(1):36-43.
7. Jacxsens M, Van Tongel A, Willemot LB, Mueller AM, Valderrabano V, De Wilde L. 2015; Accuracy of the glenohumeral subluxation index in nonpathologic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*; 24(4):541-546.
8. Matsumura N, Ogawa K, Ikegami H, Collin P, Walch G, Toyama Y. 2014; Computed tomography measurement of glenoid vault version as an alternative measuring method for glenoid version. *J Orthop Surg Res*; 9(1):17.
9. De Wilde LF, Berghs BM, VandeVyver F, Schepens A, Verdonk RC. 2003; Glenohumeral relationship in the transverse plane of the body. *J Shoulder Elbow Surg*; 12(3):260-267.
10. Kronberg M, Brostrom LA, Soderlund V. 1990; Retroversion of the humeral head in the normal shoulder and its relationship to the normal range of motion. *Clin Orthop Relat Res*; (253):113-117.
11. Randelli M, Gambrioli PL. 1986; Glenohumeral osteometry by computed tomography in normal and unstable shoulders. *Clin Orthop Relat Res*; (208):151-156.
12. Cassagnaud X, Maynou C, Petroff E, Dujardin C, Mestdagh H. 2003; A study of reproducibility of an original method of CT measurement of the lateralization of the intertubercular groove and humeral retroversion. *Surg Radiol Anat*; 25(2):145-151.
13. Matsumura N, Ogawa K, Kobayashi S, Oki S, Watanabe A, Ikegami H, Toyama Y. 2014; Morphologic features of humeral head and glenoid version in the normal glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg*; 23(11):1724-1730.

14. Chant CB, Litchfield R, Griffin S, Thain LM. 2007; Humeral head retroversion in competitive baseball players and its relationship to glenohumeral rotation range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther*; 37(9):514-520.
15. Mihata T, Takeda A, Kawakami T, Itami Y, Watanabe C, Doi M, Neo M. 2016; Isolated glenohumeral range of motion, excluding side-to-side difference in humeral retroversion, in asymptomatic high-school baseball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*; 24(6):1911-1917.
16. Cramer BM, Kramps HA, Laumann U, Fishedick AR. 1982; CT-Diagnostik bei habitueller Schulterluxation [CT diagnosis of recurrent subluxation of the shoulder]. *RöFo*; 136(4):440-443.
17. Rouleau DM, Kidder JF, Pons-Villanueva J, Dynamidis S, Defranco M, Walch G. 2010; Glenoid version: how to measure it? Validity of different methods in two-dimensional computed tomography scans. *J Shoulder Elbow Surg*; 19(8):1230-1237.
18. Kidder JF, Rouleau DM, Pons-Villanueva J, Dynamidis S, DeFranco MJ, Walch G. 2010; Humeral Head Posterior Subluxation on CT Scan: Validation and Comparison of 2 Methods of Measurement. *Techniques in Shoulder & Elbow Surgery*; 11(3):72-76.
19. Hoenecke HR, Jr., Tibor LM, D'Lima DD. 2012; Glenoid morphology rather than version predicts humeral subluxation: a different perspective on the glenoid in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 21(9):1136-1141.
20. Hoenecke HR, Jr., Hermida JC, Flores-Hernandez C, D'Lima DD. 2010; Accuracy of CT-based measurements of glenoid version for total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 19(2):166-171.
21. Gerber C, Costouros JG, Sukthankar A, Fucentese SF. 2009; Static posterior humeral head subluxation and total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 18(4):505-510.
22. Oh JH, Kim W, Cayetano AA, Jr. 2017; Measurement Methods for Humeral Retroversion Using Two-Dimensional Computed Tomography Scans: Which Is Most Concordant with the Standard Method? *Clin Orthop Surg*; 9(2):223-231.
23. Badet R, Walch G, Boulahia A. 1998; Computed tomography in primary glenohumeral osteoarthritis without humeral head elevation. *Rev Rhum Engl Ed*; 65(3):187-194.
24. Walch G, Ascani C, Boulahia A, Nove-Josserand L, Edwards TB. 2002; Static posterior subluxation of the humeral head: an unrecognized entity responsible for glenohumeral osteoarthritis in the young adult. *J Shoulder Elbow Surg*; 11(4):309-314.
25. Kummer FJ, Perkins R, Zuckerman JD. 1998; The use of the bicipital groove for alignment of the humeral stem in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 7(2):144-146.
26. DeLude JA, Bicknell RT, MacKenzie GA, Ferreira LM, Dunning CE, King GJ, Johnson JA, Drosdowech DS. 2007; An anthropometric study of the bilateral anatomy of the humerus. *J Shoulder Elbow Surg*; 16(4):477-483.
27. Hernigou P, Duparc F, Hernigou A. 2002; Determining humeral retroversion with computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*; 84-a(10):1753-1762.
28. Andrin J, Pottecher P, Viard B, Baulot E, Trouilloud P, Martz P. 2017; Linear relationship between lateralization of the bicipital groove and humeral retroversion and its link with the bipectoral humeral line. Anatomical study of seventy cadaveric humerus scans. *Int Orthop*; 41(7):1431-1434.
29. Kwon YW, Powell KA, Yum JK, Brems JJ, Iannotti JP. 2005; Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy. *J Shoulder Elbow Surg*; 14(1):85-90.
30. Boileau P, Bicknell RT, Mazzoleni N, Walch G, Urien JP. 2008; CT scan method accurately assesses humeral head retroversion. *Clin Orthop Relat Res*; 466(3):661-669.
31. Roberts SN, Foley AP, Swallow HM, Wallace WA, Coughlan DP. 1991; The geometry of the humeral head and the design of prostheses. *J Bone Joint Surg Br*; 73(4):647-650.



32. Paulsen F, Waschke J. 2017; Schulterblatt. Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat. 1. 24 ed. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer; p. 163.
33. Paulsen F, Waschke J. 2017; Oberarmknochen. Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat. 1. 24 ed. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer; p. 164-165.
34. Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM. 1992; The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am*; 74(7):1032-1037.
35. Andrin J, Macaron C, Pottecher P, Martz P, Baulot E, Trouilloud P, Viard B. 2016; Determination of a new computed tomography method for measuring the glenoid version and comparing with a reference method. Radio-anatomical and retrospective study. *Int Orthop*; 40(3):525-529.
36. Braunstein V, Korner M, Brunner U, Mutschler W, Biberthaler P, Wiedemann E. 2008; The fulcrum axis: a new method for determining glenoid version. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(5):819-824.
37. Wyland DJ, Pill SG, Shanley E, Clark JC, Hawkins RJ, Noonan TJ, Kissenberth MJ, Thigpen CA. 2012; Bony adaptation of the proximal humerus and glenoid correlate within the throwing shoulder of professional baseball pitchers. *Am J Sports Med*; 40(8):1858-1862.
38. Ghafurian S, Galdi B, Bastian S, Tan V, Li K. 2016; Computerized 3D morphological analysis of glenoid orientation. *J Orthop Res*; 34(4):692-698.
39. Debevoise NT, Hyatt GW, Townsend GB. 1971; Humeral torsion in recurrent shoulder dislocations. A technic of determination by X-ray. *Clin Orthop Relat Res*; 76:87-93.
40. Krahl VE. 1947; The torsion of the humerus; its localization, cause and duration in man. *Am J Anat*; 80(3):275-319.
41. Evans FG, Krahl VE. 1945; The torsion of the humerus: A phylogenetic survey from fish to man. *Am J Anat*; 76(3):303-337.
42. Martin CP. 1933; The Cause of Torsion of the Humerus and of the Notch on the Anterior Edge of the Glenoid Cavity of the Scapula. *J Anat*; 67(Pt 4):573-582.
43. Saha AK. 1971; Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand*; 42(6):491-505.
44. Larson SG. 2007; The definition of humeral torsion: a comment on Rhodes (2006). *Am J Phys Anthropol*; 133(2):819-820; discussion 820-821.
45. Doyle AJ, Burks RT. 1998; Comparison of humeral head retroversion with the humeral axis/biceps groove relationship: a study in live subjects and cadavers. *J Shoulder Elbow Surg*; 7(5):453-457.
46. Symeonides PP, Hatzokos I, Christoforides J, Pournaras J. 1995; Humeral head torsion in recurrent anterior dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br*; 77(5):687-690.
47. Pieper HG. 1998; Humeral torsion in the throwing arm of handball players. *Am J Sports Med*; 26(2):247-253.
48. Rhodes JA. 2006; Adaptations to humeral torsion in medieval Britain. *Am J Phys Anthropol*; 130(2):160-166.
49. Boileau P, Walch G. 1997; The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *J Bone Joint Surg Br*; 79(5):857-865.
50. Harrold F, Wigderowitz C. 2012; A three-dimensional analysis of humeral head retroversion. *J Shoulder Elbow Surg*; 21(5):612-617.
51. Polster JM, Subhas N, Scalise JJ, Bryan JA, Lieber ML, Schickendantz MS. 2010; Three-dimensional volume-rendering computed tomography for measuring humeral version. *J Shoulder Elbow Surg*; 19(6):899-907.

52. Bernageau J. 1990; [Imaging of the shoulder in orthopedic pathology]. *Rev Prat*; 40(11):983-992.
53. Zhou J, Zhang L, Shen L, Zhu M, Zheng F. 2017; Analyzing on the location of the bicipital groove for alignment in shoulder arthroplasty of Chinese. *J Orthop Sci*; 22(3):425-429.
54. Patil S, Sethi M, Vasudeva N. 2016; Determining Angle of Humeral Torsion Using Image Software Technique. *J Clin Diagn Res*; 10(10):Ac06-ac09.
55. Dähnert W, Bernd W. 1986; Computertomographische Bestimmung des Torsionswinkels am Humerus [Computer tomography determination of the torsion angle of the humerus]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*; 124(1):46-49.
56. Tillett E, Smith M, Fulcher M, Shanklin J. 1993; Anatomic determination of humeral head retroversion: The relationship of the central axis of the humeral head to the bicipital groove. *J Shoulder Elbow Surg*; 2(5):255-256.
57. Athwal GS, MacDermid JC, Goel DP. 2010; Metaversion can reliably predict humeral head version: a computed tomography-based validation study. *J Shoulder Elbow Surg*; 19(8):1145-1149.
58. Vlachopoulos L, Dunner C, Gass T, Graf M, Goksel O, Gerber C, Szekely G, Furnstahl P. 2016; Computer algorithms for three-dimensional measurement of humeral anatomy: analysis of 140 paired humeri. *J Shoulder Elbow Surg*; 25(2):e38-48.
59. Papillon JA, Shall LM. 1992; Fluoroscopic evaluation for subtle shoulder instability. *Am J Sports Med*; 20(5):548-552.
60. Walch G, Boulahia A, Boileau P, Kempf JF. 1998; Primary glenohumeral osteoarthritis: clinical and radiographic classification. The Aequalis Group. *Acta Orthop Belg*; 64 Suppl 2:46-52.
61. Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A. 1999; Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Arthroplasty*; 14(6):756-760.
62. Domos P, Checchia CS, Walch G. 2018; Walch B0 glenoid: pre-osteoarthritic posterior subluxation of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg*; 27(1):181-188.
63. Terrier A, Ston J, Farron A. 2015; Importance of a three-dimensional measure of humeral head subluxation in osteoarthritic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*; 24(2):295-301.
64. Bercik MJ, Kruse K, 2nd, Yalozis M, Gauci MO, Chaoui J, Walch G. 2016; A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging. *J Shoulder Elbow Surg*; 25(10):1601-1606.
65. Mizuno N, Denard PJ, Raiss P, Walch G. 2013; Reverse total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis in patients with a biconcave glenoid. *J Bone Joint Surg Am*; 95(14):1297-1304.
66. Bouacida S, Gauci MO, Coulet B, Lazerges C, Cyteval C, Boileau P, Chammas M. 2017; Interest in the glenoid hull method for analyzing humeral subluxation in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg*; 26(7):1128-1136.
67. Chalmers PN, Salazar D, Chamberlain A, Keener JD. 2017; Radiographic characterization of the B2 glenoid: the effect of computed tomographic axis orientation. *J Shoulder Elbow Surg*; 26(2):258-264.
68. Chan K, Knowles NK, Chaoui J, Gauci MO, Ferreira LM, Walch G, Athwal GS. 2017; Characterization of the Walch B3 glenoid in primary osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg*; 26(5):909-914.
69. Aygün Ü, Çalik Y, Işık C, Şahin H, Şahin R, Aygün D. 2016; The importance of glenoid version in patients with anterior dislocation of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg*; 25(12):1930-1936.
70. Hohmann E, Tetsworth K. 2015; Glenoid version and inclination are risk factors for anterior shoulder dislocation. *J Shoulder Elbow Surg*; 24(8):1268-1273.

71. Brewer BJ, Wubben RC, Carrera GF. 1986; Excessive retroversion of the glenoid cavity. A cause of non-traumatic posterior instability of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am*; 68(5):724-731.
72. Weishaupt D, Zanetti M, Nyffeler RW, Gerber C, Hodler J. 2000; Posterior glenoid rim deficiency in recurrent (atraumatic) posterior shoulder instability. *Skeletal Radiol*; 29(4):204-210.
73. Kronberg M, Broström LA. 1990; Humeral head retroversion in patients with unstable humeroscapular joints. *Clin Orthop Relat Res*; (260):207-211.
74. Kronberg M, Broström LA, Posch E. 1993; Stability in relation to humeral head retroversion after surgical treatment of recurrent anterior shoulder dislocations. *Orthopedics*; 16(3):281-285.
75. Weber BG, Simpson LA, Hardegger F. 1984; Rotational humeral osteotomy for recurrent anterior dislocation of the shoulder associated with a large Hill-Sachs lesion. *J Bone Joint Surg Am*; 66(9):1443-1450.
76. Itami Y, Mihata T, Shibano K, Sugamoto K, Neo M. 2016; Site and Severity of the Increased Humeral Retroversion in Symptomatic Baseball Players: A 3-dimensional Computed Tomographic Analysis. *Am J Sports Med*; 44(7):1825-1831.
77. Cunningham G, Freebody J, Smith MM, Taha ME, Young AA, Cass B, Giuffre B. 2018; Comparative analysis of 2 glenoid version measurement methods in variable axial slices on 3-dimensionally reconstructed computed tomography scans. *J Shoulder Elbow Surg*; 27(10):1809-1815.
78. Müller-Gerbl M, Putz R, Kenn R. 1993; Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas Glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten [Distribution pattern of subchondral mineralization in the glenoid cavity in normal subjects, athletes and patients]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*; 131(1):10-13.
79. Badet R, Boileau P, Noel E, Walch G. 1995; Arthrography and computed arthrotomography study of seventy patients with primary glenohumeral osteoarthritis. *Rev Rhum Engl Ed*; 62(9):555-562.
80. Sabesan VJ, Callanan M, Youderian A, Iannotti JP. 2014; 3D CT assessment of the relationship between humeral head alignment and glenoid retroversion in glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*; 96(8):e64.
81. Neer CS, 2nd, Watson KC, Stanton FJ. 1982; Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am*; 64(3):319-337.
82. Ovesen J, Nielsen S. 1985; Prosthesis position in shoulder arthroplasty. A cadaver study of the humeral component. *Acta Orthop Scand*; 56(4):330-331.
83. Frich LH, Møller BN. 1989; Retroversion of the humeral prosthesis in shoulder arthroplasty. Measurements of angle from standard radiographs. *J Arthroplasty*; 4(3):277-280.
84. Nyffeler RW, Sheikh R, Atkinson TS, Jacob HA, Favre P, Gerber C. 2006; Effects of glenoid component version on humeral head displacement and joint reaction forces: an experimental study. *J Shoulder Elbow Surg*; 15(5):625-629.
85. Matsen FA, 3rd, Clinton J, Lynch J, Bertelsen A, Richardson ML. 2008; Glenoid component failure in total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*; 90(4):885-896.
86. Iannotti JP, Weiner S, Rodriguez E, Subhas N, Patterson TE, Jun BJ, Ricchetti ET. 2015; Three-dimensional imaging and templating improve glenoid implant positioning. *J Bone Joint Surg Am*; 97(8):651-658.
87. Berhouet J, Gulotta LV, Dines DM, Craig E, Warren RF, Choi D, Chen X, Kontaxis A. 2017; Preoperative planning for accurate glenoid component positioning in reverse shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*; 103(3):407-413.
88. Karelse A, Van Tongel A, Verstraeten T, Poncet D, De Wilde LF. 2015; Rocking-horse phenomenon of the glenoid component: the importance of inclination. *J Shoulder Elbow Surg*; 24(7):1142-1148.

89. Franklin JL, Barrett WP, Jackins SE, Matsen FA, 3rd. 1988; Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. *J Arthroplasty*; 3(1):39-46.
90. Collins D, Tencer A, Sidles J, Matsen F, 3rd. 1992; Edge displacement and deformation of glenoid components in response to eccentric loading. The effect of preparation of the glenoid bone. *J Bone Joint Surg Am*; 74(4):501-507.
91. Anglin C, Wyss UP, Pichora DR. 2000; Mechanical testing of shoulder prostheses and recommendations for glenoid design. *J Shoulder Elbow Surg*; 9(4):323-331.
92. Hill HA, Sachs MD. 1940; The grooved defect of the humeral head: a frequently unrecognized complication of dislocations of the shoulder joint. *Radiology*; 35(6):690-700.
93. Rosset A, Spadola L, Ratib O. 2004; OsiriX: An Open-Source Software for Navigating in Multidimensional DICOM Images. *Journal of Digital Imaging*; 17(3):205-216.
94. Hill JA, Tkach L, Hendrix RW. 1989; A study of glenohumeral orientation in patients with anterior recurrent shoulder dislocations using computerized axial tomography. *Orthop Rev*; 18(1):84-91.
95. Bryce CD, Davison AC, Lewis GS, Wang L, Flemming DJ, Armstrong AD. 2010; Two-dimensional glenoid version measurements vary with coronal and sagittal scapular rotation. *J Bone Joint Surg Am*; 92(3):692-699.
96. Budge MD, Lewis GS, Schaefer E, Coquia S, Flemming DJ, Armstrong AD. 2011; Comparison of standard two-dimensional and three-dimensional corrected glenoid version measurements. *J Shoulder Elbow Surg*; 20(4):577-583.
97. Bokor DJ, O'Sullivan MD, Hazan GJ. 1999; Variability of measurement of glenoid version on computed tomography scan. *J Shoulder Elbow Surg*; 8(6):595-598.
98. Farrokh D, Fabeck L, Descamps PY, Hardy D, Delince P. 2001; Computed tomography measurement of humeral head retroversion: influence of patient positioning. *J Shoulder Elbow Surg*; 10(6):550-553.
99. van de Bunt F, Pearl ML, van Noort A. 2020; Humeral Retroversion (Complexity of Assigning Reference Axes in 3D and Its Influence on Measurement): A Technical Note. *Strategies Trauma Limb Reconstr*; 15(2):69-73.
100. Boileau P, Cheval D, Gauci MO, Holzer N, Chaoui J, Walch G. 2018; Automated Three-Dimensional Measurement of Glenoid Version and Inclination in Arthritic Shoulders. *J Bone Joint Surg Am*; 100(1):57-65.
101. Chalmers PN, Salazar D, Chamberlain A, Keener JD. 2017; Radiographic characterization of the B2 glenoid: is inclusion of the entirety of the scapula necessary? *J Shoulder Elbow Surg*; 26(5):855-860.
102. Scalise JJ, Codsí MJ, Bryan J, Iannotti JP. 2008; The three-dimensional glenoid vault model can estimate normal glenoid version in osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(3):487-491.
103. Iannotti JP, Ricchetti ET, Rodriguez EJ, Bryan JA. 2013; Development and validation of a new method of 3-dimensional assessment of glenoid and humeral component position after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 22(10):1413-1422.
104. Ganapathi A, McCarron JA, Chen X, Iannotti JP. 2011; Predicting normal glenoid version from the pathologic scapula: a comparison of 4 methods in 2- and 3-dimensional models. *J Shoulder Elbow Surg*; 20(2):234-244.
105. Codsí MJ, Bennetts C, Gordiev K, Boeck DM, Kwon Y, Brems J, Powell K, Iannotti JP. 2008; Normal glenoid vault anatomy and validation of a novel glenoid implant shape. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(3):471-478.
106. Sharifi A, Siebert MJ, Chhabra A. 2020; How to Measure Glenoid Bone Stock and Version and Why It Is Important: A Practical Guide. *Radiographics*; 40(6):1671-1683.

107. Donohue KW, Ricchetti ET, Ho JC, Iannotti JP. 2018; The Association Between Rotator Cuff Muscle Fatty Infiltration and Glenoid Morphology in Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*; 100(5):381-387.
108. Runde R. [cited 2022 29.04.2022]; Quantile Kn;  $1-\alpha/2$  für den zweiseitigen Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest Siegen: Universität Siegen. Available from: [https://www.wiwi.uni-siegen.de/stat/runde/material/tabellen\\_quantile/tabellen\\_quantile/statistische\\_tabellen\\_und\\_quantile.pdf](https://www.wiwi.uni-siegen.de/stat/runde/material/tabellen_quantile/tabellen_quantile/statistische_tabellen_und_quantile.pdf).
109. Nyffeler RW, Jost B, Pfirrmann CW, Gerber C. 2003; Measurement of glenoid version: conventional radiographs versus computed tomography scans. *J Shoulder Elbow Surg*; 12(5):493-496.
110. Gross DJ, Golijanin P, Dumont GD, Parada SA, Vopat BG, Reinert SE, Romeo AA, Provencher CD. 2016; The effect of sagittal rotation of the glenoid on axial glenoid width and glenoid version in computed tomography scan imaging. *J Shoulder Elbow Surg*; 25(1):61-68.
111. van de Bunt F, Pearl ML, Lee EK, Peng L, Didomenico P. 2015; Glenoid version by CT scan: an analysis of clinical measurement error and introduction of a protocol to reduce variability. *Skeletal Radiol*; 44(11):1627-1635.
112. van der Sluijs JA, van Ouwkerk WJ, de Gast A, Wuisman P, Nollet F, Manoliu RA. 2002; Retroversion of the humeral head in children with an obstetric brachial plexus lesion. *J Bone Joint Surg Br*; 84(4):583-587.
113. Saka M, Yamauchi H, Yoshioka T, Hamada H, Gamada K. 2015; Conventional Humeral Retroversion Measurements Using Computed Tomography Slices or Ultrasound Images Are Not Correlated With the 3-Dimensional Humeral Retroversion Angle. *Orthop J Sports Med*; 3(3):2325967115573701.
114. Badet R, Boulahia A, Walch G. 1998; [Computerized tomography measurement of anteroposterior humeral dislocation. Proposing a method. Application to centered osteoarthritis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*; 84(6):508-514.
115. Scalise JJ, Codsí MJ, Bryan J, Brems JJ, Iannotti JP. 2008; The influence of three-dimensional computed tomography images of the shoulder in preoperative planning for total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*; 90(11):2438-2445.
116. Saha AK. 1967; Anterior recurrent dislocation of shoulder. *Acta Orthop Scand*; 38(4):479-493.
117. Das S, Ray G, Saha A. 1966; Observations on the tilt of the glenoid cavity of scapula. *J Anat Soc India*; 15(15):114-118.
118. Cyprien JM, Vasey HM, Burdet A, Bonvin JC, Kritsikis N, Vuagnat P. 1983; Humeral retortorsion and glenohumeral relationship in the normal shoulder and in recurrent anterior dislocation (scapulometry). *Clin Orthop Relat Res*; (175):8-17.
119. Laumann U, Kramps HA. 1984; Computer tomography on recurrent shoulder dislocation. In: Bateman YE, Welsh RP, editors. *Surgery of the shoulder*. Philadelphia: Decker; p. 84.
120. Poon PC, Ting FS. 2012; A 2-dimensional glenoid vault method for measuring glenoid version on computed tomography. *J Shoulder Elbow Surg*; 21(3):329-335.
121. Píponov HI, Savin D, Shah N, Esposito D, Schwartz B, Moretti V, Goldberg B. 2016; Glenoid version and size: does gender, ethnicity, or body size play a role? *Int Orthop*; 40(11):2347-2353.
122. Parada SA, Eichinger JK, Dumont GD, Burton LE, Coats-Thomas MS, Daniels SD, Sinz NJ, Provencher MT, Higgins LD, Warner JJ. 2017; Comparison of Glenoid Version and Posterior Humeral Subluxation in Patients With and Without Posterior Shoulder Instability. *Arthroscopy*; 33(2):254-260.
123. Javed S, Hadi S, Imam MA, Gerogiannis D, Foden P, Monga P. 2020; The Ellipse modification of the Friedman method for measuring glenoid version. *Bone Joint J*; 102-b(2):232-238.

124. Couteau B, Mansat P, Darmana R, Mansat M, Egan J. 2000; Morphological and mechanical analysis of the glenoid by 3D geometric reconstruction using computed tomography. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*; 15 Suppl 1:S8-12.
125. Couteau B, Mansat P, Mansat M, Darmana R, Egan J. 2001; In vivo characterization of glenoid with use of computed tomography. *J Shoulder Elbow Surg*; 10(2):116-122.
126. Rispoli DM, Sperling JW, Athwal GS, Wenger DE, Cofield RH. 2008; Projection of the glenoid center point within the glenoid vault. *Clin Orthop Relat Res*; 466(3):573-578.
127. Churchill RS, Brems JJ, Kotschi H. 2001; Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study. *J Shoulder Elbow Surg*; 10(4):327-332.
128. Scalise JJ, Bryan J, Polster J, Brems JJ, Iannotti JP. 2008; Quantitative analysis of glenoid bone loss in osteoarthritis using three-dimensional computed tomography scans. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(2):328-335.
129. Bicknell RT, Patterson SD, King GJ, Chess DG, Johnson JA. 2007; Glenoid vault endosteal dimensions: an anthropometric study with special interest in implant design. *J Shoulder Elbow Surg*; 16(3 Suppl):S96-101.
130. Landau JP, Hoenecke HR. 2009; Genetic and biomechanical determinants of glenoid version: implications for glenoid implant placement in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*; 18(4):661-667.
131. Lewis GS, Armstrong AD. 2011; Glenoid spherical orientation and version. *J Shoulder Elbow Surg*; 20(1):3-11.
132. von Eisenhart-Rothe R, Graichen H, Mayr HO, Jager A, Wiedemann E, Hinterwimmer S. 2009; Analyse und Vergleich 2-D- vs. 3-D-Glenoidversion bei a-/traumatischer Schulterinstabilität - ist eine 3-D-Analyse notwendig? [Analyses and comparison of 2-D vs. 3-D glenoid versions in atraumatic/traumatic shoulder instability - are 3-D analyses essential?]. *Sportverletz Sportschaden*; 23(2):106-111.
133. Tétreault P, Krueger A, Zurakowski D, Gerber C. 2004; Glenoid version and rotator cuff tears. *J Orthop Res*; 22(1):202-207.
134. Aygun U, Duran T, Oktay O, Sahin H, Calik Y. 2017; Comparison of Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography Scans of the Glenoid Version in Anterior Dislocation of the Shoulder. *Orthopedics*; 40(4):e687-e692.
135. Lowe JT, Testa EJ, Li X, Miller S, DeAngelis JP, Jawa A. 2017; Magnetic resonance imaging is comparable to computed tomography for determination of glenoid version but does not accurately distinguish between Walch B2 and C classifications. *J Shoulder Elbow Surg*; 26(4):669-673.
136. Dias JJ, Mody BS, Finlay DB, Richardson RA. 1993; Recurrent anterior glenohumeral joint dislocation and torsion of the humerus. *Injury*; 24(5):329-332.
137. Hernigou P, Duparc F, Filali C. 1995; [Humeral retroversion and shoulder prosthesis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*; 81(5):419-427.
138. Hempfing A, Leunig M, Ballmer FT, Hertel R. 2001; Surgical landmarks to determine humeral head retrotorsion for hemiarthroplasty in fractures. *J Shoulder Elbow Surg*; 10(5):460-463.
139. Söderlund V, Kronberg M, Broström LA. 1989; Radiologic assessment of humeral head retroversion. Description of a new method. *Acta Radiol*; 30(5):501-505.
140. Pearl ML, Batech M, van de Bunt F. 2016; Humeral Retroversion in Children with Shoulder Internal Rotation Contractures Secondary to Upper-Trunk Neonatal Brachial Plexus Palsy. *J Bone Joint Surg Am*; 98(23):1988-1995.
141. Nakase C, Mihata T, Itami Y, Takeda A, Neo M. 2016; Relationship Between Humeral Retroversion and Length of Baseball Career Before the Age of 16 Years. *Am J Sports Med*; 44(9):2220-2224.

142. Harland U, Diepolder M, Gruber G, Knöss HP. 1991; [Sonographic determination of the humerus retrotorsion angle]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*; 129(1):36-41.
143. Edelson G. 2000; The development of humeral head retroversion. *J Shoulder Elbow Surg*; 9(4):316-318.
144. Cofield RH. 1983; Unconstrained total shoulder prostheses. *Clin Orthop Relat Res*; (173):97-108.
145. Saka M, Yamauchi H, Hoshi K, Yoshioka T, Hamada H, Gamada K. 2015; Reliability and validity in measurement of true humeral retroversion by a three-dimensional cylinder fitting method. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 24(5):809-813.
146. Neer CS, 2nd. 1974; Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*; 56(1):1-13.
147. Neer CS, 2nd, Kirby RM. 1982; Revision of humeral head and total shoulder arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*; (170):189-195.
148. Iannotti JP, Norris TR. 2003; Influence of preoperative factors on outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*; 85(2):251-258.
149. Habermeyer P, Magosch P, Luz V, Lichtenberg S. 2006; Three-dimensional glenoid deformity in patients with osteoarthritis: a radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Am*; 88(6):1301-1307.
150. Waters PM, Smith GR, Jaramillo D. 1998; Glenohumeral deformity secondary to brachial plexus birth palsy. *J Bone Joint Surg Am*; 80(5):668-677.
151. Pearl ML, Edgerton BW. 1998; Glenoid deformity secondary to brachial plexus birth palsy. *J Bone Joint Surg Am*; 80(5):659-667.
152. Crockett HC, Gross LB, Wilk KE, Schwartz ML, Reed J, O'Mara J, Reilly MT, Dugas JR, Meister K, Lyman S, Andrews JR. 2002; Osseous adaptation and range of motion at the glenohumeral joint in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med*; 30(1):20-26.
153. Schwab LM, Blanch P. 2009; Humeral torsion and passive shoulder range in elite volleyball players. *Phys Ther Sport*; 10(2):51-56.
154. Reagan KM, Meister K, Horodyski MB, Werner DW, Carruthers C, Wilk K. 2002; Humeral retroversion and its relationship to glenohumeral rotation in the shoulder of college baseball players. *Am J Sports Med*; 30(3):354-360.
155. Edelson G. 1999; Variations in the retroversion of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg*; 8(2):142-145.
156. Robertson DD, Yuan J, Bigliani LU, Flatow EL, Yamaguchi K. 2000; Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: relevance to arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*; 82(11):1594-1602.
157. Yamamoto N, Itoi E, Minagawa H, Urayama M, Saito H, Seki N, Iwase T, Kashiwaguchi S, Matsuura T. 2006; Why is the humeral retroversion of throwing athletes greater in dominant shoulders than in nondominant shoulders? *J Shoulder Elbow Surg*; 15(5):571-575.
158. Shrout PE, Fleiss JL. 1979; Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*; 86(2):420-428.
159. Cicchetti DV, Sparrow SA. 1981; Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: applications to assessment of adaptive behavior. *Am J Ment Defic*; 86(2):127-137.
160. Carrasco JL, Jover L. 2003; Estimating the generalized concordance correlation coefficient through variance components. *Biometrics*; 59(4):849-858.
161. Frankle MA, Teramoto A, Luo ZP, Levy JC, Pupello D. 2009; Glenoid morphology in reverse shoulder arthroplasty: classification and surgical implications. *J Shoulder Elbow Surg*; 18(6):874-885.

162. Myers JB, Oyama S, Clarke JP. 2012; Ultrasonographic assessment of humeral retrotorsion in baseball players: a validation study. *Am J Sports Med*; 40(5):1155-1160.
163. Scalise JJ, Codsì MJ, Brems JJ, Iannotti JP. 2008; Inter-rater reliability of an arthritic glenoid morphology classification system. *J Shoulder Elbow Surg*; 17(4):575-577.
164. Nowak DD, Gardner TR, Bigliani LU, Levine WN, Ahmad CS. 2010; Interobserver and intraobserver reliability of the Walch classification in primary glenohumeral arthritis. *J Shoulder Elbow Surg*; 19(2):180-183.
165. De Wilde LF, Verstraeten T, Speeckaert W, Karelse A. 2010; Reliability of the glenoid plane. *J Shoulder Elbow Surg*; 19(3):414-422.
166. Inui H, Sugamoto K, Miyamoto T, Machida A, Hashimoto J, Nobuhara K. 2001; Evaluation of three-dimensional glenoid structure using MRI. *J Anat*; 199(Pt 3):323-328.
167. Mizuno N, Nonaka S, Ozaki R, Yoshida M, Yoneda M, Walch G. 2017; Three-dimensional assessment of the normal Japanese glenoid and comparison with the normal French glenoid. *Orthop Traumatol Surg Res*; 103(8):1271-1275.



## Danksagung

Allen, die zum Gelingen und zum Abschluss dieser Dissertation beigetragen haben, gilt mein größter Dank:

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Florian Haasters, für die Vergabe des Themengebiets sowie die stets freundliche Betreuung, Förderung und geduldige Unterstützung bedanken.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Tobias Helfen und Herrn Prof. Dr. med. Wolf Christian Prall für die ebenfalls entgegengebrachte Unterstützung während der Ausfertigung dieser Arbeit.

Darüber hinaus bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker für die Ermöglichung dieser Dissertation.

Insbesondere möchte ich meiner Familie, meinen Eltern, Frau Dipl.-Ing. Simone Liesaus und Herrn Dipl.-Ing. Frank Otto Liesaus, meinem Bruder, Herrn Ylias Nikolai Liesaus, sowie meinem Partner, Herrn Dipl.-Ing. Christian Fischer, für ihre tatkräftige Unterstützung, fortwährende Hilfe in allen Belangen, unablässige Motivation und Geduld während der Entstehung dieser Arbeit danken. Ohne sie wäre der Abschluss dieser Dissertation nicht möglich gewesen. Danke, ihr seid einfach die besten Menschen der Welt!

Mein weiterer Dank gilt meinen Freunden. Vielen Dank für eure stetige Motivation, tiefgründigen Gespräche und guten Ratschläge – ihr seid alle angesprochen.

Als gläubige Christin danke ich jedoch an höchster Stelle meinem himmlischen Vater, dem dreieinigen Gott, für Alles. Möge diese Dissertation dazu beitragen entsprechend dem Vorbild des in Sirach 38,1-15 beschriebenen Arztes tätig sein zu können.

## Publikationsliste

### Wissenschaftliches Engagement zu dieser Dissertation

#### Kongress-Vorträge/Abstracts

**Liesaus YN**, Prall WC, Ipach B, Böcker W, Haasters F, Mayr HO. Morphologische Analyse von Glenoidversion, Humerustorsion sowie statischer Humeruskopfsubluxation. 36. AGA Kongress, Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie. 12.-14.09.2019, Mannheim [2]

Haasters F, **Liesaus YN**, Ipach B, Böcker W, Mayr HO, Prall WC. Morphologische Analyse von Glenoidversion, Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation in der erwachsenen Normalbevölkerung. 26. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie e.V. (DVSE). 16.-18.05.2019, St. Gallen, Schweiz [4]

**Liesaus YN**, Ipach B, Böcker W, Mayr HO, Prall WC, Haasters F. Morphologische Analyse von Glenoidversion, Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation in der erwachsenen Normalbevölkerung. 67. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden und Unfallchirurgen e.V. (VSOU). 02.-04.05.2019, Baden-Baden. (Preis bester Kurzvortrag - Varia) [1]

**Liesaus YN**, Prall W, Ipach B, Böcker W, Mayr HO, Haasters F. Morphologic analysis and correlation of glenoid version, humeral torsion and humeral head subluxation in adults. 35. AGA Kongress, Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie. 13.-15.09.2018, Linz, Österreich [3]

## Affidavit



### Eidesstattliche Versicherung

Liesaus, Yana Naemi

\_\_\_\_\_  
Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Morphologische Analyse von Glenoidversion, Humerustorsion und statischer posteriorer Humeruskopfsubluxation in der adulten Bevölkerung mittels computertomographischer Bildgebung“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 19.11.2023

\_\_\_\_\_  
Ort, Datum

Yana Naemi Liesaus

\_\_\_\_\_  
Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand