

Aus der  
Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München



**Einfluss von Form und Größe transmuraler  
Supraspinatusrupturen auf die Dehnung der Sehnenplatte und  
Kinematik des Glenohumeralgelenks**

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

vorgelegt von Lieselotte Pichler

aus Bozen (IT)

2024



---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Erstes Gutachten: Prof. Dr. Peter Müller  
Zweites Gutachten: Prof. Dr. Mark Tauber  
Drittes Gutachten: Priv. Doz. Dr. Volker Braunstein  
weitere Gutachten: Prof. Dr. Ulrich H. Brunner

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 24.07.2024



# Danksagung

Mein außerordentlicher Dank gilt dem gesamten Team des Muskuloskelettalen Universitätszentrum München (MUM), für die herzliche Aufnahme und anregende Zusammenarbeit. Eine wunderbare Zeit geht mit dem Abschluss dieser Arbeit zu Ende. Ich bin sehr dankbar für die wertvollen Erfahrungen, die sehr prägend waren und die ich keinesfalls missen möchte.

In besonderer Weise danke ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Peter Müller, der immer für Rückfragen zur Verfügung stand und mich fachlich sehr kompetent mit Rat und Tat bei der Durchführung der Experimente unterstützt hat. Des Weiteren danke ich Herrn Prof. Dr. med. univ. Mark Tauber und Prof. Dr. med. Matthias Pietzschmann für die freundliche Übernahme meiner Betreuung.

Ein großes Dankeschön geht an die wissenschaftliche Mitarbeiterin Frau Inês Santos für die Diskussionen auf Augenhöhe, die umfassende Betreuung, die wissenschaftlichen Freiräume während meiner Zeit im Labor und für die kritische Auseinandersetzung mit meiner hier vorliegenden Doktorarbeit. Ebenso danke ich dem wissenschaftlichen Mitarbeiter Herrn Christoph Thorwächter, der mir bei jedem Problem stets behilflich war.

Von Herzen bedanke ich mich bei meinen Eltern, Eleonore und Wolfgang Pichler, für die Fürsorge, die Zeit und die Geduld. Sie haben mich auf meinem bisherigen Lebensweg stets begleitet und standen mir immer mit einem guten Rat zur Seite. Ihnen widme ich diese Arbeit!



# Inhaltsverzeichnis

<b>Zusammenfassung</b>	<b>7</b>
<b>Abstract</b>	<b>9</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>11</b>
1.1 Die Articulatio glenohumeralis . . . . .	11
1.1.1 Knöcherne Einflussfaktoren auf die Gelenkstabilität . . . . .	12
1.1.2 Muskuläre Einflussfaktoren auf die Gelenkstabilität . . . . .	13
1.2 Degenerative Rotatorenmanchettenrupturen . . . . .	15
1.2.1 Der M. Supraspinatus . . . . .	15
1.2.2 Prädisponierende Faktoren . . . . .	21
1.2.3 Diagnostik . . . . .	23
1.2.4 Therapie . . . . .	24
1.3 Hypothesen . . . . .	25
<b>2 Material &amp; Methodik</b>	<b>27</b>
2.1 Leichenpräparate & Einteilung der Versuchsgruppen . . . . .	27
2.2 Voruntersuchungen im Röntgen & CT . . . . .	28
2.2.1 Bestimmung des GTA . . . . .	28
2.2.2 Bestimmung des LAA . . . . .	28
2.2.3 Bestimmung des CSA . . . . .	29
2.2.4 Bestimmung der Acromionform . . . . .	29
2.2.5 Wichtige Pathologien an der Schulter . . . . .	30
2.2.6 Scapula - räumliche Orientierung des Glenoids . . . . .	30
2.2.7 Präparation . . . . .	32
2.2.8 Montage in der Materialprüfmaschine . . . . .	34
2.2.9 Montage des weiteren Set-up . . . . .	34
2.3 Technische Geräte . . . . .	35
2.3.1 Materialprüfmaschine . . . . .	35
2.3.2 ARAMIS - optisches Messsystem . . . . .	36
2.3.3 Micro-CT . . . . .	37
2.4 Versuchsablauf . . . . .	37
2.4.1 Vorbereitungen optisches Messsystem . . . . .	38
2.4.2 Teilversuch bei intakter SSP-Sehne . . . . .	38
2.4.3 Generierung der transmuralen SSP-Ruptur . . . . .	38
2.4.4 Teilversuch SSP nach Ruptur (50%ige und 100%ige) . . . . .	40
2.5 Auswertung . . . . .	42

2.6 Statistik . . . . .	44
<b>3 Ergebnisse</b>	<b>45</b>
3.1 Befundung der knöchernen Strukturen im a.p. Röntgen & in den CT-Aufnahmen sowie visuelle Bestimmung der Acromionform . . . . .	45
3.2 Kinematik . . . . .	47
3.2.1 Versuchsreihe: freie Rotation . . . . .	47
3.2.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation . . . . .	57
3.3 Dehnung . . . . .	68
3.3.1 Versuchsreihe: freie Rotation . . . . .	68
3.3.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation . . . . .	71
3.4 Micro-CT . . . . .	74
3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse . . . . .	75
3.5.1 Versuchsreihe: freie Rotation . . . . .	75
3.5.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation . . . . .	76
3.5.3 Micro-CT . . . . .	77
<b>4 Diskussion</b>	<b>79</b>
4.1 Voruntersuchungen & Micro-CT-Scans . . . . .	79
4.2 Versuchsreihe: freie Rotation . . . . .	80
4.2.1 Rotation . . . . .	80
4.2.2 Zugkraft . . . . .	80
4.2.3 Translation . . . . .	81
4.2.4 Einfluss der Rupturform auf die Dehnung des SSP und ISP . . . . .	82
4.2.5 Dehnungsverhalten am Rupturrand . . . . .	83
4.3 Versuchsreihe: blockierte Rotation . . . . .	84
4.3.1 Rotation . . . . .	84
4.3.2 Zugkraft . . . . .	84
4.3.3 Translation . . . . .	84
4.3.4 Einfluss der Rupturform auf die Dehnung des SSP und ISP . . . . .	85
4.3.5 Dehnungsverhalten am Rupturrand . . . . .	85
<b>5 Schlussfolgerung</b>	<b>87</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>89</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>99</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>109</b>
<b>Index</b>	<b>111</b>
<b>A Anhang</b>	<b>113</b>
A.1 Prüfprotokoll . . . . .	113
A.1.1 Versuchsreihe: freie Rotation . . . . .	113
A.1.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation . . . . .	113
A.2 Translation bei Intakt und Ruptur - freie Rotation . . . . .	115
A.2.1 50%ige Crescent-shaped Ruptur . . . . .	116
A.2.2 50%ige Reverse L-shaped Ruptur . . . . .	119



A.2.3	100%ige Crescent-shaped Ruptur . . . . .	122
A.2.4	100%ige Reverse L-shaped Ruptur . . . . .	125
A.3	Dehnung des ISP und SSP - freie Rotation . . . . .	128
A.3.1	50%ige Crescent-shaped Ruptur . . . . .	128
A.3.2	50%ige Reverse L-shaped Ruptur . . . . .	131
A.3.3	100%ige Crescent-shaped Ruptur . . . . .	134
A.3.4	100%ige Reverse L-shaped Ruptur . . . . .	137
A.4	Dehnung des ISP und SSP - blockierte Rotation . . . . .	140
A.4.1	50%ige Crescent-shaped Ruptur . . . . .	140
A.4.2	50%ige Reverse L-shaped Ruptur . . . . .	143
A.4.3	100%ige Crescent-shaped Ruptur . . . . .	146
A.4.4	100%ige Reverse L-shaped Ruptur . . . . .	149
A.5	Dehnung am Rupturrand - freie Rotation . . . . .	152
A.6	Dehnung am Rupturrand - freie vs. blockierte Rotation . . . . .	156
<b>Affidavit</b>		<b>161</b>
<b>Curriculum vitae</b>		<b>163</b>
<b>Publikationsliste</b>		<b>165</b>



# **Einfluss von Form und Größe transmuraler Supraspinatusrupturen auf die Dehnung der Sehnenplatte und Kinematik des Glenohumeralgelenks**

**Lieselotte Pichler**

## **Vorbemerkung**

Methodik, Ergebnisse und Schlussfolgerung der Micro-CT Untersuchungen und der Versuchsreihe mit freier Rotation wurden bereits vorab in einigen Teilen unter dem Titel *Effect of shape and size of supraspinatus tears in rotator cuff strain distribution: an in-vitro study* im *Journal of shoulder and elbow surgery* im Jahre 2023 veröffentlicht [93]. Es wird zur besseren Lesbarkeit auf erneute Zitierung im Text verzichtet. Abbildungen und Tabellen wurden dennoch entsprechend gekennzeichnet.

## **Zusammenfassung**

### **Fragestellung**

Obwohl transmurale Rotatorenmanschettenrupturen im Rahmen der Diagnostik entsprechend ihrer Form und Größe klassifiziert werden, ist der Einfluss verschiedener Rupturformen auf die Biomechanik der Schulter noch nicht näher untersucht und wird bisweilen in der therapeutischen Entscheidung auch nicht berücksichtigt [56]. Aufgrund des komplexen histologischen Aufbaus der Rotatorenmanschette kann jedoch davon ausgegangen werden, dass die Lokalisation durchaus eine wichtige Rolle spielt [23, 4].

Über 56,6 % der Rupturen betreffen mitunter den M. Supraspinatus (SSP), weshalb in der folgenden Studie der Einfluss von zwei der häufigsten Rupturformen, Crescent- und Reverse L-shaped, auf die Dehnung der Rotatorenmanschette und Kinematik des Schultergelenks untersucht wird [55]. Berücksichtigt werden zwei unterschiedliche Rupturgrößen (50%ige und 100%ige).

Eine Schulterabduktion bis 30° wird bei freier und blockierter Rotation des Humerus simuliert.

Folgende Hypothesen wurden aufgestellt: (1) Rotatorenmanschettenrupturen verändern die Kinematik des Glenohumeralgelenks, wobei sich die Translation des Humeruskopfes in anterior-posteriorer Richtung abhängig von der Rupturform unterscheidet; (2) die Dehnung des ISP übersteigt bei beiden Rupturformen die Dehnung des SSP in der ersten Phase der Abduktion; (3) die Lokalisation der maximalen Dehnung am Rupturrand ist unterschiedlich zwischen den Rupturform; (4) die Rotation beeinflusst das Dehnungsverhalten; und (5) die Darstellung und Differenzierung der Sehnen des ISP und SSP ist mittels nativen Micro-CT-Scan möglich.

### **Methodik**

Voruntersuchungen im Röntgen und CT wurden durchgeführt, um die Sehnen der Rotatorenmanschetten, welche durch knöchernen Strukturen höherer Belastung ausgesetzt waren, auffindig zu machen. Im Anschluss wurde das Gewebe bis auf die Rotatoren reseziert. In den proximalen Anteilen des SSP, Subscapularis (SSC), Infraspinatus (ISP) und Teres minor (TM) wurde ein Faden zur Kraftübertragung durch die Geräteprüfmaschine bzw. Gewichte eingenäht. Zur Messung der Dehnung mittels digitaler Bildkorrelation (GOM GmbH, Braunschweig, DE) wurde bursaseitig ein

stochastisches Muster auf SSP und ISP aufgetragen. Zur Analyse der Kinematik wurden optische Tracking Marker auf Humerus und Scapula verwendet. Die Auswertung erfolgte gemäß der Richtlinien der *International Society of Biomechanics (ISB)*. Eine glenohumerale Abduktion von 0-30° wurde bei konstanter Belastung der verbleibenden Rotatoren (SCP = 15 N, ISP und TM = 15 N) durch Zug am SSP simuliert. Das Prüfprotokoll wurde bei intakter SSP-Sehne angewendet und nach einer 50%igen transmuralen und nachfolgenden 100%igen transmuralen SSP-Ruptur jeweils wiederholt. Bei der ersten Gruppe (n = 6) wurde eine Crescent-shaped (CS) und bei der zweiten Gruppe (n = 6) eine Reverse L-shaped Ruptur (rLS) generiert.

Jeder Zustand der SSP-Sehne wurde bei freier und blockierter Rotation untersucht.

Die Vermessung der generierten Ruptur erfolgte mittels Micro-CT-Scans im Anschluss.

Für die statistische Auswertung wurde eine Mehrebenenanalyse mittels SSP Statistics (IBM, US) durchgeführt.

## **Ergebnisse**

Beide Rupturformen und -größen führten zu einer verringerten Außenrotation, höheren Zugkraft (Ausnahme: 100%ige rLS Ruptur) und zu einer Kranialisierung des Humeruskopfes (Ausnahme: 50%ige CS Ruptur). Eine 100%igen Ruptur bedingte in der CS Gruppe eine Translation nach anterior und in der rLS nach posterior. Die Dehnungsanalyse zeigte bei beiden Rupturformen und -größen eine erhöhte Dehnung des ISP im Vergleich zum SSP in der ersten Phase der Abduktion. Bezüglich der Analyse des anterioren und posterioren Schnittrandes war das Dehnungsmaximum anterior und posterior bei einer 100%igen rLS Ruptur und bei einer 50%igen CS Ruptur im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) lokalisiert. Die erhöhte Dehnung war bei den CS Präparaten beider Rupturgrößen während der gesamten Abduktion am selben Schnittrand lokalisiert.

Eine Blockierung der Rotation reduzierte die Innen- und Außenrotation der Präparate, erforderte eine höhere Zugkraft zum Erreichen desselben Abduktionsgrades und führte nach Ruptur bei beiden Rupturformen (Ausnahme: 50%ige rLS Ruptur) zu einer vermehrten Kranialisierung des Humeruskopfes. Bei der CS Gruppe konnten die Dehnungsmaxima anterior und posterior im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) ausgemacht werden. Bei den Versuchen war ein unterschiedliches Dehnungsverhalten bei limitierter Rotation im Vergleich zur freien Rotation festzustellen.

Die einzelnen Fasern der Sehnen konnten im Micro-CT dargestellt werden. Eine Differenzierung des ISP und SSP war nicht möglich.

## **Schlussfolgerung**

Bezüglich der Translation in anterior-posterior Richtung konnte ein Einfluss der Rupturformen beobachtet werden. Langfristig könnte dies zu knöchernen Umbauprozessen führen [94]. Die Dehnungsanalyse zeigte bei freier Rotation einen protektiven Einfluss des ISP auf den SSP in der ersten Phase der Abduktion bei beiden Rupturformen und -größen [4]. Die gemessenen Daten unterstreichen die Bedeutung einer adäquaten, spannungsfreien Rekonstruktion des ISP in der operativen Versorgung. Zwischen den Rupturformen konnte am anterioren Schnittrand ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. So zeichnet sich auch hier die Bedeutung der unterschiedlichen Rupturformen im Hinblick auf die operative Versorgung ab. Es kann davon ausgegangen werden, dass die konstant höhere Dehnung am selben Schnittrand in der CS Gruppe eine raschere Progression im Vergleich zu der rLS Gruppe bewirkt. Ein Einfluss der Rotation auf die Dehnung konnte beobachtet werden und ist deshalb bei weiteren Versuchen zu berücksichtigen. Die Fasern der Rotatorenmanschette konnten mittels Micro-CT dargestellt werden. Eine Differenzierung des SSP und ISP war nicht möglich.

# **Influence of shape and size of full-thickness supraspinatus tears on rotator cuff strain distribution and kinematics of the glenohumeral joint**

**Lieselotte Pichler**

## **Preliminary remark**

Methods, results and conclusions of the micro-CT scans and the tests with free humeral rotation have already been published in parts under the title *Effect of shape and size of supraspinatus tears in rotator cuff strain distribution: an in-vitro study* in the *Journal of shoulder and elbow surgery* in the year 2023 [93]. For better readability, further citations in the text are omitted. However, this does not apply to images and tables.

## **Abstract**

### **Background**

Even though full-thickness rotator cuff tears are classified according to shape and size, their influence on biomechanics of the shoulder is still unknown and not taken into account in the therapeutic decision making [56]. However, because of the complex histologic structure of the rotator cuff it can be assumed that tear location plays a significant role [23, 4].

Over 56.6 % of the rotator cuff tears affect the supraspinatus (SSP). Therefore, the objective of this study is to evaluate the influence of two common tears, crescent- and reverse L-shaped, on the strain of the rotator cuff and kinematics of the shoulder joint [55]. Two different tear sizes (50% wide and 100% wide) are taken into account.

A glenohumeral abduction until 30° is simulated with both free and blocked rotation of the humerus.

We hypothesized that: (1) rotator cuff tears will influence kinematics of the glenohumeral joint. The anterior-posterior humeral head translation will differ between tear shapes; (2) ISP strain will be higher than the SSP strain in the first phase of abduction for both tear shapes; (3) location of maximum strain next to the cutting edge of the tear will differ due to tear shape; (4) humeral rotation will influence strain distribution; and (5) tendon fibers of the SSP and ISP will be visible and distinguishable in micro-CT scans.

### **Methods**

Before testing, X-ray and CT scans were performed to rule out tendons of rotator cuffs that have been exposed to higher burden induced by their bone structure. All the tissue was resected except for the rotator cuff muscles. The distal portion of the SSP, subscapularis (SSC), infraspinatus (ISP) und teres minor (TM) were sutured to allow load application by the testing machine and constant weights. The bursal side of the SSP and ISP was air-brushed to allow strain measurement with digital image correlation (GOM GmbH, Braunschweig, DE). For the analysis of kinematics, optic tracking markers on the humerus and scapula have been used. The recommendations of the *International Society of Biomechanics (ISB)* were followed for data analysis. Dynamic load application on the SSP allowed simulation of glenohumeral abduction until 30°. The remaining muscles of the

rotator cuff were loaded constantly (SCP = 15 N, ISP and TM = 15 N).

The loading protocol was applied twice to the intact SSP tendon. A repetition was performed after a 50% wide full-thickness and 100% wide full-thickness tear. In the first group (n = 6) a crescent-shaped (CS) and in the second group (n = 6) a reverse L-shaped (rLS) tear was generated.

Every condition was tested with free and blocked humeral rotation.

Based on micro-CT scans the generated tear was measured.

Statistical analysis was performed using a random intercept model in SPSS Statistics (IBM, US).

## Results

Both tear shapes and sizes led to a decrease of external rotation, increase of the loading force (except for the 100% wide rLS tear) and superior migration of the humeral head (except for the 50% wide CS tear). An anterior translation was observed in the CS group after creation of a 100% wide tear, while for the rLS group this translation occurred in posterior direction. The strain of the ISP exceeded the SSP strain until 25°. The maximum strain anterior and posterior was located in the same range of abduction ( $\pm 5^\circ$ ) in the 100% wide rLS and 50% wide CS tear group. The higher strain remained at the same cutting edge during the whole abduction after a CS tear.

Limitation of rotation led to a decreased internal and external rotation and increased loading force. Both tear sizes and shapes caused a cranial translation (except for the 50% wide rLS tear). The maximum strain anterior and posterior was located in the same range of abduction ( $\pm 5^\circ$ ) for the majority of the CS specimens. Strain differed between free and limited rotation.

The singular tendon fibers could be observed in the micro-CT scans, however it was not possible to distinguish between the ISP and SSP.

## Conclusions

The influence of tear shape in anterior-posterior translation was evident in both groups of tear shapes. In the long run this could lead to bony modelling processes [94]. Strain analysis showed a stress-shielding effect of the ISP on the SSP in the first phase of abduction in both tear shapes and sizes [4]. The obtained data underlines the importance of an adequate reconstruction of the ISP in the operative care. The strain of the anterior cutting edge of both tear shapes displayed a significant difference. This emphasizes the importance of taking into account the tear shape in the operative treatment. We presume that a constant higher strain at the same cutting edge might lead to a prompter tear progression in the crescent-shaped group in contrast to the reverse L-shaped tear group. Rotation apparently influenced strain distribution. Therefore, rotation must be taken into account when performing experiments. Tendon fibers of the rotator cuff were visible in the micro-CT. The SSP and ISP could not be differentiated.

# Kapitel 1

## Einleitung

### 1.1 Die Articulatio glenohumeralis

Das volle Bewegungsausmaß der oberen Extremitäten des Menschen wird durch das funktionelle Zusammenspiel einer *5-gliedrigen Gelenkskette* ermöglicht [37].

Es werden dabei zwei Gelenkgruppen unterschieden (siehe rote und blaue Kennzeichnung in Abbildung 1.1), wobei anzumerken ist, dass jede Bewegung eines Gelenks auch die Bewegung aller anderen Gelenke derselben Gruppe nach sich zieht [49].

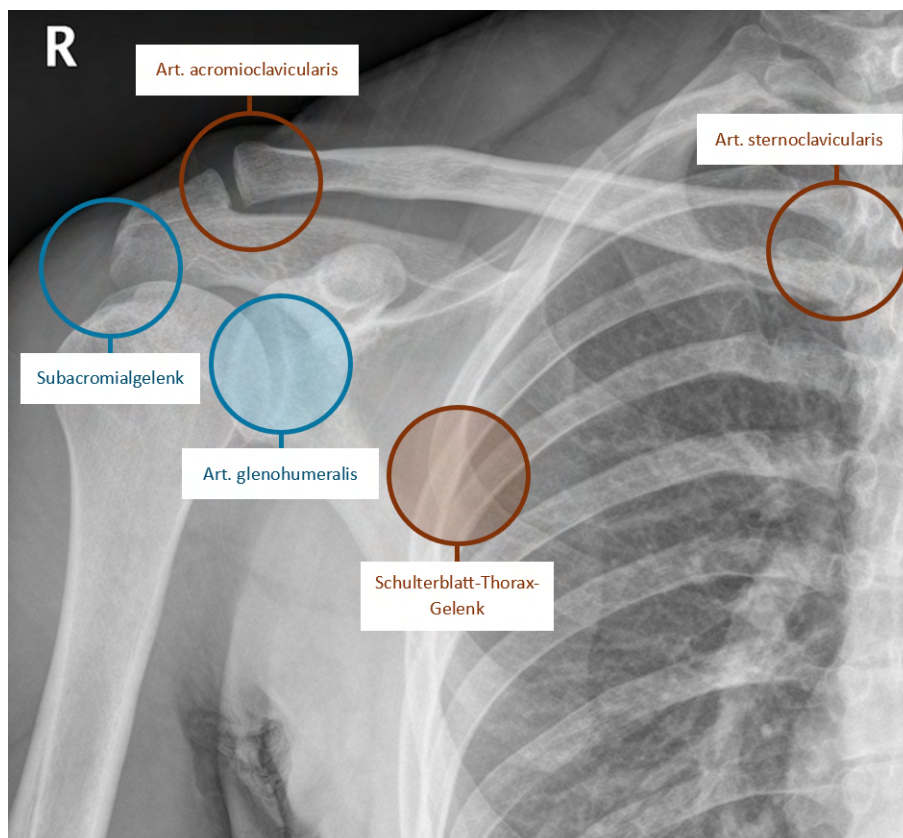


Abbildung 1.1: a.p. Röntgenaufnahme der rechten Schulter mit Darstellung der zwei Gelenkgruppen; blau - Gelenke zwischen Scapula und Humerus, rot - Gelenke zwischen Scapula und Thorax bzw. Clavicula, voller Kreis - dominierendes Gelenk der jeweiligen Gruppe [75]

Das Glenohumeralgelenk (lat. Articulatio glenohumeralis, auch Art. glenohumeralis) ist das Hauptgelenk der Schulter und somit Funktionsträger des Schultergürtels. Es trägt maßgeblich zum Bewegungsausmaß der oberen Extremitäten bei (siehe Tabelle 1.1) und wird in der Fachliteratur als das beweglichste Kugelgelenk des menschlichen Körpers beschrieben [49]. Im Gegensatz zu einem idealen Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden ist jedoch neben der Rotationsbewegung auch eine Translationsbewegung zu beobachten [37, 87]. Die Abduktion startet mit einer Translation des Humeruskontaktpunktes in der Sagittalebene und geht mit zunehmendem Abduktionsgrad in eine reine Rotationsbewegung über (siehe Abbildung 1.2) [37]. Insgesamt ergeben sich fünf Freiheitsgrade. <sup>1</sup>

	Transversalachse		Sagittalachse		Longitudinalachse	
	Anteversion	Retroversion	Abduktion	Adduktion	Außenrotation	Innenrotation <sup>2</sup>
<b>isoliertes Bewegungsausmaß Art. glenohumeralis [°]</b>	90	30	90	30	60	70
<b>relativer Anteil Art. glenohumeralis am gesamten Bewegungsausmaß der oberen Extremitäten [%]</b>	52,9	75	56,3	75	75	100

Tabelle 1.1: Beteiligung des Art. glenohumeralis am Aktionsradius der oberen Extremitäten [7]

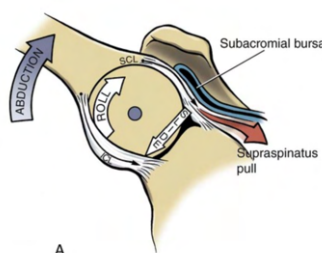


Abbildung 1.2: Roll- & Translationsbewegung bei Abduktion des Humerus [77]

### 1.1.1 Knöcherne Einflussfaktoren auf die Gelenkstabilität

Die Stabilität des Art. glenohumeralis und somit auch die Translationsneigung werden durch die Morphologie des Glenoids, d.h. durch die Glenoidinklination und Glenoidversion, beeinflusst [30]. Die Glenoidinklination beschreibt dabei die Neigung des Glenoids in kranial-kaudaler Richtung und die Glenoidversion jene in anterior-posterior Richtung.

Die geringste Stabilität wurde in anterior-posterior Richtung festgestellt [58]. Eine Dezentrierung des Humeruskopfes in der Sagittalachse wird demnach begünstigt.

Eine Glenoidinklination von  $> 10^\circ$  fördert hingegen die Migration des Humerus nach kranial. <sup>3</sup> Dadurch wird die Belastung der Rotatorenmanschette alteriert und Rupturen des SSP können durch eine Kompression unter dem Fornix humeri verursacht werden [45].

Bei der Interpretation biomechanischer Daten ist somit eine Bestimmung der Glenoidinklination bzw. -version unabdingbar zum Ausschluss möglicher Cofounder.

<sup>1</sup>Es gibt somit keinen Rotationspunkt, sondern eine Rotationskreisfläche mit einem maximalen Durchmesser von 10 mm [37].

<sup>2</sup>Die Innenrotation der oberen Extremitäten ist durch den Thorax limitiert [7].

<sup>3</sup>In vivo wirken der Proc. coracoideus und das Acromion, welche zusammen mit dem Lig. coracohumerale das Dach des Glenohumeralgelenks (Fornix humeri) bilden, einer Kranialisierung des Humeruskopfes passiv entgegen [87].



## 1.1.2 Muskuläre Einflussfaktoren auf die Gelenkstabilität

Die Rotatoren (siehe Tabelle 1.2), auch als Rotatorenmanschette bezeichnet, erzeugen durch ihre Kontraktion eine Kompression des Caput humeri - Gelenkkopf des Schultergelenks - in das Glenoid, wodurch die Stabilität in der konkaven Gelenkpfanne erhöht wird. In diesem Zusammenhang spricht man auch von der sogenannten *concavity compression* [37].

Die luxierende Kraftkomponente (siehe  $R_t$  in Abbildung 1.3) wird erst durch die Kontraktion der Muskeln der Rotatorenmanschette (siehe  $R_m$  in Abbildung 1.3) antagonisiert: Der von den Rotatoren generierte resultierende Kraftvektor presst den Humerus in das Glenoid, wodurch ein *stabiles System* erzeugt wird [49, 47, 86]. Entscheidend hierfür sind u.a. auch der ISP und TM, die durch ihren Ansatz distal des Collum anatomicum an den zwei Apophysen des Humerus (Tuberculum majus und Tuberculum minus, siehe dazu Tabelle 1.2) unterhalb des Rotationszentrums einer Kranialisierung entgegenwirken [47].

Eine Studie von Parsons et al. zeigte, dass isolierte SSP-Rupturen die *concavity compression* und die Stabilität dabei nicht wesentlich verändern. Rupturen, welche die SSP-Sehne übersteigen, führen hingegen zu einer Veränderung der Wirkungslinie. Begünstigt durch die Störung des Gleichgewichts der anterioren und posterioren Muskelgruppe resultiert eine Translation des Humerus in Richtung des Defekts [84].

Die Rotatorenmanschette ist also für die Rezentrierung zuständig, welche im Zuge einer Elevation durch die kranialisierende Wirkungslinie des Deltoids zustande kommt (siehe  $E_r$  in Abbildung 1.3, schematische Zeichnung Nr. 67) [49, 14, 37].

Die Wirkungslinie der resultierenden Kraft  $R^4$  (siehe Abbildung 1.3, schematische Zeichnung Nr. 66), welche sich aus der Differenz zwischen der Deltoidkraft ( $D_r$  in Abbildung 1.3, schematische Zeichnung Nr. 66) und der Gewichtskraft des Humerus ( $P_r$  in Abbildung 1.3, schematische Zeichnung Nr. 66) ergibt, würde ohne die generierten Kräfte der Rotatoren die Glenoidfläche nicht schneiden [49]. Dadurch könnte durch das Glenoid die erforderliche Gegenkraft nicht generiert werden und eine Stabilisierung des Humeruskopfes wäre nicht mehr gewährleistet. Begünstigt wird die Instabilität durch den anatomischen Aufbau des Gelenks: So übersteigt der Humeruskopf die Fläche des Glenoids um das Vierfache, weist eine geringere Krümmung auf als die Gelenkpfanne und ist somit nicht kongruent [14, 58, 86, 37].

	Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
RM	SSP	Fossa supraspinata		Abduktion
	ISP TM	Fossa infraspinata Margo lateralis	Tuberculum majus	Außenrotation, Adduktion
	SSC	Facies costalis	Tuberculum minus	Innenrotation, Adduktion, Abduktion <sup>5</sup>
außerdem	M. deltoideus, pars spinalis	Spina scapulae		Retroversion, Außenrotation, Adduktion
	M. deltoideus, pars acromialis	Acromion	Tuberositas deltoidea	Abduktion
	M. latissimus dorsi M. teres major	u.a. Angulus inferior Angulus inferior	Crista tuberculi minoris	Adduktion, Innenrotation, Retroversion
	M. coracobrachialis	Proc. coracoideus	Corpus humeri	Adduktion, Innenrotation, Anteversion

Tabelle 1.2: Muskulatur des Schultergürtels mit Ursprung an der Scapula und Ansatz am Humerusknochen, sowie deren Funktion; RM - Rotatorenmanschette [7]

<sup>4</sup>Eine Zerlegung der Kraft  $R$  zeigt, dass ein Teil der Kraft den Humerus in das Glenoid drückt (siehe  $R_c$  in Abbildung 1.3) und der andere einen luxierenden Effekt auf den Humerus ausübt (siehe  $R_t$  in Abbildung 1.3) [49].

<sup>5</sup>Die Abduktion wird generiert durch den kranialen Anteil des SSC [7].

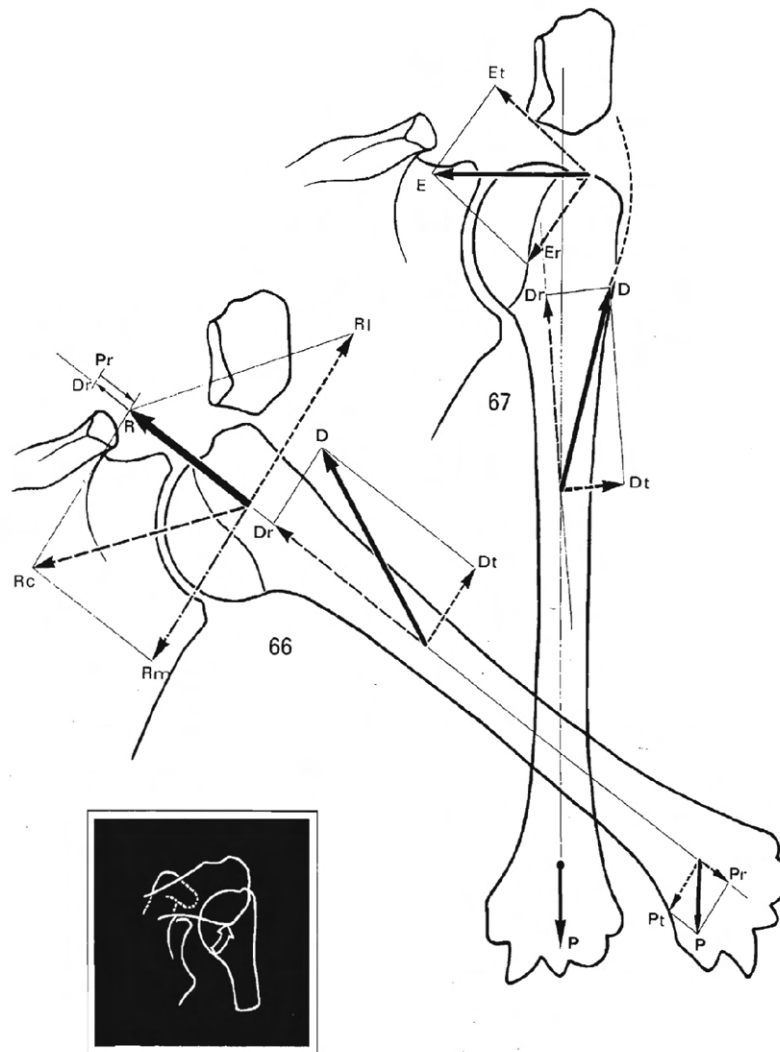
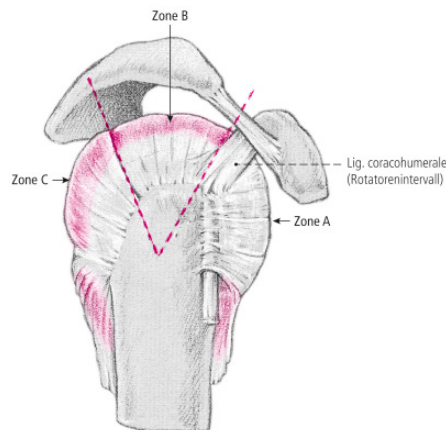


Abbildung 1.3: Verlauf der drei am Schultergelenk wirkenden Kräfte bei Abduktion (Nr. 66) und bei hängendem Arm (Nr. 67); D - resultierende Kraft des Deltoids, P - Gewichtskraft des Humerus, E - resultierende Kraft des SSP, -r - longitudinale Komponente des resultierenden Kraftvektors, -t - transversale Komponente des resultierenden Kraftvektors [49]

## 1.2 Degenerative Rotatorenmanschettenrupturen

Degenerative Rotatorenmanschettenrupturen, welche eine häufige Pathologie des Alterns darstellen, beeinflussen die Stabilität und Kinematik des Art. glenohumeralis [100, 108, 71, 38]. Laut der Leitlinie vom 01. März 2017 liegt die Prävalenz im Alter von 80 Jahren bei über 50 % [56]. Mehrheitlich werden in diesem Patientenkollektiv transmurale Rotatorenmanschettenrupturen <sup>6</sup>, also eine Ruptur, welche von bursa- nach artikulärseitig reicht, diagnostiziert [98]. Sie machen den Großteil der operativ versorgten Rotatorenmanschettenrupturen aus. Besonders häufig sind posterosuperiore Rupturen (siehe Zone B in Abbildung 1.4) [55, 40].



Zone	Beschreibung
A	SSC, lange Bizepssehne, Rotatorenintervall
B	SSP
C	ISP, TM

Abbildung 1.4: Lokalisation - Klassifikation nach Habermeyer [40]

### 1.2.1 Der M. Supraspinatus

Über 56,5 % <sup>7</sup> der Rotatorenmanschettenrupturen umfassen hierbei den SSP [38, 40]. Zum besseren Verständnis der Prävalenz von SSP-Rupturen wird im Folgenden auf die Makroskopie, Histologie sowie auf seine biomechanische Relevanz eingegangen.

#### SSP aus makroskopischer Sicht

Bereits auf makroskopischer Ebene ist erkennbar, dass der SSP nicht uniform ist, sondern sich anterior und posterior unterscheidet. Dies manifestiert sich sowohl im Hinblick auf den Faseraufbau als auch auf den muskulären und tendinösen Querschnitt (siehe Abbildung 1.5) [90, 102]. So zeichnet sich der anteriore Teil des SSP zum einen durch eine prominentere Faserarchitektur aus, gebildet durch zahlreiche Verflechtungen, zum anderen aber auch durch eine größere muskuläre Querschnittsfläche (siehe Schema B in Abbildung 1.5) [90].

Im posterioren Anteil des SSP hingegen dünnt die Sehne aus und wird durch den ISP überlagert. Dies erschwert bursaseitig eine Differenzierung der beiden Sehnen (ISP und SSP) am *Footprint* (Ansatzareal) [68, 90].

Am *Footprint* wird die Querschnittsfläche zu gleichen Anteilen vom anterioren und posterioren Anteils des SSP gebildet [90]. Die Sehne erreicht dort eine Dicke von 10-12 mm [22].

<sup>6</sup>Weiters können partielle, d.h. artikulärseitige, intratendinöse oder bursaseitige Rupturen unterschieden werden [40].

<sup>7</sup>Der Prozentsatz bezieht sich auf die Rotatorenmanschettenrupturen, deren Defekt sich fast ausschließlich auf die SSP-Sehne begrenzt. Massenrupturen, die z.T. auch den SSP betreffen, werden hierbei nicht berücksichtigt [38]. Aus diesem Grund darf der hier angegebene Wert nur als Schätzung für die in der Klinik beobachteten Anzahl der SSP-Ruptur interpretiert werden.

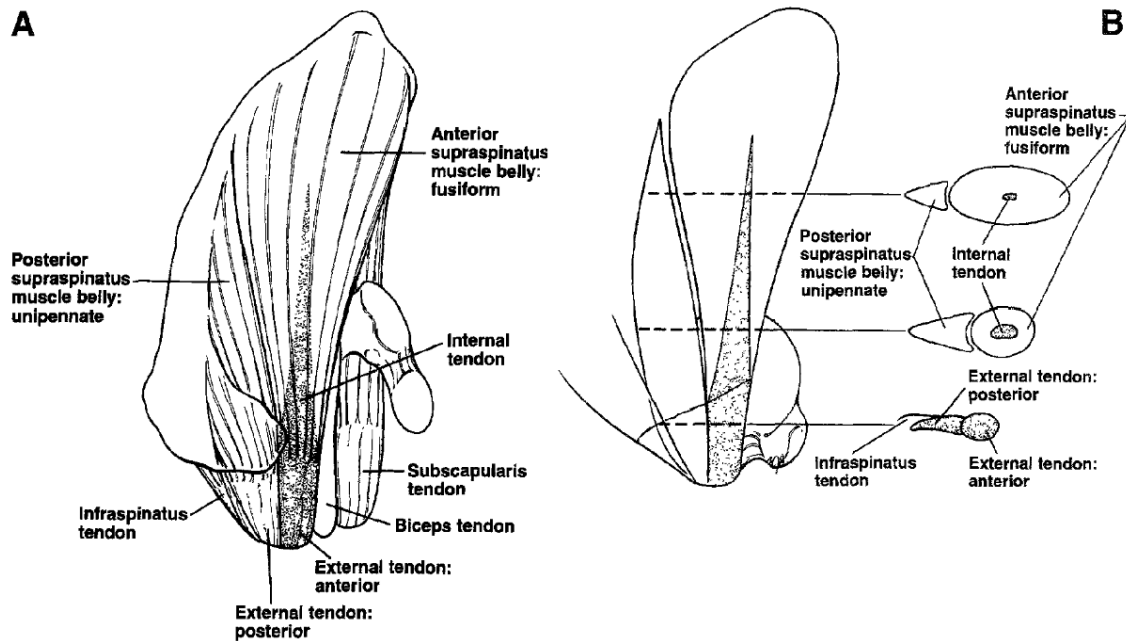


Abbildung 1.5: Schematische Darstellung der makroskopischen Unterschiede des anterioren und posterioren Anteils des SSP [90]

Bezüglich der Größe des *Footprints* der Rotatoren zeigte eine Studie von Mochizuki et al., dass diese lange Zeit überschätzt wurde [68]. Minagawa et al. hatten z.B. die ganze anteriore Facette bzw. das Areal  $12,6 \pm 1,1$  mm posterior des anterioren Randes des Tuberculum majus als Ansatz des SSP definiert (siehe dazu Abbildung 1.6) [67].

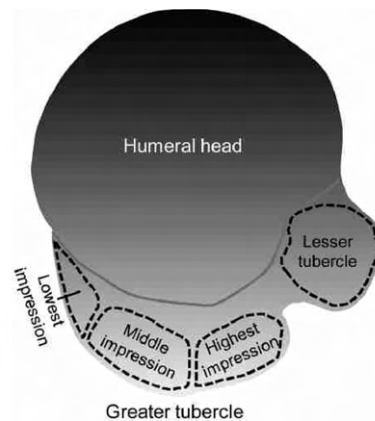


Abbildung 1.6: Definition des Footprints der Rotatoren vor Veröffentlichung der Studie von Mochizuki et al.; highest impression - Ansatz des SSP, middle impression - Ansatz des ISP, lowest impression - Ansatz des TM [79]

Nach heutigem Kenntnisstand umfasst der SSP lediglich die anteromedialen Facette der Tuberculum majus (siehe *highest impression* in Abbildung 1.7) [68, 79].<sup>8</sup> Die Abmessungen des *Footprints* des SSP und ISP sind in Tabelle 1.3 aufgelistet.

<sup>8</sup>In 21 % der Fälle verlaufen Fasern der SSP-Sehne zusätzlich zum Tuberculum minus [69, 102].

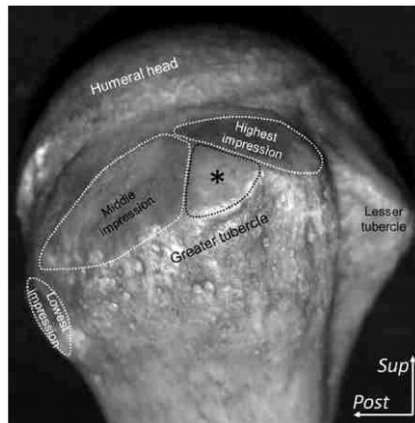


Abbildung 1.7: Übersicht der unterschiedlichen Facetten am Tuberculum majus - aktueller Stand der Forschung; highest impression - Ansatz des SSP, \* und middle impression - Ansatz des ISP, lowest impression - Ansatz des TM [79]

Muskel		Abmessung [mm]
SSP	<b>medial-lateral</b>	6,9 ± 1,4
	<b>anterior-posterior:</b>	
	- medialer Rand Ansatz	12,6 ± 2,0
	- lateraler Rand Ansatz	1,3 ± 1,4
ISP	<b>medial-lateral</b>	10,2 ± 1,6
	<b>anterior-posterior:</b>	
	- medialer Rand Ansatz	20,2 ± 6,2
	- lateraler Rand Ansatz	32,7 ± 3,4

Tabelle 1.3: Größe des Footprint des SSP & ISP gemäß Mochizuki et al. [68]

### SSP aus mikroskopischer Sicht

Im Folgenden sollen kurz die Unterschiede der verschiedenen Schichten (Alteration entlang der Transversalachse) und Regionen (Alteration entlang der Längsachse), welche im Rahmen einer histologischen Untersuchung festgestellt wurden, näher betrachtet werden [23].

- **Alteration entlang der Längsachse:**

Vier unterschiedliche Regionen können unterschieden werden (siehe Abbildung 1.9) [32]:

1. **Tendon proper:** Dieser Abschnitt reicht vom Übergang des Muskels zur Sehne (ca. 5 cm vom Tuberculum majus) bis zum *Attachment fibrocartilage* (ca. 2 cm vom Tuberculum majus) [32].
2. **Attachment fibrocartilage:** Umfasst den Bereich vom *Tendon proper* bis zur Gelenkkapsel inkl. der *Critical zone*<sup>9</sup>. Diese Region besteht aus verflochtenen Kollagenfasern, deren Muster bisher histologisch nicht weiter aufgeschlüsselt werden konnte [32]. Es wird angenommen, dass der Aufbau dazu dient eine vermehrte Kompression unter dem Acromion Stand zu halten [32].

<sup>9</sup>Mit diesem Begriff wird ein vaskulär minderversorgtes Areal am lateralen Ende der Sehne beschrieben [25].

3. **Rotator cable:** Diese Struktur liegt proximal der anteromedialen Facette des Tuberculum majus.

Das *Rotator cable* umfasst u. a. das Areal des **Rotator crescent** von medial. Er zieht dabei anterior unter dem *Tendon proper* in die Tiefe und bildet die Trennschicht zwischen der SSP-Sehne und der Gelenkkapsel [32]. Er setzt sich aus gleichartig ausgerichteten Fasern zusammen, welche eine Abzweigung der Lig. coracohumerale sind und vom anterioren Rand des SSP bogenförmig zum unteren Rand des ISP ziehen [19, 23, 32]. Burkhart S.S. vergleicht das *Rotator cable* mit einer Hängebrückenkonstruktion und unterstreicht damit dessen tragende Funktion [16].

- (a) **Rotator crescent:** Umfasst das Ansatzareal des SSP und ISP inklusive deren minderdurchbluteten Bereiche, die als sogenannte *Critical zone*<sup>10</sup> bezeichnet werden. Altersbedingt ändert sich die Relation zwischen *Rotator cable* und *crescent* hin zu einem dünneren *Rotator crescent* und zu einem prominenteren *Rotator cable*. Dementsprechend könnte eine gleich große Ruptur abhängig von der Lokalisation und der Ausprägung des *Rotator cable* und *Rotator crescent* sich unterschiedlich biomechanisch bzw. klinisch äußern [19].

	<b>Rotator cable</b>	<b>Rotator crescent</b>
medial-laterale Abmessung [mm]	12,05	14,08
antero-posteriore Abmessung [mm]	41,35	
Dicke [mm]	4,72	1,82

Tabelle 1.4: Dimensionen Rotator cable und crescent [19]

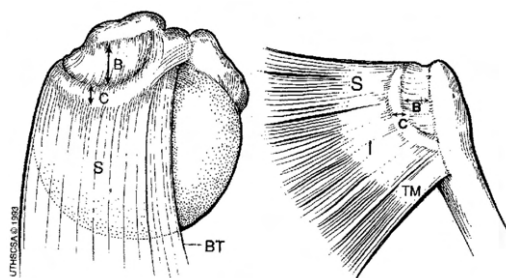


Abbildung 1.8: Rotator crescent (B) und rotator rable (C) in kranialer Ansicht (links) und dorsaler Ansicht (rechts); S - SSP, I - ISP, TM - Teres minor, BT - Bizepssehne [19]

4. **Gelenkkapsel:** Die Gelenkkapsel wird von allen Rotatoren kurz vor dem Ansatz am Humerus gebildet. Durch die teilweise Verwebung derselben wird die Vorspannung der Gelenkkapsel erhöht [23, 37]. Dabei sind die Gelenkkapsel und der SSP kurz vor dem *Footprint* nicht differenzierbar [23, 32].

<sup>10</sup>Dieser halbmondförmige Bereich wird vom *Rotator cable* umfasst.

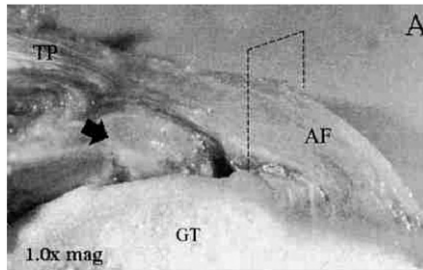


Abbildung 1.9: Übersicht der unterschiedlichen Regionen am SSP entlang der Längsachse; TP - Tendon proper, gestrichelte Linie - Rotator cable, AF - Attachment fibrocartilage, GT - Tuberculum majus [32]

• **Alteration entlang der Transversalebene:**

Im Bereich der Gelenkkapsel können unterschiedliche Schichten differenziert werden [23]. Nachdem sich die Supraspinatusdicke je nach Pathologie unterscheidet, wird auf die Dicke der jeweiligen Schichten nicht näher eingegangen [54, 23].

- **1. Schicht:** Diese Schicht setzt sich aus dicken Kollagenfaszickeln des SSP und ISP zusammen, welche entsprechend der Zugrichtung der jeweiligen Muskeln, d.h. parallel zu der makroskopisch erkennbaren Muskelfaserrichtung, ausgerichtet sind (siehe Nr. 2 in Abbildung 1.10). Fasern dieser Schicht formen zusammen mit Fasern des SSC die Aufhängung (*Pulley*) für die lange Bizepssehne. Der SSP bildet hierfür den kranialen Teil und der SSC den kaudalen Teil [23].
- **2. Schicht:** Im Gegensatz zur ersten Schicht besteht diese Schicht aus dünnen Kollagenfaszickeln, die sich kreuzen (siehe Nr. 3 in Abbildung 1.10) [23].

Zudem werden sowohl der SSP als auch der ISP im Bereich der Gelenkkapsel von einer bzw. zwei weiteren Schichten bursa- und artikulareseitig ummantelt:

- **Bursaseitig:** Abzweigende Fasern vom Lig. coracohumerale verlaufen schräg über den SSP und weiter in den Bereich zwischen SSP und SSC, dem sogenannten *Rotatorenintervall*<sup>11</sup> (siehe Nr. 1 in Abbildung 1.10).
- **Artikulareseitig:**
  - \* Vom Lig. coracohumerale zweigen Fasern ab, welche zwischen den Kollagenfasern und der Gelenkkapsel verlaufen (siehe Nr. 4 in Abbildung 1.10). Es handelt sich dabei um das bereits beschriebene *Rotator cable* (siehe Alteration entlang der Längsachse) [23].
  - \* Die letzte Schicht bildet die Gelenkkapsel. Sie setzt sich aus dünnen Kollagenfasern zusammen, welche vom Glenoid zum Humerus verlaufen (siehe Nr. 5 in Abbildung 1.10) [23].

<sup>11</sup>Das Rotatorenintervall ist ein dreieckiger Bereich, welcher ventral durch den SSC, dorsal/kranial durch den SSP und medial durch den Proc. coracoideus begrenzt wird. Hierdurch verläuft die lange Bizepssehne. Gebildet wird das Rotatorenintervall neben dem Lig. coracohumerale außerdem vom Lig. glenohumerale superius und medium.

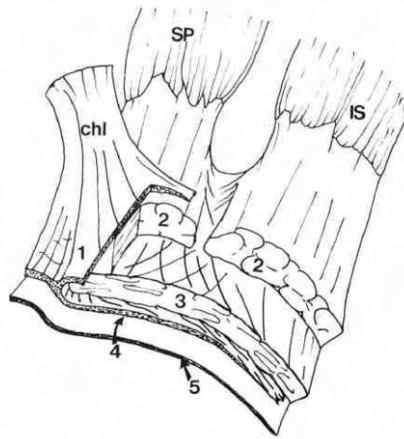


Abbildung 1.10: Schematische Darstellung der Faserverläufe der unterschiedlichen histologischen Schichten im Bereich der Gelenkkapsel nach Clark et al.; chl - Lig. coracohumerale, SP - SSP, IS - ISP [23]

In diesem Zusammenhang ist anzumerken, dass eine Differenzierung des SSP und ISP bisher lediglich anhand der Histologie möglich ist.

Bis heute gibt es keine Studie, welche die Fasern der Rotatoren mit bildgebenden Verfahren dargestellt und den unterschiedlichen Sehnen zugeordnet hat.

Die von einer Rotatorenmanschettenruptur betroffenen Sehnen können somit bursaseitig nicht genau differenziert werden und eine Unterscheidung muss makroskopisch erfolgen. Es ist nicht auszuschließen, dass bei angeblich isolierten SSP-Rupturen auch der ISP betroffen ist und somit ein Cofounding bei den gemessenen Daten vorliegt.

### SSP aus biomechanischer Sicht

Die stabilisierende Funktion des SSP als Teil der Rotatorenmanschette wurde bereits in Kapitel 1.1.2 beschrieben.

Demzufolge wird hier nur auf die kinematische Funktion des SSP näher eingegangen. So wirkt der SSP genauso wie der M. deltoideus an der Abduktion mit, wenngleich auch der Anteil des SSP an der kranial gerichteten Translationskraft lediglich ca. 4 % beträgt (siehe *Dr* in Abbildung 1.3, schematische Zeichnung Nr. 67) [49].

Lange Zeit ist man davon ausgegangen, dass dem SSP nur eine Rolle als Starter bei der Abduktionsbewegung zukommt. Mittlerweile weiß man, dass der SSP auch bei höheren Abduktionsgraden aktiv ist [47]. Dennoch ist er vor allem zu Beginn der Abduktionsbewegung durch seinen Hebelarm besonders effektiv und generiert ein größeres Drehmoment als der Deltoid [49, 1].

Neuronal wird der SSP sowohl bei der Anteversion<sup>12</sup> als auch der Elevation angesteuert, wobei v.a. bei letzterem dem SSP eine wesentliche Bedeutung zukommt: Während in den ersten 30° der Humerusabduktion (siehe Nr. 71 in Abbildung 1.11) die Rotation der Scapula vernachlässigbar ist, rotiert die Scapula bei jeden weiteren Grad Abduktion in einer Relation mit. Man spricht dabei vom sogenannten *scapulohumeralen Rhythmus*<sup>13</sup> (siehe Nr. 72 in Abbildung 1.11) [24, 85].

<sup>12</sup>Bei der Anteversion ist der SSP erst in der letzten, d.h. 3. Phase, aktiv. Diese beginnt ab ca. 90° [49].

<sup>13</sup>Laut Scibek et al. bewegen sich diese beiden knöchernen Strukturen im Mittel in einer Relation von 2,34 : 1 über den gesamten Abduktionszyklus [95]. Dies bewirkt, dass die Wirkungslinie, welche längs des Humeruskörpers verläuft, durch diese Mitrotation auch bei höheren Abduktionswinkeln das Glenoid schneidet [49]. Ohne dieser Mitrotation würde der Humerus durch das dadurch entstehende Drehmoment aus der Gelenkpfanne gehoben werden.



In der 3. Phase der Abduktion wie sie Kapandji A. I. bezeichnet ist eine Mitbeteiligung der Wirbelsäule sogar notwendig (Lateralflexion bei Abduktion von einem Arm bzw. Anteversion und Hyperlordosierung der Wirbelkörper L1-L5 bei Abduktion von beiden Armen - siehe Nr. 73 in Abbildung 1.11). Die dominierenden Muskeln sind der M. serratus anterior, M. trapezius (pars ascendens und descendens) bzw. die autochthone und nicht-autochthone Rückenmuskulatur. Ohne Berücksichtigung der Scapularotation ist lediglich die Untersuchung der ersten 30° Abduktion möglich.

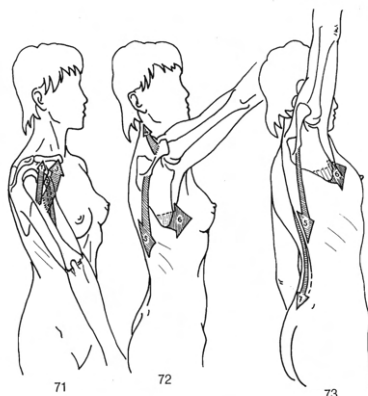


Abbildung 1.11: Übersicht der drei Abduktionsphasen; 71) 1. Phase - Initiation, 72) 2. Phase - Rotation der Scapula, 73) 3. Phase - Lateralflexion (bei einseitiger Abduktion) bzw. Anteversion und Hyperlordosierung der LWK1-LWK5 (bei beidseitiger Abduktion) [49]

## 1.2.2 Prädisponierende Faktoren

Multiple Faktoren haben nach derzeitigem Kenntnisstand Einfluss auf die Pathogenese. Degenerative Rotatorenmanschettenrupturen beginnen oft in unmittelbarer Nähe zum Ansatz der Bizepssehne ( $7,3 \pm 6,1$  mm posterior des Caput longum des M. bicipitalis brachii), im Bereich des sogenannten *Rotator cuff crescent* [52].

Im Folgenden eine Auflistung der in der Literatur am häufigsten genannten Risikofaktoren:

1. **Morphologie Acromion:** Bigliani et al. unterscheiden bezüglich der Acromionform drei verschiedene Typen (siehe Abbildung 1.12) [61]. Eine positive Korrelation zwischen Typ III (hakenförmig) und der Prävalenz von Rotatorenmanschettenrupturen ist nachgewiesen [61]. Laut einer Studie von Morelli et al. erhöht sich das Risiko für eine Rotatorenmanschettenruptur beim Typ III <sup>14</sup> im Vergleich zum Acromion Typ I und II um nahezu das Dreifache [72]. Eine Studie von Koganti et al. hingegen widerlegt diese Beobachtung: ein höherer Anteil an Rotatorenmanschettenrupturen wurde bei dem Acromion Typ II beobachtet [53].  
Als weiterer möglicher Einflussfaktor auf die Pathogenese werden Vorsprünge des Acromions diskutiert, sogenannte Acromionsporne [80, 103].  
Auch ein Acromionwinkel, kurz *LAA* - *Lateral acromion angle* - (Bestimmung siehe Kapitel 2.2) von  $\alpha \leq 70^\circ$  ist mit einem erhöhten Risiko für Rupturen assoziiert [8].  
Im klinischen Alltag und in Studien ist zudem die Bestimmung des kritischen Schulterwinkels, kurz *CSA* (Bestimmung siehe Kapitel 2.2), von Bedeutung. Eine mit steigendem CSA

<sup>14</sup>Das Typ III Acromion kann sich im Laufe des Alterungsprozess aus dem Typ I entwickeln [96, 103].

Auch in Bezug auf die Gelenkkörper wird eine altersbedingte strukturelle Adaption durch eine sich verändernde Gelenkinematik angenommen [37].

(> 35°) zunehmende Scherkraft und damit verbundenen Instabilität im Glenohumeralgelenk werden als Risikofaktor für Rotatorenmanschettenrupturen eingestuft. Werte von < 30° werden hingegen gehäuft bei Osteoarthrosepatienten gefunden [11, 57, 70]. Zur Restabilisierung des Humerus ist deshalb u.a. eine Mehrbeanspruchung des SSP notwendig [36].



Abbildung 1.12: Übersicht der Acromiontypen nach Bigliani et al. (von links nach rechts); Typ I - flach, Typ II - leicht gebogen, Typ III - hakenförmig [13]

2. **Tuberculum majus Winkel:** Eine positive Korrelation von Rotatorenmanschettenrupturen und einen Tuberculum majus Winkel  $\alpha$ , kurz *GTA*, von > 70° ist bekannt [26].
3. **Gefäßversorgung:** Die Rotatorenmanschette wird arteriell von Ästen der A. axillaris (A. circumflexa humeri anterior, R. transversus) und der A. suprascapularis versorgt, welche z.T. miteinander anastomosieren [50]. Ein minderversorgtes Gebiet ist u.a. am lateralen Rand des SSP auszumachen [24]. Es handelt sich dabei um die sogenannte *Critical zone* im Bereich des *Attachment fibrocartilage* (siehe Abschnitt 1.2.1). Diese entspricht der Prädilektionsstelle für Rotatorenmanschettenrupturen: Ein möglicher Zusammenhang mit der Gefäßversorgung wird unter Experten diskutiert [52]. Eine erhöhte Prävalenz von Rotatorenmanschettenrupturen bei Rauchern scheint diese Hypothese zu stützen. Eine mögliche Erklärung dafür ist die vasokonstriktorische Eigenschaft des Nikotins, welche u.a. auf der Freisetzung von Vasopressin basiert [100, 62]. Verstärkt wird diese Minderversorgung durch den CO-Gehalt, der mit dem Tabakrauch in den Körper inhaliert wird. Da CO stärker von Hämoglobin als O<sub>2</sub> gebunden wird, vermindert sich dadurch der zum Gewebe transportierte O<sub>2</sub>-Gehalt. Gegen die Hypothese einer vaskulären Minderversorgung spricht hingegen zum einen, dass die Rupturen nicht genau das minderversorgte Areal umfassen und zum anderen, dass kein signifikanter Unterschied bezüglich der Gefäßversorgung zwischen Neugeborenen und Erwachsenen festgestellt werden kann. Letzteres erklärt nicht, warum die Rotatorenmanschettenruptur eine Pathologie des alternden Menschen ist [76, 56, 50].
4. **Genetik:** Durch die relative familiäre Häufung von Rotatorenmanschettenrupturen betroffener Patienten wurden genetische Untersuchungen durchgeführt. Dabei konnten im entsprechenden Patientenkollektiv bestimmte Allele ausgemacht werden, welche für die Entstehung bzw. der Progression der Rotatorenmanschettenrupturen verantwortlich sind. Es handelt sich dabei u.a. um Faktoren, welche die Apoptose induzieren - *ESRRB* (induziert HIF) - oder das Immunsystem aktivieren - *FCRL3* (negative Regulation der TRegs) [60].
5. **Veränderungen bedingt durch den Alterungsprozess:** Mit fortschreitendem Lebensalter kann es zu einem Verschleiß der Bursa subacromialis kommen, was zu einem verminderten Druckausgleich zwischen dem Fornix humeri und der Rotatorenmanschette führt. Dadurch ist insbesondere der SSP größeren mechanischen Belastungen ausgesetzt [86].

6. **Körperfett/BMI:** Die Prävalenz von Rotatorenmanschettenrupturen sowie das Ausmaß der Ruptur nimmt bei übergewichtigen Patienten zu (BMI  $\geq$  25 kg/m<sup>2</sup>) [39].

Andere Studien gehen davon aus, dass die vermehrte Flächenreduktion des anterioren Anteils des SSP zum *Footprint* hin im Vergleich zum posterioren Anteil eine Konzentrierung der Spannung an der Übergangszone hervorruft und somit der anteriore Abschnitt einer insgesamt erhöhten Gesamtbelastung ausgesetzt ist [63, 90]. So nimmt dieser  $\frac{2}{3}$  der Gesamtbelastung auf [63]: Roh et al. haben in den anterioren 40 % der Sehne im Vergleich zum posterioren Anteil eine um 288 % gesteigerte Spannung gemessen [90].

### 1.2.3 Diagnostik

Symptomatische Patienten stellen sich mit Schmerzen und/oder mit einer verminderten Abduktionsfähigkeit bereits unter 90° in der Praxis/Klinik vor. Dabei kann es bei Erhalt des passiven Bewegungsspektrums, einer sogenannten *Pseudoparalyse*, bis zu einem vollständigen Verlust der aktiven Abduktionsfähigkeit mit einer erheblichen Beeinträchtigung bei alltäglichen Tätigkeiten kommen [31, 38]. Durch das Anstoßen des Caput humeri an das Fornix humeri nach Ruptur des SSP können außerdem Schmerzen verursacht werden, welche einen erheblichen Leidensdruck der Patienten verursachen [49, 105].

Bei Hinweisen auf eine Rotatorenmanschettenruptur im a.p. Röntgen, wie z.B. einem Humeruskopfhochstand, wird als weiterführende Diagnostik u.a. ein MRT durchgeführt. Dies ermöglicht neben der Beurteilung der Fettinfiltration auch mit hoher Sensitivität und Spezifität eine Bestimmung der Rupturform (siehe Tabelle 1.5 und Abbildung 1.13) [56, 28]. Transmurale Rupturen stellen sich im T2-gewichteten MRT-Aufnahme hyperintens dar [40, 28], da ein Austausch der Flüssigkeit zwischen Bursa und Gelenkkapsel stattfindet. Besonders häufig bei den posterosuperioren Rupturen sind im klinischen Alltag Crescent- (Typ I) und Reverse L-shaped Ruptur (Typ II) zu beobachten.

	Rupturklasse	Charakteristika	Prävalenz
Typ I	Crescent-shaped Ruptur	L $\leq$ W; L < 2 cm	85 % aller posterosuperioren Rupturen [55]
Typ II	L-shaped/Reverse L-shaped & U-shaped Ruptur <sup>15</sup>	L > W; W < 2 cm	
Typ III	massive Ruptur mit retrahierten Sehnen		
Typ IV	Typ III mit glenohumeraler Arthropathie		

Tabelle 1.5: Übersicht der Rissformen - geometrische Klassifikation nach Davidson & Burkhart; L (Länge) - Abmessung medial-lateral, W (Breite) - Abmessung anterior-posterior [27]

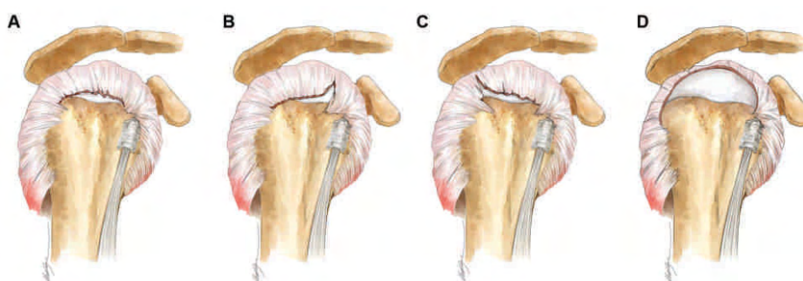


Abbildung 1.13: Übersicht der Typ I und II Ruptur nach der geometrischen Klassifikation; A) Typ I - Crescent-shaped, B) Typ II - Reverse L-shaped, C) Typ II - L-shaped, D) Typ II - U-shaped [82]

<sup>15</sup>Die unterschiedlichen Formen der Typ II Ruptur werden auch als longitudinale Rupturen zusammengefasst: Bei L-shaped Ruptur verläuft der nach medial verlaufende Schenkel häufig im Intervall zwischen SSP und ISP, während dieser bei der Reverse L-shaped Ruptur häufig im Rotatorenintervall zwischen SSP und SSC verläuft.

## 1.2.4 Therapie

Indikation für eine operative Therapie ist das Versagen konservativer Therapiemaßnahmen, wobei auch die klinische Symptomatik sowie die Rupturgröße Einfluss haben [56, 51]. Die Rupturform ist hingegen entsprechend den aktuellen Leitlinien derzeit von keinerlei Relevanz für die Entscheidung zwischen einer konservativen oder operativen Therapie [28, 56]. Erst bei Stellung der OP-Indikation wird diese bei Wahl der operativen Versorgungstechnik berücksichtigt [29, 28, 18]: Je nach Rupturform wird jene Reparaturtechnik gewählt, welche nach Möglichkeit eine Wiederherstellung des ursprünglichen spannungsarmen biomechanischen Verhaltens erlaubt [20]. Bisher gibt es jedoch keine Studie mit humanen Präparaten, welche die Dehnung bzw. Spannung bei unterschiedlichen Rupturgrößen sowie Rupturformen analysiert hat. Aufgrund der unterschiedlichen Ausprägung des Defektes und des inhomogenen histologischen Aufbaus des SSP kann angenommen werden, dass die Form durchaus Einfluss auf die Dehnung hat und folglich auch eine entscheidende Rolle bei der Wahl zwischen einer konservativen oder einer operativen Versorgung spielen könnte [23, 19].

### Relevanz der Dehnung bzw. Spannung in der operativen Therapie

Biomechanische Faktoren spielen eine wesentliche Rolle für das anatomische und funktionelle Outcome einer OP. Wird die Spannung bei der operativen Versorgung nicht berücksichtigt, steigt das Risiko für eine Reruptur und die Kraft, welche aktiv durch den Muskel generiert werden kann, reduziert sich [29]. Zudem wird vermutet, dass eine geringe Spannung eine höhere Schmerzfreiheit der Patienten mit sich bringt, weil die Schmerzrezeptoren durch eine geringere Dehnung nicht stimuliert werden [17].

Bisherige Studien zeigen, dass Rupturen des *Rotator cuff cable* im Vergleich zu jenen des *Rotator cuff crescent* eine geringere Steifigkeit und regional eine höhere Spannung in der verbleibenden SSP-Sehne hervorrufen und dass bei Rupturen im anterioren Drittel des SSP eine schnellere Progression befürchtet werden muss [65, 6, 48].

Einige Studien haben bereits das Dehnungsverhalten nach Generierung einer Ruptur analysiert, keine hat jedoch dabei eine aktive Abduktion simuliert und bei der Interpretation die freie Rotation des Humerus mitberücksichtigt [6, 65, 66, 89, 4, 5]. Aus mechanischer Sicht bewirkt die Rotation jedoch auch eine Stauchung oder Streckung des Gewebes und beeinflusst folglich auch die Dehnung. Ein Vergleich der Dehnung bei freier und blockierter Rotation ist deshalb notwendig.

## 1.3 Hypothesen

- (a) Beide Rupturformen, Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS), begünstigen eine Migration des Humeruskopfes nach kranial während einer glenohumeralen Abduktion von 0-30°.
- (b) Die Rupturform wirkt sich unterschiedlich auf die Translation in der Sagittalachse aus.
- (c) Eine transmurale Ruptur des SSP beeinflusst die Dehnung des ISP.
- (d) Eine gesteigerte Dehnung ist unmittelbar am Rupturrand zu messen.
- (e) Bei beiden Rupturformen und -größen (50%ige und 100%ige) wird die höhere Dehnung am selben Schnitttrand (anterior/posterior) während der gesamten Abduktion gemessen.
- (f) Das Dehnungsverhalten des SSP und ISP unterscheidet sich bei freier und blockierter Humerusrotation.
- (g) Die Darstellung der Fasern der Rotatorenmanschette sowie die Differenzierung der SSP- und ISP-Sehne sind mittels Micro-CT möglich.



# Kapitel 2

## Material & Methodik

### 2.1 Leichenpräparate & Einteilung der Versuchsgruppen

Die vorliegende Studie wurde mit zwölf humanen Schulterpräparaten (siehe Tabelle 2.1) durchgeführt, welche von der Rechtsmedizin der Medizinischen Universität Wien für wissenschaftliche Zwecke zur Verfügung gestellt wurden. Die Arbeit mit den Präparaten wurde im Herbst 2020 von den beteiligten Institutionen (MUM, der Abteilung für Anatomie der Medizinischen Universität Wien und dem Institut für Rechtsmedizin der Ludwig Maximilians Universität München) mit dem Einreichen und Unterzeichnen des Ethikantrages rechtens genehmigt.

Für die statistische Auswertung wurde der Zugriff auf Daten wie Alter und Geschlecht gestattet. Weitere patientenspezifische Daten wie Körpergewicht, Händigkeit, Pathologien u.Ä. wurden jedoch unter Verschluss gehalten, sodass ein Rückschluss der Präparate auf den jeweiligen Spender ausgeschlossen ist.

Das Alter aller Präparate liegt bei  $71,75 \pm 12,84$  Jahren.

Für den Versuch wurden die Präparate in zwei Gruppen, Crescent-shaped (n = 6) und Reverse L-shaped (n = 6), unterteilt (siehe Tabelle 2.1). Die Aufteilung erfolgte teil-randomisiert, sodass in jeder Gruppe gleich viele linke (n = 2) wie rechte (n = 4) Schultern getestet wurden.

Geschlecht	Alter	Seite	Gewicht Unterarm inkl. Hand [g]	Präparat Nr.	Rupturform
weiblich	70	L	1019	10	rLS
		R	1031	3	CS
	74	L	1174	1	CS
		R	1234	8	rLS
	78	R	946	9	rLS
	36	R	x <sup>1</sup>	12	rLS
männlich	66	L	1406	7	rLS
		R	1491	2	CS
	79	R	1110	4	CS
	82	L	1813	5	CS
		R	1983	6	CS
	84	R	1564	11	rLS

Tabelle 2.1: Übersicht der Präparate mit deren Eckdaten und Einteilung in die Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Gruppe

Um die biomechanischen Versuche unter möglichst physiologischen Rahmenbedingungen durchzuführen, wurde das Gewicht der exartikulierten Unterarme und Hände (im Mittel  $1342,82 \pm 340,57$  g) ermittelt und im Versuchsaufbau berücksichtigt.

## 2.2 Voruntersuchungen im Röntgen & CT

### 2.2.1 Bestimmung des GTA

1. Kreis um den Caput humeri definieren, dabei kleinstmöglichen Durchmesser wählen
2. Parallel zu der Längsachse der Diaphyse des Humerus eine Linie ziehen (siehe *a* in Abbildung 2.1)
3. Eine weitere Linie parallel zu der Oberkante des Tuberculum majus einzeichnen (siehe *b* in Abbildung 2.1)
4. Scheitelpunkt zur Bestimmung des Winkels  $\alpha$  ist der Schnittpunkt der Linie *a* und *b* mit dem Kreis [26]

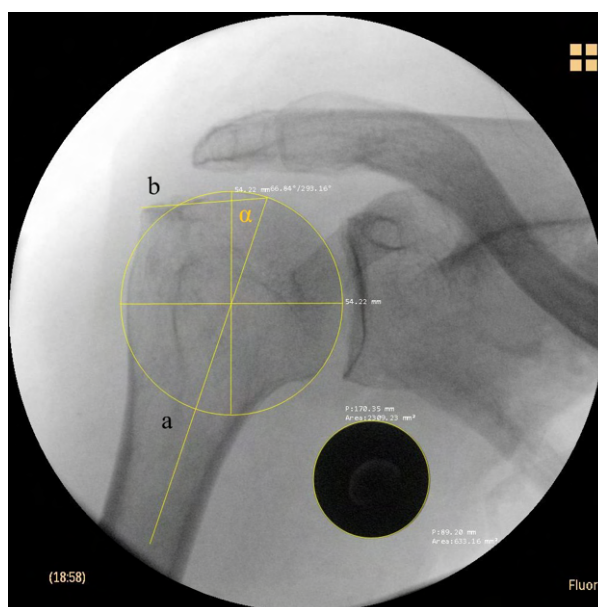


Abbildung 2.1: GTA Bestimmung (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8)

### 2.2.2 Bestimmung des LAA

Im a.p. Röntgenbild wird die eine Linie entlang der Unterseite des Acromions (siehe *b* in Abbildung 2.2), die andere entlang des Tuberculum supraglenoidale und infraglenoidale (siehe *a* in Abbildung 2.2) gezogen.

Der Schnittwinkel  $\alpha$  ergibt den LAA [8].

<sup>1</sup>Präparat Nr. 12 wurde von der Rechtsmedizin der Ludwig Maximilians Universität München zur Verfügung gestellt und wurde aufgrund interner Regularien bereits vorpräpariert und ohne Unterarm geliefert.



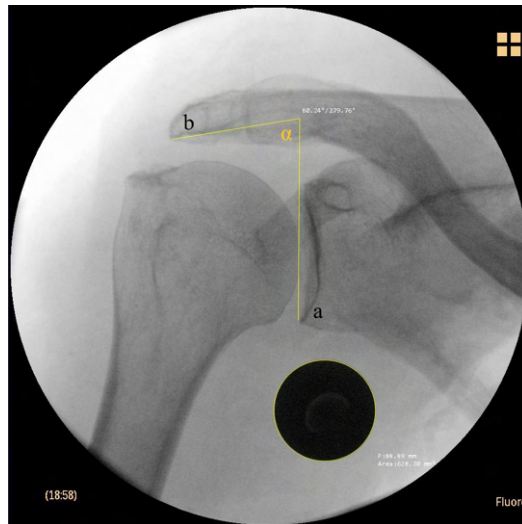


Abbildung 2.2: LAA Bestimmung (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8)

### 2.2.3 Bestimmung des CSA

Der CSA wird in der Röntgenaufnahme nach folgender Formel bestimmt [9]:

$$CSA = \tan(\alpha) = \frac{b}{a}$$

b = Strecke entlang des Unterrandes des Acromions

a = Strecke zwischen Tuberculum infraglenoidale und supraglenoidale

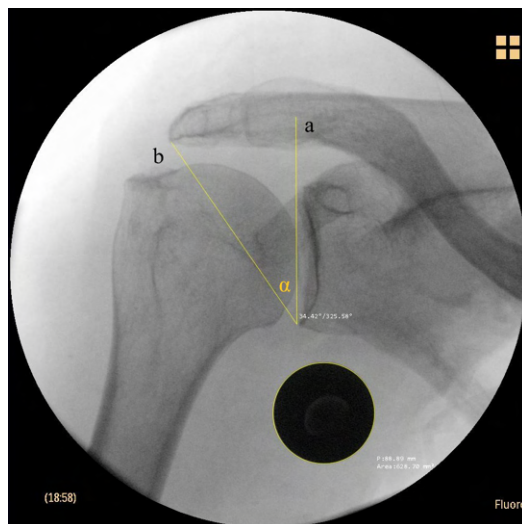


Abbildung 2.3: CSA Bestimmung (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8)

### 2.2.4 Bestimmung der Acromionform

In der klinischen Praxis hat sich aufgrund der hohen Interrater-Reliabilität und der objektivierbaren Bestimmung der Acromionform die Methode nach Park et al. durchgesetzt [83]. Voraussetzung für diese ist ein Röntgen in Outlet-View und die Bestimmung der räumlichen Relation von drei definierten Punkten zum Mittelpunkt des Humeruskopfes.

Nichtsdestotrotz handelt es sich bei den vorliegenden Versuchen um die Arbeit mit Präparaten und nicht mit Patienten, weshalb die Acromionform im Zuge des Präparierens visuell bestimmt und entsprechend Bigliani et al. klassifiziert wurde (siehe Abbildung 1.12) [61].

## 2.2.5 Wichtige Pathologien an der Schulter

**AC-Gelenksarthrose:** Aufgrund der großen mechanischen Beanspruchung kommt es im Schultergelenk häufig zu degenerativen Prozessen [78]. Zu diesen zählt u.a. die Arthrose des Acromioclaviculargelenks, kurz *AC-Gelenksarthrose*.<sup>2</sup>

Die Diagnose erfolgt mittels Röntgen oder MRT. Die folgenden Kriterien von Kellgren und Lawrence weisen auf eine Gelenksarthrose hin [73]:

- (1) subchondrale Sklerosierung (v.a. an Stellen großer mechanischer Belastung)
- (2) Gelenkspaltverschmälerung
- (3) Osteophyten (= appositionelle knöcherne Anlagerungen als Antwort auf degenerative Veränderungen an der Gelenksfläche)
- (4) Deformierung der Gelenkfläche
- (5) Geröllzysten
- (6) Deformierung/Nekrose der Gelenkpartner

## 2.2.6 Scapula - räumliche Orientierung des Glenoids

Zur Bestimmung der Glenoidinklination und Glenoidversion wurde die Methode von Maurer et al. bzw. Friedman et al. angewendet.

### Methode nach Maurer et al. zur Bestimmung der Glenoidinklination

Maurer et al. haben in einer Studie die Überlegenheit des konventionellen Röntgens gegenüber dem CT dargelegt, weshalb auch für diese Studie ein a.p. Röntgenbild genutzt wurde. Die Auswertung erfolgte wie folgt [64]:

1. Linie (siehe *a* in Abbildung 2.4) entlang des röntgendichten Bodens der Fossa supraspinata ziehen
2. Verbindungslinie (siehe *b* in Abbildung 2.4) zwischen Tuberculum supraglenoidale und Tuberculum infraglenoidale einzeichnen
3. Schnittwinkel Winkel  $\alpha$  (siehe Abbildung 2.4) der Linie *a* und *b* bestimmen
4. Die Glenoidneigung ergibt sich aus folgender Formel:  $90^\circ - \alpha$

---

<sup>2</sup>Wenn Gelenkkapsel und Synovialis mitbetroffen sind und eine Entzündung vorliegt, spricht man von *aktivierter Arthrose* [73].

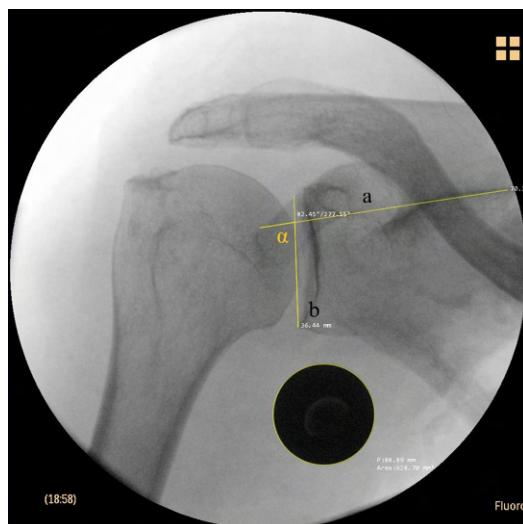


Abbildung 2.4: Bestimmung der Glenoidinklination nach Maurer et al. (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8)

#### Methode nach Friedman et al. zur Bestimmung der Glenoidversion

Friedman et al. haben eine Methode zur Bestimmung der Anteversion/Retroversion des Glenoids etabliert, welche wie folgt im CT erfolgt [35]:

1. Das 4. transversale Schnittbild unter der Spitze des Proc. coracoideus wählen
2. Linie (siehe *Friedman Line* in Abbildung 2.5) vom Margo medialis der Scapula bis zur Mitte des Glenoids ziehen
3. Bestimmung des Winkels (siehe *MarkupsAngle1* in Abbildung 2.5), der durch den Schnittpunkt der Linie, die vom anterioren zum posterioren Rand des Glenoids verläuft und einer orthogonal zur *Friedman Line* stehenden Geraden (Nullposition des Glenoids) gebildet wird

Es handelt sich um eine Retroversion<sup>3</sup> des Glenoids, wenn der posteriore Rand weiter medial liegt als der anteriore.



Abbildung 2.5: Repräsentative Darstellung aller notwendigen Linien zur Bestimmung der Glenoidversion nach Friedman et al. im a.p. Röntgen - transversales Schnittbild (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 6)

<sup>3</sup>Ein retrovertiertes Glenoid wird mit negativen Vorzeichen angegeben.

## 2.2.7 Präparation

Gelagert bei  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  in der Tiefkühltruhe wurden die Präparate 24 h vor Präparation bei Raumtemperatur aufgetaut.<sup>4</sup>

Die weitere Präparation wurde folgendermaßen durchgeführt:

1. Zunächst wurde die Cutis und Subcutis des Oberarmes und Schulterblattes präpariert, um einen besseren Überblick über die muskulären Strukturen zu erhalten.  
Anschließend wurde der Vorderarm am Ellenbogen exartikuliert.  
Der Deltoid, Bizeps (mit Ausnahme der proximalen 10 cm der langen Bizepssehne), Trizeps, Teres major, Pectoralis major und minor sowie die Clavicula wurden reseziert, sodass lediglich die für die biomechanischen Versuche notwendigen Strukturen erhalten blieben (Rotatorenmanschette, Humerus und Scapula).  
Überschüssiges Gewebe, Teile der Bursa und Fett wurden soweit wie möglich entfernt, ohne die Gelenkkapsel zu verletzen (siehe Abbildung 2.6).  
ISP, SSP, SSC und TM wurden ca. 10 cm distal des muskultendinösen Abschnittes reseziert um die Gelenklippe und -kapsel nicht zu beschädigen.<sup>5</sup>
2. Ein mit Polyester beschichteter Faden, der auch in der klinischen Routine verwendet wird (ETHIBOND® EXEL, Stärke 2 bzw. 5 Ph. Eur., Länge 70 cm), wurde in den SSC, ISP und TM<sup>6</sup> jeweils in den tendinösen Abschnitt mit einer Reverdin-Naht eingenäht. Für den SSP wurde folgender Faden mit der gleichen Nahttechnik eingenäht: FiberWire®, Stärke 5, geflochtener Polyblend Faden, blau, mit Rundnadel, Länge 96,5 cm (Arthrex GmbH, München, DE).  
Die Naht wurde ca. 4 cm vor dem *Footprint* der Rotatoren beendet, um eine mögliche Verletzung der Gelenkkapsel und somit eine Veränderung der Kinematik zu vermeiden.<sup>7</sup>  
Über diese Fäden erfolgte die Kraftübertragung der Materialprüfmaschine bzw. die statische Belastung durch Gewichte.
3. Für die vertikale Befestigung der Scapula an der Fixierungsplatte der Materialprüfmaschine wurden des Weiteren drei Bohrlöcher angefertigt: am medialen und lateralen Rand direkt unter der Spina scapulae und ein Drittes im Angulus inferior (siehe Abbildung 2.8).  
Damit der SSP in seiner gesamten Länge vom optischen Messsystem erfasst werden konnte, wurde zudem das Acromion vollkommen reseziert [10].

---

<sup>4</sup>Aufgrund der Anzahl und des Transportwegs war es nicht möglich frische Präparate zu verwenden, da sie binnen weniger Stunden präpariert und getestet werden müssen. Ob es zwischen der Verwendung von fresh-frozen oder frischen Präparaten biomechanische Unterschiede gibt, wird in der Literatur kontrovers diskutiert [43]. Eine Studie von Hohmann et al. hat einen signifikanten Unterschied bezüglich des Elastizitätsmoduls zwischen fresh-frozen und frischen Präparaten festgestellt: So wurden doppelt so große Elastizitätsmodule bei den gefrorenen Präparaten festgestellt. Dies ist gleichbedeutend mit einer erhöhten Steifheit der gefrorenen Präparate. Bedingt ist diese Veränderung wahrscheinlich durch eine strukturelle Veränderung des Gewebes infolge der Einlagerung von Wasserkristallen [43]. Zahlreiche Studien zur Analyse der Dehnung haben trotz allem fresh-frozen Präparate verwendet [66, 88, 4, 3]. Dabei kann angenommen werden, dass dies u.a. aus den hier aufgeführten Gründen wie Transport, Anzahl und Präparierungszeit geschehen ist. Alternativ dazu könnten in Formalin konservierte Präparate verwendet werden. Allerdings können die biomechanischen Eigenschaften eines frischen Präparates damit noch schlechter simuliert werden [43].

<sup>5</sup>Die Gelenklippe bzw. das *Labrum glenoidale* sowie die angespannte Gelenkkapsel sind durch die Vergrößerung der Gelenkfläche wesentlich für die Zentrierung des Humeruskopfes [37]. Bei geringeren Abduktionsgrade und somit nicht angespannter Gelenkkapsel überwiegt hingegen der intrakapsuläre negative Druck. Eine Beschädigung der Gelenkkapsel könnte demzufolge die Ergebnisse beeinflussen.

<sup>6</sup>Die Fadenenden von ISP und TM wurden aufgrund ihrer ähnlichen Wirkungslinie und Funktion miteinander verbunden [10, 84].

<sup>7</sup>Bei sehr kleinen Präparaten konnte nur eine Distanz von 3 cm zwischen Ansatz und Ende der Naht eingehalten werden, da ansonsten zu wenig Sehnenmaterial als Angriffspunkt für die Zugkraft vorhanden war.

4. In den Humerus wurde mittig in die Trochlea humeri eine 25 cm lange Gewindestange einzementiert (Knochenzement, PALACOS<sup>®</sup>, Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, DE). Die Gewindestange besitzt einen Querschnittsprung, wobei sich der Durchmesser von 5 mm auf 8 mm vergrößert.<sup>8</sup>

Am 8 mm dicken Ende der Gewindestange wurden Gewichte aus Messing (insgesamt 1 kg) unmittelbar unter der Trochlea humeri mit Muttern fixiert, sodass das fehlende Gewicht des amputierten Unterarmes simuliert werden konnte (siehe dazu Kapitel 2.1 und Abbildung 2.7).



Abbildung 2.6: Anteriore Ansicht auf Humerus, Scapula und SSC



Abbildung 2.7: Fertige Präparation; Zustand nach Zementierung der Gewindestange, Bohrung und Einnähen des ETHIBOND<sup>®</sup> EXELS

5. Für die Dehnungsmessung mit dem optischen System (siehe Kapitel 2.3.2) wurde ein stochastisches Punktemuster wie folgt erzeugt:
- Grundierung der Ansatzareals des SSP und ISP mit weißer wasserlöslicher Farbe (Aqualack von Dupli-color)
  - Nach vollständiger Trocknung Applikation der schwarzen wasserlöslichen Farbe mit einer Spülbürste, sodass ein randomisiertes Muster entsteht<sup>9</sup>
  - Vor Beginn der biomechanischen Versuche vollständige Trocknung abwarten (Dauer variabel je nach Dicke der Farbschicht)

<sup>8</sup>Der dünnere Durchmesser vom 5 mm erleichterte das Zementieren in den Humerusschaft.

<sup>9</sup>Eine Farbapplikation mit einer Musterbürste wie von Aramis empfohlen war nicht möglich.

## 2.2.8 Montage in der Materialprüfmaschine

Das Präparat wurde über die Bohrungen mit Schrauben und Distanzhülsen an der vertikalen Fixierungsplatte<sup>10</sup> so fixiert, dass der Margo medialis parallel zu der Fixierungsplatte verläuft [2]. Die Scapula wurde mit maximaler Kraft händisch befestigt, um eine Mitrotation der Scapula zu verhindern.

Um die Zugwirkung der Rotatoren möglichst physiologisch nachzubilden, wurden die Fäden über das Seilzugsystem der Materialprüfmaschine so ausgerichtet, dass die Fäden den Mittelpunkt des jeweiligen knöchernen Ursprungs schnitten (siehe Abbildung 2.8) [2].

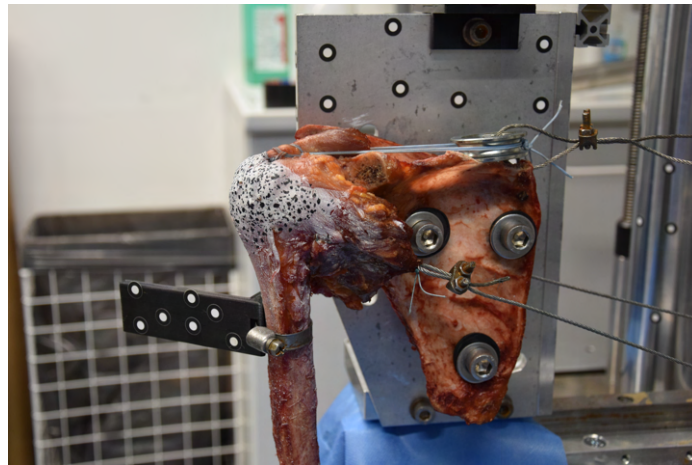


Abbildung 2.8: Ausrichtung der Zugfäden und Montage in der vertikalen Führungsplatte der Materialprüfmaschine

## 2.2.9 Montage des weiteren Set-up

Flexion und Extension, als mögliche Einflussfaktoren auf die Dehnung, wurden durch eine Vorrichtung aus Führungsschienen, Gleitlager und Nutenstein verhindert. Damit der Humerus trotzdem möglichst reibungsfrei abduziert werden konnte, wurde an der Gewindestange eine Aluminiumstange über ein Innengewinde (8 mm) fixiert. Eine mögliche gegenläufige Rotation zwischen der Gewindestange und der Aluminiumstange wurde verhindert, indem die Gewindestange mit der Aluminiumstange verschraubt und mit Dichtungshanf und Loctit 243 (mittelfeste Stärke) verstärkt wurde. Somit wurden die Freiheitsgrade des Humerus auf die Außen- bzw. Innenrotation des Humerus durch die vertikale Führungsschiene limitiert.

Für die zweite Versuchsreihe, welche die Untersuchung der Dehnung bei blockierter Rotation des Humerus vorsieht, war die Anbringung einer Führungsschiene notwendig (siehe Abbildung 2.9).

<sup>10</sup>Die Fixierungsplatte wurde am T-Nuten Arbeitstisch fixiert.

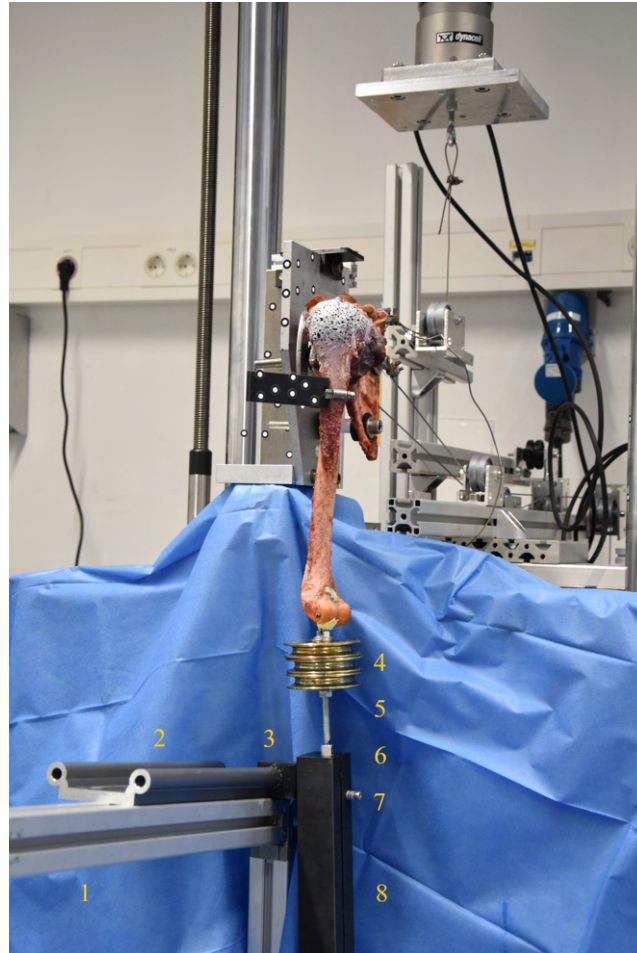


Abbildung 2.9: Set-up zur Limitation der Flexion und Extension sowie bei Bedarf der Rotation; 1 - Profilkonstruktion, 2 - Führungsschiene, 3 - Gleitlager, 4 - Gewichte aus Messing, 5 - Gewindestange, 6 - Mutter und Aluminiumstange, 7 - Schraube, 8 - Gehäuse mit Nute für Bohrer zur Blockierung der Rotation [93]

## 2.3 Technische Geräte

### 2.3.1 Materialprüfmaschine

Um eine zyklische Abduktion (Prüfprotokoll siehe Kapitel A.1 im *Anhang*) des Humerus durch Zug an der SSP-Sehne zu simulieren, wurde eine Zweisäulen-Tischmodell Materialprüfmaschine, ElectroPuls E10000, der Firma Instron (Norwood, Massachusetts, US) verwendet, welche eine dynamische Nennkraft von maximal  $\pm 10000$  N aufbringen kann. Für diesen Versuch wurden 600 N als Grenze im Testprotokoll definiert.

Die Verschiebung des Aktuators in der vertikalen Achse ist konstruktionsbedingt auf  $\pm 30$  mm limitiert. Die Versuche wurden verschiebungsgesteuert bis zum Erreichen einer glenohumeralen Abduktion von  $30^\circ$  bei einer Geschwindigkeit von 2 mm/s durchgeführt.

Während die SSP-Sehne dynamisch belastet wurde (Vorspannung vor Beginn der Versuche bei  $10 \pm 5$  N), wirkte eine statische Kraft auf die restlichen Muskeln durch zusätzliche Gewichte. Dazu wurden die Kabel der Materialprüfmaschine an einem Ende mit den Fäden, die in der Muskulatur

eingenäht wurden, verbunden und am anderen Ende mit einem Gewicht wie folgt beladen: <sup>11</sup>

Muskulatur	Zugkraft [N]
SSC	15
ISP & TM	15
SSP	dynamische Zugkraft

Tabelle 2.2: Zugbelastung der Sehnen der Rotatorenmanschette

### 2.3.2 ARAMIS - optisches Messsystem

Um Daten wie Kinematik und Verformung des Testmaterials zu erhalten, wurde das optische Messsystem, Aramis 3D Camera 2.3M der Firma GOM (ZEISS-Gruppe, Braunschweig, Niedersachsen, DE) verwendet. Dieses erlaubt durch Punkt- bzw. Flächenkomponenten pixelgenaue Veränderungen kontaktlos zu erfassen. Als Referenzpunkte dienen Punkte, welche durch einen hohen Schwarz-Weiß-Kontrast gekennzeichnet sind (siehe Abbildung 2.8). Das optische System lokalisiert den weißen Bereich und grenzt diesen mit einem Kreis bzw. bei nicht frontaler Aufsicht mit einer Ellipse ein. Der Mittelpunkt der Ellipse wird durch die Software berechnet und stellt eine exakt definierte Punktkomponente im dreidimensionalen Raum dar, deren Bewegung im Verlauf eines Zyklus verfolgt wird. Es können dabei insgesamt sechs Freiheitsgrade (inkl. Translation und Rotation) des untersuchten Körpers (in unserem Fall des Humerus) im Raum analysiert werden. Durch die Referenzpunkte wird also die Kinematik der Abduktionsbewegung optimal erfasst.

Da im folgenden Versuch die Dehnung der SSP-Sehne in der Umgebung des Ansatzareals vor bzw. nach Ruptur analysiert werden soll, ist die Verwendung von Referenzpunkten und somit die Analyse von einer begrenzten Anzahl an Punkten auf einer so kleinen Oberfläche nicht geeignet. Stattdessen wird für die Dehnungsanalyse im GOM-System eine Flächenkomponente nach Aufbringen eines stochastischen Musters <sup>12</sup> auf das SSP-Ansatzareal generiert. Durch die Identifikation der einzelnen Facetten <sup>13</sup> in jeder Bildaufnahme kann die Verschiebung genauso wie bei den Referenzpunkten analysiert werden. <sup>14</sup> Im Gegensatz zu letzterem ist es möglich durch die Flächenkomponenten viel mehr Daten zu erfassen.

Sowohl bei den Referenzpunkten als auch beim stochastischen Muster müssen zur Erkennung die Punkte <sup>15</sup> im Aufnahmespektrum beider Kameras liegen. <sup>16</sup>

Im vorliegenden Versuch wurden mit 10 Hz bis zum Erreichen von 30° Abduktion Daten erhoben. Durch die zeitliche Aufnahme konnten die Daten mit den in der Materialprüfmaschine erhaltenen Daten analysiert werden.

<sup>11</sup>Aus den Studienergebnissen von Bouaicha et al. lässt sich schließen, dass der TM und ISP gemeinsam nahezu dieselbe Muskelkraft des SSC generieren können, weshalb die konstante Belastung der anterioren und posterioren Muskelgruppe als ein valides Modell für die Simulation der in vivo Bedingungen betrachtet werden kann [12].

<sup>12</sup>Ein stochastisches Muster stellt ein möglichst zufälliges Muster dar, welches zur Generierung von Facetten und diese wiederum für die Generierung von Flächenkomponenten notwendig ist. Nur durch die unterschiedliche Verteilung der schwarzen bzw. weißen Komponente ist die Identifizierung der einzelnen Facetten möglich.

<sup>13</sup>Auch hier wird genauso wie bei den Referenzpunkten der Mittelpunkt berechnet und dessen Raumkoordinaten bestimmt. Die ideale Facette besteht dabei aus mind. drei Schwarz-Weiß-Kontrasten und ist möglichst von den anderen Facetten zu unterscheiden.

<sup>14</sup>Jede Verschiebung wird durch Vektoren beschrieben, sodass davon abgeleitet auch u.a. Dehnungswerte berechenbar sind.

<sup>15</sup>Zur Generierung einer Facette müssen mind. drei Kontrastpunkte identifiziert werden.

<sup>16</sup>Es braucht mind. zwei Signale bzw. Lichtstrahle um den Ausgangspunkt und somit die 3D Koordinate zu berechnen. Ein möglichst hohes Signal kann dabei durch einen hohen Kontrast erreicht werden, weshalb sich der Schwarz-Weiß-Kontrast optimal anbietet.



### 2.3.3 Micro-CT

#### Vorbereitung Präparate

Nach Beendigung der biomechanischen Versuche wurden der SSP, ISP, TM und SSC vollständig von der Scapula abgelöst. Der Humerusschaft wurde auf eine Länge von ca. 12 cm gekürzt.

Das stochastische Muster und die Fäden, welche für die biomechanischen Versuche notwendig waren, wurden belassen. Eine Entfernung würde das Muskel- bzw. Sehnenmaterial zusätzlich schädigen.

Bis zum Scan im  $\mu$ CT wurden die Präparate bei  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  im laborinternen Gefrierschrank gelagert.

#### Halterung

Die gefrorenen Proben wurden zwischen zwei mit Schaumgummi verkleideten Styroporflächen gepresst. Die Styroporflächen wurden mit Klebestreifen fest zusammengeklebt. Das Schaumgummi garantierte eine stabile Fixierung, sodass Artefakte durch Bewegung des Präparates während des Scans vermieden werden konnten. Für die Befestigung im  $\mu$ CT wurde mit dem 3D Drucker (Ultimaker 2 Extended, Ultimaker B.V., Utrecht, NL) eine Halterung aus PLA gedruckt, welche auf der Rotationsfläche des Micro-CTs mit Plastikschaubefestigung befestigt wurde.

Bei der Fixierung des Präparates in der Halterung wurde darauf geachtet, dass der Röntgenstrahl auf Höhe der Ruptur möglichst wenig Knochen durchdringen musste, damit ein bestmöglicher Kontrast erreicht werden konnte.

#### Micro-CT-Scan & Verarbeitung der Rohdaten

Die Proben wurden mit einem laborinternen Micro-CT (CT-Alpha, Procon X-Ray, DE), ausgestattet mit einer Nanofokus-Röntgenröhre (XWT-225-TCHE, X-Ray-Worx, DE) und einen CMOS-Flachbilddetektor mit einer Pixelgröße von  $75\text{ }\mu\text{m}$  (Dexela 2923, PerkinElmer, US) gescannt.

Die  $\mu$ CT Messparameter waren wie folgt: Energie,  $85\text{ kV}$ <sup>17</sup>; Spannung,  $300\text{ }\mu\text{A}$ ; Filter,  $1\text{ mm}$  Aluminium; Expositionszeit,  $340\text{ ms}$ ; Mittelung für eine  $360^{\circ}$  Rotation,  $3$ ; Anzahl an Bilder,  $2100$ ; Binning,  $2 \times 2$ .

Zur weiteren Analyse wurden die Daten mit X-AID 2021.2.4. (MITOS GmbH, Garching, DE) rekonstruiert und mit einem Image spacing von  $X = 106\text{ }\mu\text{m}$ ,  $Y = 106\text{ }\mu\text{m}$ ,  $Z = 106\text{ }\mu\text{m}$  in der Software *Dragonfly 2021* (ORS - Object Researchs System, Montreal/Quebec, CA) weiterverarbeitet.

## 2.4 Versuchsablauf

Alle biomechanischen Versuche dieser Studie wurden bei Raumtemperatur ( $22\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) durchgeführt. Der Unterschied zwischen den in vitro und in vivo Bedingungen, d.h. zwischen Raumtemperatur und Körpertemperatur bzw. Körperschalentemperatur, kann dabei als Störvariable bei der Auswertung der Dehnungsveränderung der Supraspinatussehne ausgeschlossen werden wie Studienergebnisse gezeigt haben [41, 44].

Gleich verhält es sich mit der Viskoelastizität, die bei Temperaturen wie sie im Bereich der Körperschale vorherrschen (ca.  $28\text{-}33\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), noch keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zur Raumtemperatur zeigt [44].

---

<sup>17</sup>Ausnahme: Präparat Nr. 4 und 3 wurden bei  $83\text{ kV}$  gescannt, da kein guter Kontrast bei der Aufnahme mit  $85\text{ kV}$  erreicht werden konnte. Alle weiteren Messparameter siehe oben.

### 2.4.1 Vorbereitungen optisches Messsystem

Die Analyse der Kinematik erfolgte, wie in Kapitel 2.3.2 beschrieben, durch die Verschiebung von Punktkomponentengruppen zueinander. Dazu wurden reflektierende optische Marker an die Säulen der Materialprüfmaschine, auf die Fixierungsplatten und an einer Plastikfläche, welche mittels Rohrklemme an den Humerus fixiert wurde, geklebt.

Die optischen Marker auf der Materialprüfmaschine und den Fixierungsplatten (= Scapulaebene) sind Referenzpunkte und somit in allen Raumebenen genau definiert.

Mit einem Taster des optischen Messsystems wurde außerdem die räumliche Positionierung von anatomischen Landmarken erfasst. Dazu gehören: Angulus inferior, Spina scapulae, Proc. coracoideus, Epikondylus medialis und lateralis, Tuberculum majus und minus sowie die Tuberositas deltoidea.<sup>18</sup>

### 2.4.2 Teilversuch bei intakter SSP- Sehne

1. **Versuchsreihe freie Rotation:** Es wurden zwei Zyklen, wie im Prüfprotokoll (siehe Kapitel A.1 im *Anhang*) beschrieben, durchgeführt. Ziel dieser Versuchsreihe war die Kinematik und Dehnung des Humerus bei blockierter Flexion/Extension und freier Rotation zu erfassen.
2. **Versuchsreihe blockierte Rotation:** Durch die Fixierung eines Bohrers im Bohrloch der Aluminiumstange wurde der Humerus in seiner Rotation limitiert. Als Spielraum verblieb lediglich die 4,5 mm breite Nute des Gehäuses. Ziel dieser Versuchsreihe waren eventuelle Dehnungsveränderungen, welche durch die freie Rotation zustande gekommen sind, zu ermitteln.

Auch hier wurden zwei Zyklen durchgeführt (siehe Kapitel A.1 im *Anhang*).

### 2.4.3 Generierung der transmuralen SSP-Ruptur

Im Gegensatz zu den bisher durchgeführten Studien, welche die Dehnung des SSP nach Ruptur erforscht haben, wurde in der vorliegenden Studie angestrebt Rupturen zu simulieren, welche nicht nur die Lokalisation, sondern sich auch der in der Klinik beobachteten Rupturformen so gut wie möglich annähern [4, 52, 10].

Der SSP wurde bursaseitig anhand der unter dem Lig. coracohumerale folgenden Faserschicht vom ISP makroskopisch differenziert. Wie in Kapitel 1.2.3 erwähnt, stellen Typ I und Typ II Rupturen den Großteil (85 %) der klinisch beobachteten Rupturformen dar. Besonders häufig ist dabei der SSP betroffen [55, 40].

Aus diesem Grund limitiert sich die vorliegende Studie auf die Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften der nach Typ I und Typ II rupturierten SSP-Sehne. Bei Typ II, d.h. bei den longitudinalen Rupturen, wird außerdem nur die Reverse L-shaped Ruptur aus folgenden Gründen untersucht:

1. Die Differenzierung des SSP und SSC ist durch das *Rotatorenintervall* möglich. SSP und ISP sind hingegen nicht eindeutig makroskopisch bursaseitig differenzierbar. Um sicherzustellen, dass nur im SSP eine Ruptur generiert wird, wurde deshalb die Reverse L-shaped Ruptur untersucht, bei welcher der longitudinale Schenkel im *Rotatorenintervall* verläuft.

---

<sup>18</sup>Für die Auswertung der Kinematik und für die Definition der Koordinatensysteme entsprechend den Richtlinien der *International Society of Biomechanics* mussten STL-Dateien der Scapula und des Humerus in Aramis Professional genutzt werden. Diese wurden anhand von drei vor Durchführung der Versuche abgetasteten Punkten ausgerichtet.

2. Mochizuki et al. und Sallay et al. verweisen in ihren Studien darauf, dass viele U-shaped Rupturen sich aus einer fortgeschrittenen L-shaped Ruptur entwickeln [69, 91]. Aus diesem Grund wurde die Untersuchung der ursprünglichen Ruptur als sinnvoller erachtet.

Jedes Präparat wurde mit einer 50%igen transmuralen Ruptur und im Anschluss mit einer 100%igen transmuralen Ruptur getestet. Die Prozentangabe bezieht sich dabei auf den Anteil des abgelösten lateralen Ansatzes am Tuberculum majus.

Bestimmt wurde das Ansatzareal des SSP wie folgt (siehe Abbildung 2.10 und 2.11)

1. *Bestimmung der anterioren Grenze:* Anterior wird der SSP durch das Rotatorenintervall begrenzt. Dieses ist makroskopisch klar identifizierbar, womit auch der anteriore Rand des SSP bestimmt wurde.
2. *Bestimmung der posterioren Grenze:* Der posteriore Rand des SSP wurde durch visuelle Verfolgung der SSP-Fasern bis zum Tuberculum majus bestimmt.



Abbildung 2.10: Repräsentative Darstellung für die Bestimmung des anterioren und posterioren Randes der SSP-Sehne (Zustand nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur) in anteriorer Ansicht; gelbe Stecknadel - anteriore Rand der SSP-Sehne bzw. Rotatorenintervall, weiße Stecknadel - posteriore Rand der SSP-Sehne, schwarze Stecknadel - 50% der Gesamtbreite (Landmarke für die Generierung einer 50%igen Ruptur), grüne Stecknadel - maximale mediale Ausdehnung der Crescent-shaped Ruptur einer 100%igen Ruptur

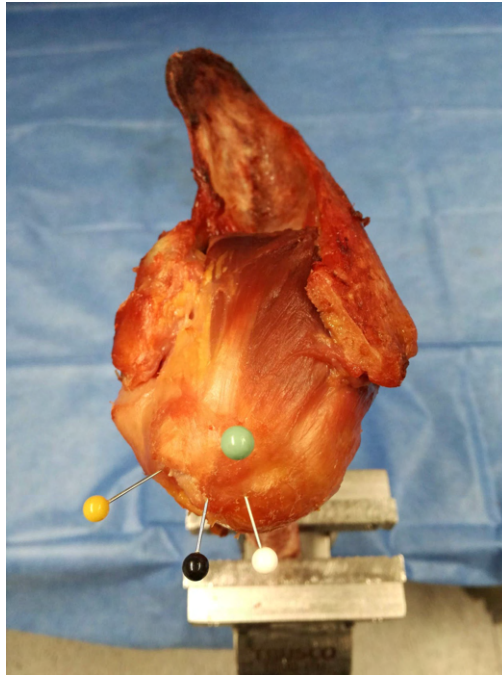


Abbildung 2.11: Repräsentative Darstellung für die Bestimmung des anterioren und posterioren Randes der SSP-Sehne (Zustand nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur) in kranialer Ansicht

Das weitere Vorgehen unterscheidet sich nun bei den beiden Rupturformen:

- Bei **Crescent-shaped**: Um die Crescent-shaped Ruptur klar von der U-shaped Ruptur abzugrenzen wurde eine halbkreisförmige Ruptur generiert. Als Radius wurde die Hälfte der vom Knochen abgelösten Sehnenbreite definiert.
- Bei **Reverse L-shaped**: Die Abmessung des longitudinalen Schenkels entspricht der Breite des Defekts humeralseitig.

#### 2.4.4 Teilversuch SSP nach Ruptur (50%ige und 100%ige)

Zunächst wurden zwei Zyklen mit einer 50%igen Ruptur (transmurale Ruptur, welche in der Breite die Hälfte des *Footprints* umfasst) bei freier Rotation, dann zwei Zyklen bei eingeschränkter Rotation getestet.

Im Anschluss wurde eine 50%ige Ruptur zu einer 100%igen Ruptur (transmurale Ruptur, welche die gesamte Breite des *Footprints* umfasst) erweitert, sprich die SSP-Sehne wurde komplett am lateralen Rand des *Footprints* abgelöst. Auch hier wurden wieder zwei Zyklen bei freier Rotation und zwei Zyklen bei blockierter Rotation durchgeführt (Prüfprotokoll siehe Kapitel A.1 im *Anhang*).

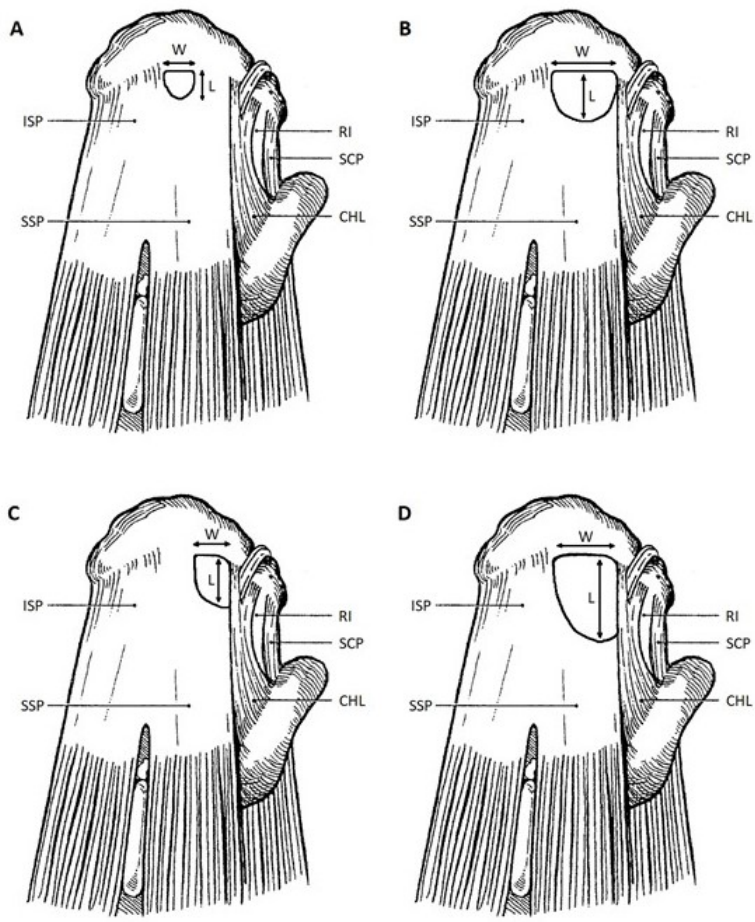


Abbildung 2.12: Schematische Darstellung der getesteten Rupturformen und -größen; A - 50%ige Crescent-shaped Ruptur, B - 100%ige Crescent-shaped Ruptur, C - 50%ige Reverse L-shaped Ruptur, D - 100%ige Reverses L-shaped Ruptur, SSP - M. Supraspinatus, ISP - M. Infraspinatus, SCP - M. Subscapularis, RI - Rotatorenintervall, CHL - Lig. coracohumerale, W - Breite (anterior-posterior), L - Länge (medial-lateral) [28]

## 2.5 Auswertung

Die Bilddaten des optischen Messsystems wurden mit der Software *GOM Correlate Professional 2019* (Hotflick 8) ausgewertet, welche auch für die Aufzeichnung des Versuches verwendet wurde. Bei der Auswertung der Kinematik wurden ein einheitliches Koordinatensystem am Schultergelenk definiert entsprechend den Empfehlungen der *International Society of Biomechanics (ISB)* zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen biomechanischen Studien [107]. Um die Koordinatensysteme wie in dieser Studie beschrieben definieren zu können, wurden mit der Software 3DSlicer (Version 4.11.20200930 r29402 / 002be18 [34]) von der Scapula und dem Humerus von jedem Präparat ein 3D-Modell bzw. eine STL-Datei anhand der 0,6 mm dicken CT-Schnittbilder (SOM-ATOM Definition Edge, Siemens Healthcare s.r.l., Mailand, IT) erstellt, welche vor der Präparation aufgenommen wurden. Diese wurde in das *GOM Correlate Professionale 2019* importiert (siehe Abbildung 2.13) und anhand der abgetasteten Punkte ausgerichtet.

Für die Auswertung der Translation wurde von den ISB Richtlinien abgewichen. Hierzu wurde ein lokales Koordinatensystem (CS) mit Mittelpunkt im Glenoids und ein konkordant ausgerichtetes CS mit Mittelpunkt im Caput humeri <sup>19</sup> (siehe Abbildung 2.14) definiert. Für die Auswertung der Dehnung <sup>20</sup> wurden über der ISP- und SSP-Sehne eine Flächenkomponente mit einer Facettengröße von jeweils 13 Pixel und einem Punkteabstand von 5 Pixel erzeugt. Für die Analyse des Schnittrandes wurde unmittelbar anterior bzw. posterior der Ruptur die Dehnung zusätzlich gemessen (siehe Abbildung 2.15). Für die weitere Auswertung wurden die Daten der zwei Zyklen jedes Teilversuches exportiert und genauso wie die Zugdaten der Materialprüfmaschine bei 30° geschnitten <sup>21, 22</sup>.

---

<sup>19</sup>Es handelt sich um den Mittelpunkt einer Sphäre, welche über der Oberfläche des Humeruskopfes generiert wurde. Dies ermöglichte die beste Annäherung an den Mittelpunkt des Humeruskopfes.

<sup>20</sup>Es wurde die technische Dehnung berechnet.

<sup>21</sup>Bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* bei dem jeweils erreichten maximalen Abduktionsgrad.

<sup>22</sup>Ergänzende Information zur Datenauswertung für die Säulendiagramme, welche die Maxima zeigen: Die Maxima beider Zyklen eines Teilversuchs wurden separat berechnet und daraus der Mittelwert gebildet, wodurch sich die größenvariable Standardabweichung ergibt.

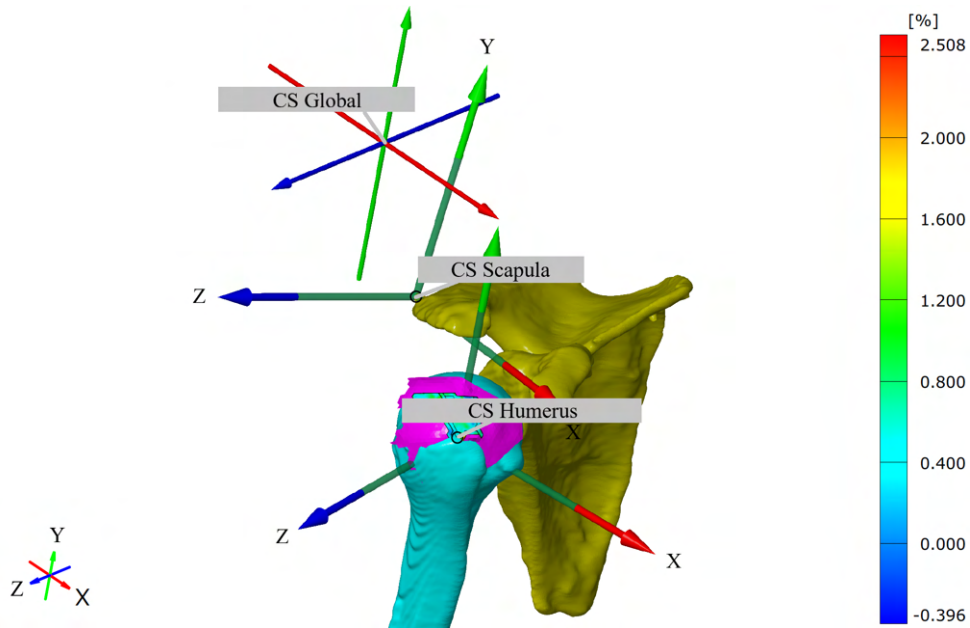


Abbildung 2.13: Repräsentative Darstellung der Ausrichtung des Koordinatensystems und -ursprungs im Humerus (CS Humerus) gemäß den Richtlinien der *International Society of Biomechanics* zur Auswertung der relativen Rotation gegenüber dem Koordinatensystem, welches im Acromion (CS Scapula) lokalisiert ist. Das Koordinatensystem CS Global wurde anhand der Punktkomponenten am Set-up ausgerichtet und diente als Referenz für die abgetasteten Punkte.

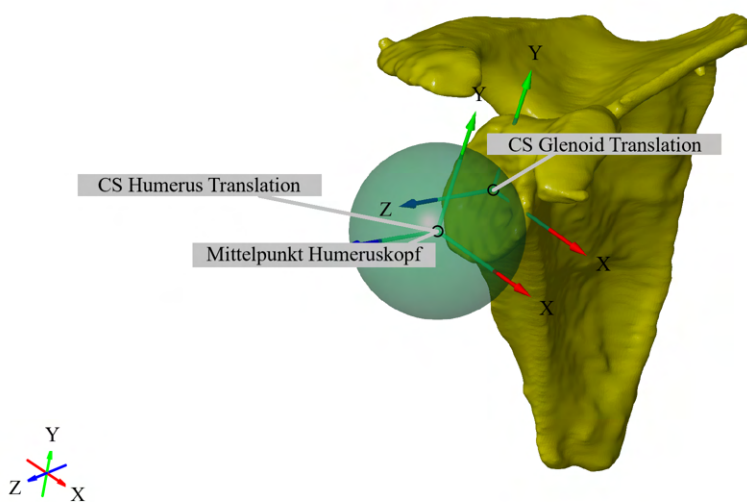


Abbildung 2.14: Repräsentative Darstellung der Ausrichtung des Koordinatensystems im Humerus (CS Humerus Translation) zur Auswertung der relativen Translation gegenüber dem Mittelpunkt des Glenoids (CS Glenoid Translation)

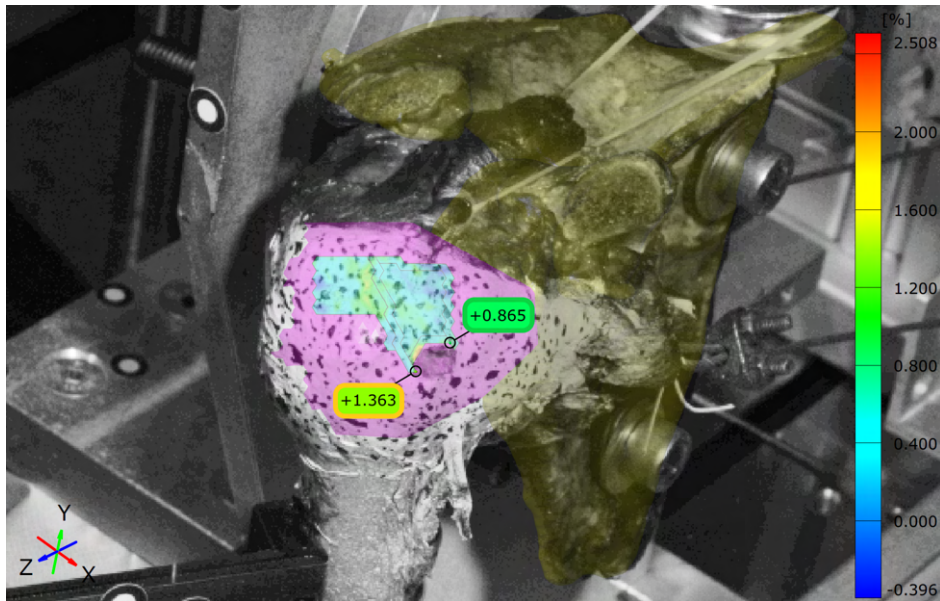


Abbildung 2.15: Repräsentative Darstellung der Auswertung der Dehnung des ISP und SSP, sowie dessen anterioren und posterioren Schnittrandes; grün umrandet - anteriorer Schnittrand, orange umrandet - posteriorer Schnittrand

## 2.6 Statistik

Zur Erstellung der Statistik wurde eine Mehrebenenanalyse in SSP Statistics (IBM, US) durchgeführt. Als fixe Variablen sind die Rupturform (Crescent- und Reverse L-shaped) und Rupturgröße (50%ige und 100%ige) in die Berechnung eingegangen. Die Präparate wurden hingegen als zufällige Variable berücksichtigt.

P-Werte von  $\leq 0,05$  wurden als statistisch signifikant gewertet.



# Kapitel 3

## Ergebnisse

### 3.1 Befundung der knöchernen Strukturen im a.p. Röntgen & in den CT-Aufnahmen sowie visuelle Bestimmung der Acromionform

Der Tuberculum majus Winkel von  $71,78^\circ$  bei Präparat Nr. 9 <sup>1</sup> sowie der CSA von  $41,03^\circ$  bei Präparat Nr. 11 <sup>2</sup> und von  $39,83^\circ$  bei Präparat Nr. 12 liegen in dem Gradbereich, der in der Literatur mit einer erhöhten Prävalenz von Rotatorenmanschettenrupturen einhergeht [26, 70].

Präparat Nr. 8 und 1 haben einen CSA, der weniger als  $1^\circ$  unter dem Grenzwert liegt. Bei Präparat Nr. 1 liegt zusätzlich ein grenzwertiger Tuberculum majus Winkel vor.

Wie Tabelle 3.1 zeigt, war kein Präparat arthrotisch verändert. Im Mittel lag die Glenoidinklination bei  $8,68 \pm 7,34^\circ$  (siehe Tabelle 3.1). Das Glenoid war zu der Scapula im Mittel um  $-8,56 \pm 3,94^\circ$  retrovertiert (siehe Glenoidversion in Tabelle 3.2).

Präparat Nr.	GTA [°]	LAA [°]	CSA [°]	Glenoidinklination [°]	AC-Gelenksarthrose
1	69,22	86,24	34,39	11,04	x
2	64,73	92,77	29,57	14,04	x
3	61,48	100,57	25,99	3,86	x
4	67,05	91,04	24,60	1,33	x
5	55,75	89,18	29,15	2,24	x
6	67,41	87,62	28,83	0,89	x
7	64,16	90,50	30,01	19,59	x
8	66,84	80,24	34,42	7,55	x
9	*71,78	84,93	34,39	13,72	x
10	67,98	100,05	24,53	-0,55	x
11	59,33	72,74	*41,03	20,80	x
12	62,15	82,90	*39,83	9,68	x
avg	64,82	88,23	31,40	8,68	
SD	4,52	7,83	5,48	7,34	

Tabelle 3.1: Übersicht der Auswertung der a.p. Röntgenaufnahme; GTA - Tuberculum majus Winkel, LAA - lateraler Acromionwinkel, CSA - kritischer Schulterwinkel, Glenoidinklination - Glenoidneigung in der Frontalebene nach Maurer et al., AC-Gelenksarthrose - Acromioclaviculargelenksarthrose, \* - vermehrt mit Rotatorenmanschettenruptur assoziierte Werte [93]

<sup>1</sup>Der CSA liegt bei diesem Präparat mit  $34,39^\circ$  weniger als  $1^\circ$  unter dem Grenzwert.

<sup>2</sup>Der LAA ist mit  $72,74^\circ$  nahe am Grenzwert.

Präparat Nr.	Glenoidversion [°]	Acromiontyp
1	-4,1	II
2	-8,0	I
3	-17,0	II
4	-5,2	II
5	-8,4	II
6	-10,9	I
7	-11,8	I
8	-3,2	II
9	-11,0	I
10	-8,1	II
11	-10,2	I
12	-4,8	I
avg	-8,6	
SD	3,9	

Tabelle 3.2: Übersicht der Auswertung der CT-Untersuchung und der visuellen Bestimmung der Acromionform; Glenoidversion - Glenoidneigung in der Transversalebene nach Friedman et al., Acromiontyp - Acromiontyp nach Bigliani et al. [93]

## 3.2 Kinematik

### 3.2.1 Versuchsreihe: freie Rotation

#### Rotation

1. **Crescent-shaped Ruptur:** Wie Abbildung 3.1 und 3.2 zeigt, war bei Präparat Nr. 2 und 3 im intakten Zustand sowohl eine Innen- als auch Außenrotation zu beobachten. Denselben Trend zeigte auch Präparat Nr. 5 bei einer 50%igen Ruptur und Präparat Nr. 3 bei einer 100%igen Ruptur.

- **Innenrotation:** Bei allen Präparaten, die im intakten Zustand nach innen rotierten, war eine Steigerung der Innenrotation nach Ruptur zu verzeichnen (siehe Abbildung 3.1): Der Mittelwert der innenrotierenden Präparate beträgt bei intakter SSP-Sehne  $16,07 \pm 15,07^\circ$ , bei einer 50%igen Ruptur  $16,77 \pm 15,97^\circ$  und bei einer 100%igen Ruptur  $19,11 \pm 15,01^\circ$ .

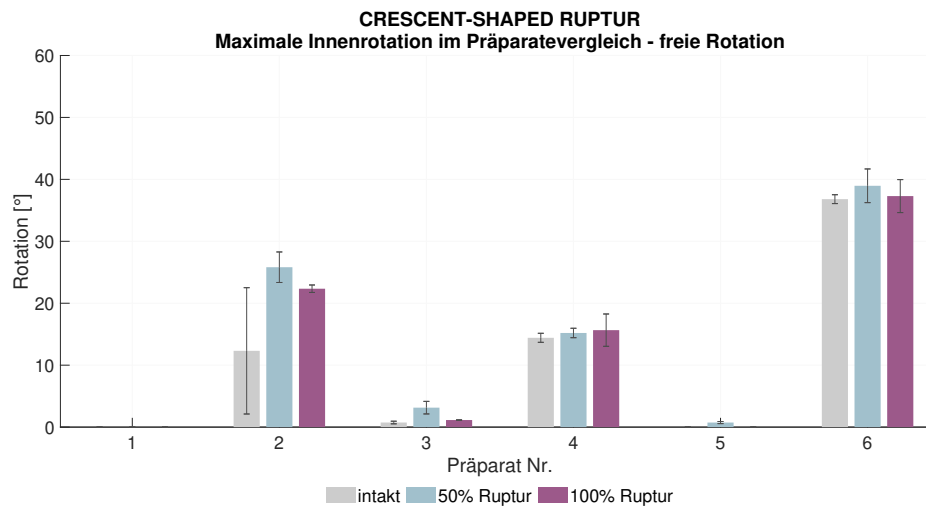


Abbildung 3.1: Übersicht der maximalen Innenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

- **Außenrotation:** Die Außenrotation reduzierte sich nach Ruptur hingegen bei allen Präparaten, die im intakten Zustand einen derartigen Trend gezeigt haben (siehe Abbildung 3.2). Die Außenrotation beträgt bei intakter SSP-Sehne im Durchschnitt  $-5,30 \pm 2,44^\circ$ , bei einer 50%igen Ruptur  $-5,09 \pm 0,98^\circ$  und bei einer 100%igen Ruptur  $-3,24 \pm 3,03^\circ$ .

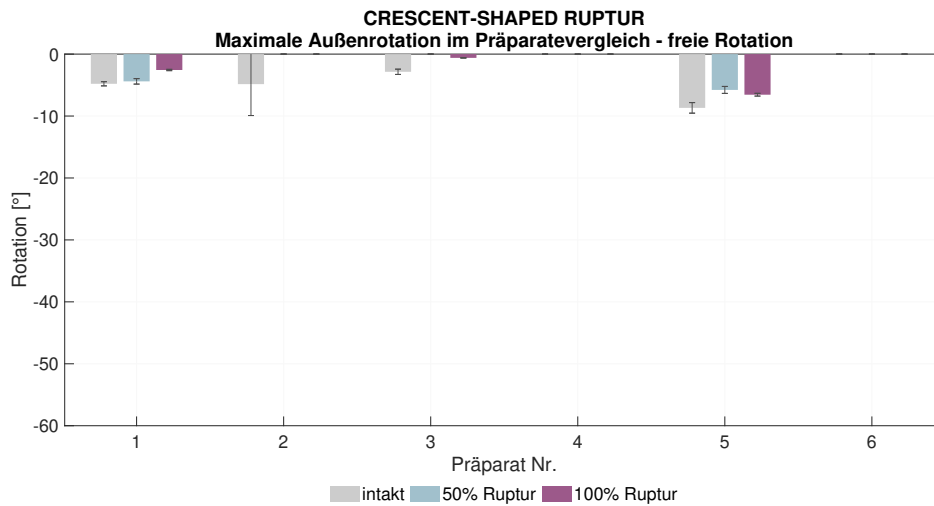


Abbildung 3.2: Übersicht der maximalen Außenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

2. **Reverse L-shaped Ruptur:** In Abbildung 3.3 und 3.4 ist zu erkennen, dass die Präparate bei allen Teilversuchen einheitlich entweder nach innen oder nach außen rotierten.

- **Innenrotation:** Die Mehrzahl der Präparate (4 von 6) zeigte eine Innenrotation (siehe Abbildung 3.3). Diese beträgt bei intakter SSP-Sehne im Durchschnitt  $16,67 \pm 4,17^\circ$ . Bei einer 50%igen und einer 100%igen Ruptur ist kein Trend zu erkennen.

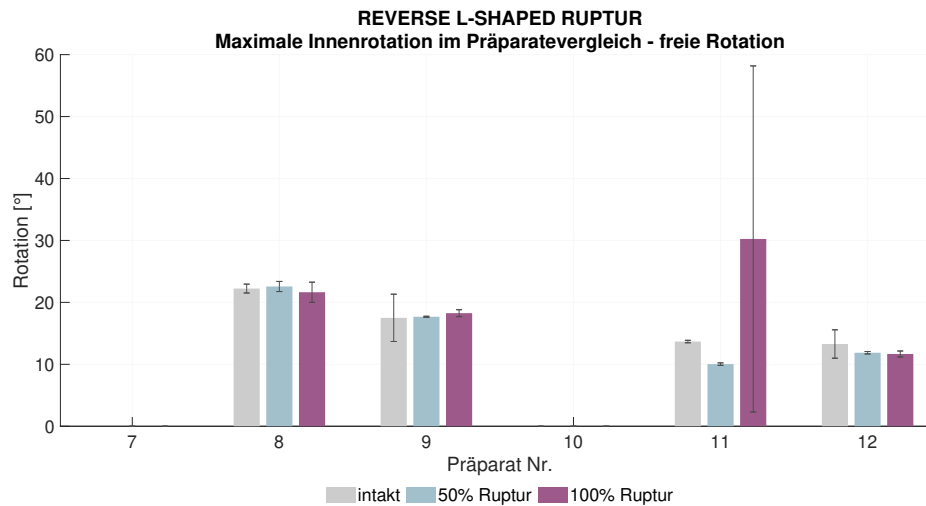


Abbildung 3.3: Übersicht der maximalen Innenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

- **Außenrotation:** Präparat Nr. 7 und 10 als einzig außenrotierende Präparate (siehe Abbildung 3.4) zeigten nach Ruptur eine reduzierte Außenrotation im Vergleich zum intakten Zustand ( $\text{avg } -10,00 \pm 4,38^\circ$ ): bei einer 50%igen Ruptur beträgt sie  $-7,51 \pm 2,15^\circ$  und bei einer 100%igen Ruptur  $-6,67 \pm 1,30^\circ$ .

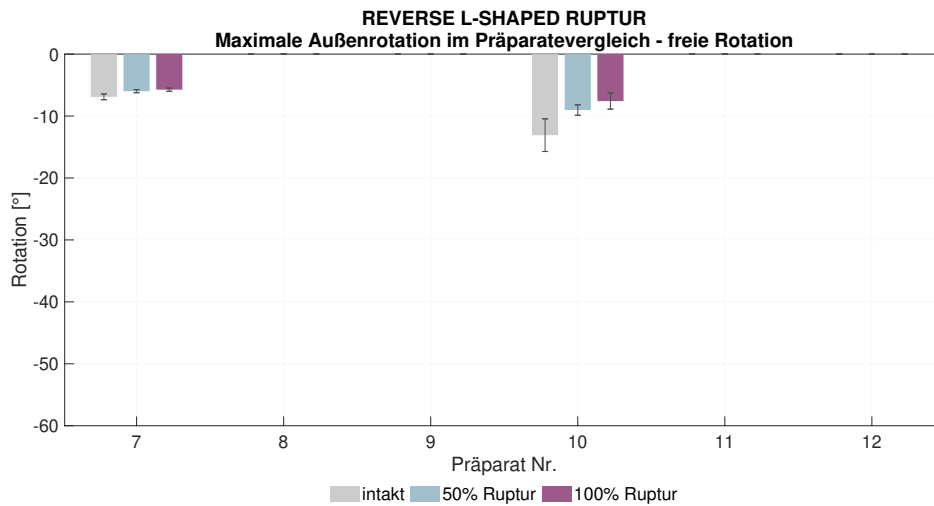


Abbildung 3.4: Übersicht der maximalen Außenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

### 3. Crescent- vs. Reverse L-shaped Ruptur

- **Innenrotation:** Die Boxplots zeigen, dass sich die Innenrotation im Unterschied zu der Analyse ausgewählter Präparate bei Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur im Mittel verringerte (siehe x in Abbildung 3.5).

Nach Generierung einer 50%igen und 100%igen Reverse L-shaped Ruptur konnte bei Betrachtung einzelner Präparate kein Trend beobachtet werden. Die Boxplots in der folgenden Abbildung zeigen jedoch, dass sich die Innenrotation im Vergleich zum intakten Zustand bei einer 50%igen Ruptur verringerte und bei einer 100%igen Reverse L-Ruptur steigerte. Die Rotationsneigung erhöhte sich bei Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur.

Die Variabilität nahm bei der Crescent-shaped Ruptur bereits bei Generierung eines kleinen Defekts (50%ige Ruptur), bei der Reverse L-shaped Ruptur hingegen erst bei Generierung einer 100%igen Ruptur zu.

Kein signifikanter Unterschied konnte zwischen den Rupturformen und -größen festgestellt werden.

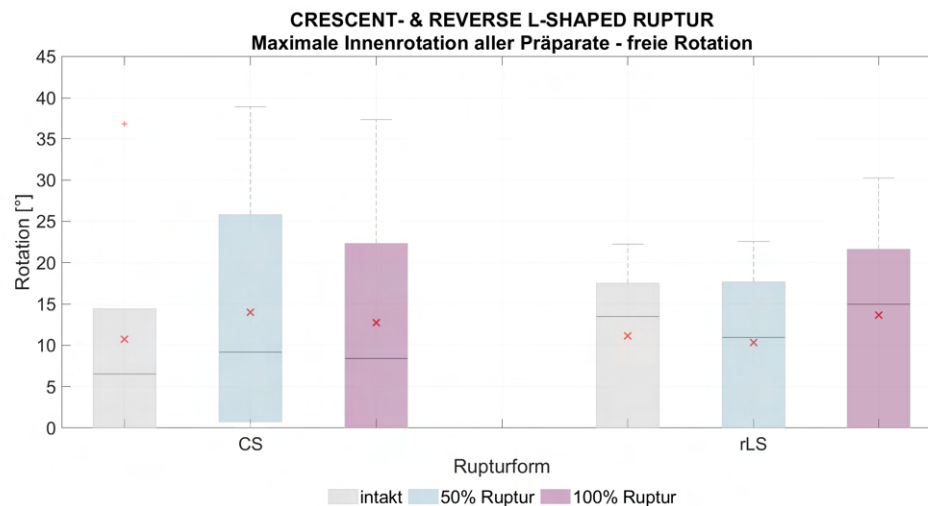


Abbildung 3.5: Maximale Innenrotation aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit x [93]

- **Außenrotation:** Wie bei der Analyse ausgewählter Präparate zeigen die Boxplots in Abbildung 3.6, dass sich die Außenrotation bei beiden Rupturformen im Mittel mit zunehmender Rupturgröße reduziert hat (siehe x in Abbildung 3.6). Die Variabilität nahm mit zunehmender Rupturgröße bei beiden Rupturformen ab. Der Vergleich zwischen Intakt und einer 50%igen Ruptur bzw. einer 100%igen Ruptur ergab einen signifikanten Unterschied mit einem p-Wert von jeweils  $\leq 0,01$ . Die Rupturformen unterschieden sich hingegen nicht signifikant voneinander.

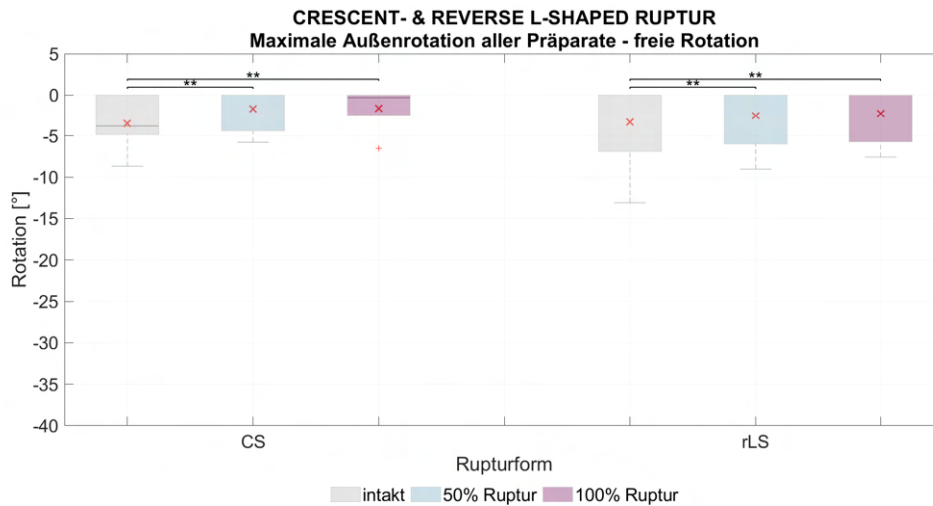


Abbildung 3.6: Maximale Außenrotation aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit x und p-Wert  $\leq 0,01$  mit \*\* [93]



## Zugkraft

1. **Crescent-shaped Ruptur:** Nach einer 50%igen und einer 100%igen Ruptur war bei 4 von 6 Präparaten eine größere maximale Zugkraft notwendig (siehe Abbildung 3.7). Im Vergleich zum intakten Zustand ist bei einer 50%igen Ruptur durchschnittlich eine Steigerung von  $27,18 \pm 38,85 \%$  und bei einer 100%igen Ruptur von  $18,24 \pm 12,83 \%$  zu verzeichnen. Bei 4 von 6 Präparaten führte die Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur zu einer Reduktion der notwendigen Zugkraft (avg  $-11,61 \pm 11,75 \%$ ).

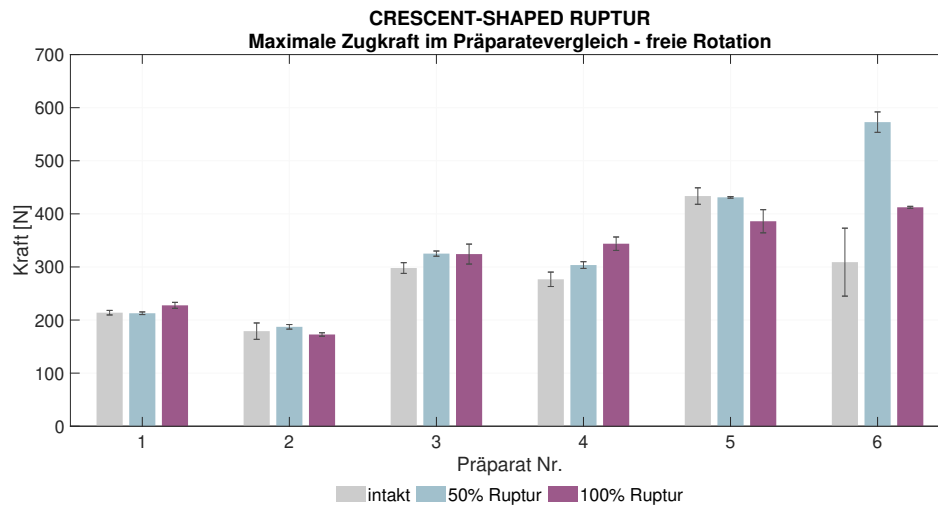


Abbildung 3.7: Übersicht der maximalen Zugkraft aller Crescent-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

2. **Reverse L-shaped Ruptur:** Wie Abbildung 3.8 zeigt, benötigten nach einer 50%igen Ruptur alle Präparate eine größere Zugkraft im Vergleich zum intakten Zustand (avg Steigerung:  $17,30 \pm 15,01$  %). Bei einer 100%igen Ruptur hingegen war ein gegenteiliger Trend zu erkennen, d.h. bei 4 von 6 Präparaten kam es zu einem Abfall der notwendigen Zugkraft (avg Reduktion  $-6,57 \pm 4,60$  %).

Bei 5 von 6 Präparaten führte die Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur zu einer Reduktion der notwendigen Zugkraft (avg Reduktion  $-16,47 \pm 13,61$  %).

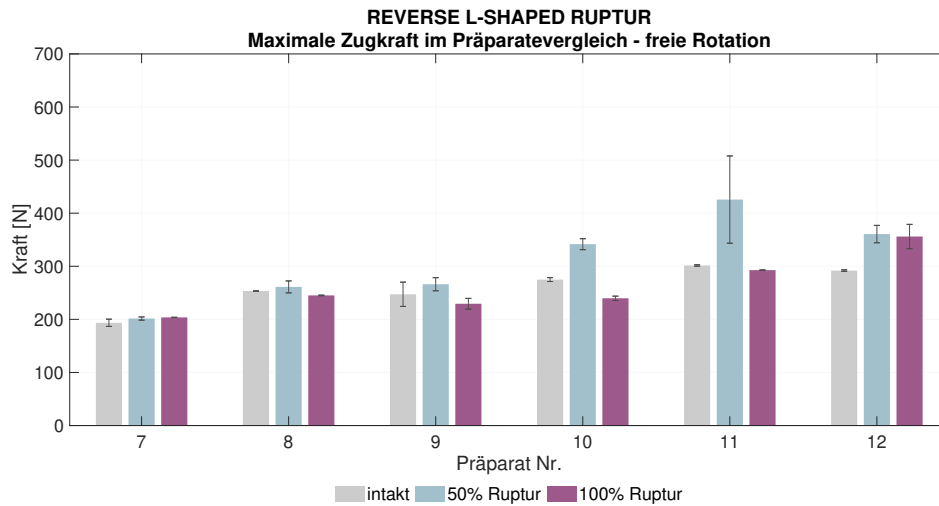


Abbildung 3.8: Übersicht der maximalen Zugkraft aller Reverse L-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

3. **Crescent- vs. Reverse L-shaped Ruptur:** Wie bei der Analyse ausgewählter Präparate zeigen die Boxplots bei beiden Rupturformen im Mittel denselben Trend bei den verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (siehe x in Abbildung 3.9). Im Vergleich zum intakten Zustand konnte eine höhere Variabilität der Zugkraft bei einer 50%igen Crescent- und Reverse L-shaped Ruptur beobachtet werden. Die Zugkraft zwischen einer intakten SSP-Sehne und einer 50%igen Ruptur unterschied sich dabei signifikant mit einem p-Wert von  $\leq 0,01$ . Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte auch bei den Rupturgrößen festgestellt werden (p-Wert  $\leq 0,05$ ) im Gegensatz zu den Rupturformen, welche sich nicht unterschieden.

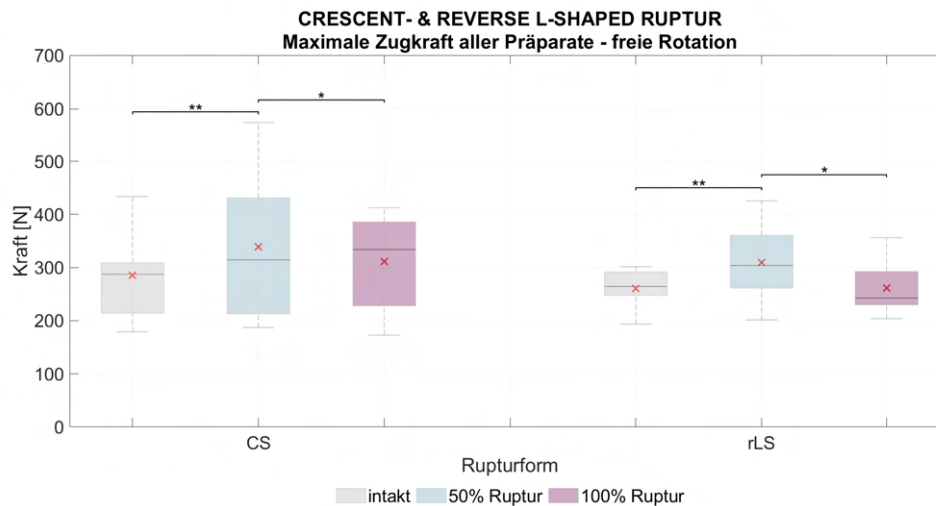


Abbildung 3.9: Maximale Zugkraft aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit x, p-Wert  $\leq 0,05$  mit \* und p-Wert  $\leq 0,01$  mit \*\* [93]

## Translation

### 1. Intakt

- **Crescent-shaped Ruptur:** Eine Abduktion von 30° bedingte bei allen Präparaten eine Kranialisierung des Humeruskopfes in Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids. 5 von 6 Präparate zeigten während der Abduktion eine Translation nach posterior (Ausnahme: Präparat Nr. 6).
- **Reverse L-shaped Ruptur:** Eine Abduktion von 30° bedingte bei allen Präparaten eine Kranialisierung des Humeruskopfes in Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids. 4 von 6 Präparate zeigten eine Translation nach posterior. Präparat Nr. 10 bewegte sich hingegen zunächst nach anterior und erst gegen Ende der Abduktion geringfügig nach posterior. Bei Präparat Nr. 8 war eine Translation nach anterior über den ganzen Abduktionszyklus zu beobachten.

### 2. 50%ige Ruptur vs. Intakt

- **Crescent-shaped Ruptur:** Bezüglich der Kranialisierung/Kaudalisierung und Translation nach anterior/posterior war kein Trend festzustellen. Bei der Mehrzahl der Präparate (4 von 6) konnte jedoch eine vermehrte Kompression des Humeruskopfes im Glenoid beobachtet werden.
- **Reverse L-shaped Ruptur:** 4 von 6 Präparate kranialisierten im Mittel um  $0,41 \pm 0,36$  mm über den gesamten Abduktionszyklus. Bezüglich der Translation nach anterior/posterior oder der Lateralisierung bzw. Medialisierung des Humeruskopfes war kein Trend erkennbar.

### 3. 100%ige Ruptur vs. Intakt

- **Crescent-shaped Ruptur:** Im Mittel kranialisierte die Mehrzahl der Präparate (4 von 6 Präparate) um  $0,35 \pm 0,10$  mm nach Ruptur und bewegte sich dabei nach anterior (5 von 6 Präparate). Bezüglich der Lateralisierung oder Medialisierung des Humeruskopfes war kein Trend erkennbar.
- **Reverse L-shaped Ruptur:** 4 von 6 Präparate kranialisierten nach Ruptur im Vergleich zum intakten Zustand um  $0,40 \pm 0,30$  mm. Bei 5 von 6 Präparate bewegte sich der Humeruskopf nach posterior (avg  $0,21 \pm 0,69$  mm). Zudem war nach Ruptur bei 4 von 6 Präparate eine vermehrte Lateralisierung des Humeruskopfes zu beobachten.

Die statistische Analyse der Translation zeigte keinen signifikanten Unterschied weder zwischen den Rupturformen noch -größen.

Für die entsprechenden Diagramme siehe Kapitel A.2 im *Anhang*.

### 3.2.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation

Durch die Blockierung der Rotation erreichte nicht jedes Präparat die 30° Abduktion. Daher wurden zur Analyse die Ergebnisse der Versuchsreihe *freie Rotation* auf den maximalen Abduktionsgrad beschränkt, welcher im Rahmen der Versuchsreihe *blockierte Rotation* erreicht werden konnte. Die Maxima der Versuchsreihe *freie Rotation* weichen dementsprechend von den Werten im Kapitel 3.2.1 ab.

Zudem konnte eine 100%ige Ruptur bei Präparat Nr. 10 aufgrund einer Ruptur während des ersten Zyklus dieser Versuchsreihe nicht untersucht werden. Dieses Präparat wurde demzufolge bei den hier folgenden Analysen bzw. Diagrammen nicht berücksichtigt.

#### Rotation

##### 1. Crescent-shaped Ruptur:

- **Innenrotation:** Wie Abbildung 3.10 zeigt, reduzierte sich die Rotation nach Blockierung bei der Mehrzahl der Teilversuche aller 4 Präparate, die bei freier Rotation nach innen rotiert sind (Ausnahme: Präparat Nr. 2 bei intakter SSP-Sehne).<sup>3</sup> Im Mittel reduzierte sich die Innenrotation bei intakter SSP-Sehne um  $-3,33 \pm 7,87^\circ$ , bei der 50%igen Ruptur um  $-4,92 \pm 4,16^\circ$  und bei der 100%igen Ruptur um  $-4,01 \pm 3,45^\circ$ . Lediglich Präparat Nr. 6 zeigte in beiden Versuchsreihen denselben Verlauf bei der maximalen Rotation der verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne.

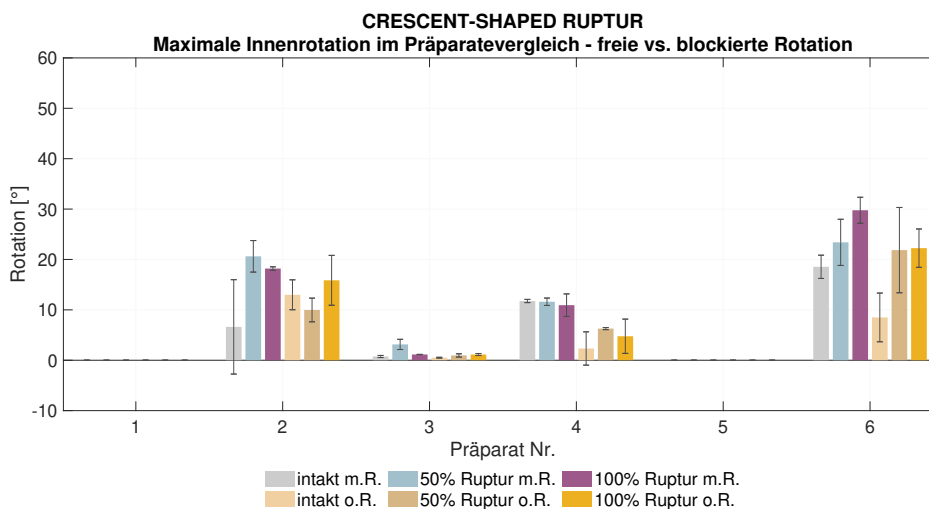


Abbildung 3.10: Übersicht der maximalen Innenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

<sup>3</sup>Die verbleibende Rotation wurde genauso wie bei der Reverse L-shaped Ruptur in Kauf genommen, um eine Ruptur der Sehne während des Versuchsablaufs zu vermeiden.

- **Außenrotation:** Die Abbildung 3.11 zeigt, dass sich durch die Blockierung bei der Mehrzahl der Präparate die Außenrotation reduzierte (Ausnahme: Präparat Nr. 4 bei intakter Sehne sowie Präparat Nr. 3 und 5 bei einer 50%iger und 100%iger Ruptur). Bei intakter SSP-Sehne reduzierte sich die Außenrotation um  $-0.35 \pm 4.40^\circ$ , bei einer 50%igen Ruptur um  $-0.13 \pm 2.08^\circ$  und bei einer 100%igen Ruptur um  $-0.21 \pm 0.74^\circ$ . Präparat Nr. 1 und 3 zeigten in beiden Versuchsreihen denselben Verlauf bei der maximalen Rotation der verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne.

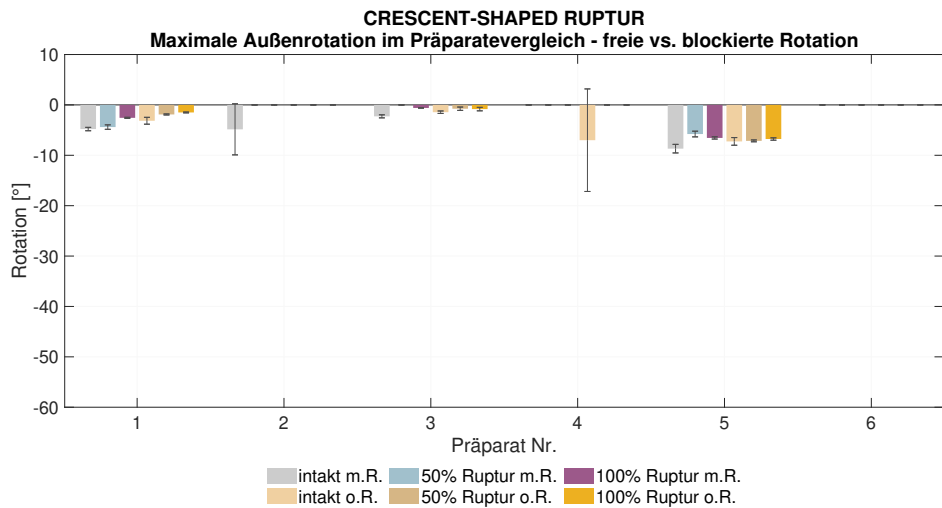


Abbildung 3.11: Übersicht der maximalen Außenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

## 2. Reverse L-shaped Ruptur:

- Innenrotation:** Wie Abbildung 3.12 zeigt, verringerte sich bei der Mehrzahl der Teilversuche die Innenrotation (Ausnahme: Präparat Nr. 11 bei einer 50%iger Ruptur) und zwar bei intakter SSP-Sehne um  $-3,50 \pm 2,17^\circ$ , bei einer 50%igen Ruptur um  $-1,22 \pm 1,89^\circ$  und bei einer 100%igen Ruptur um  $-11,24 \pm 8,32^\circ$ . Zudem zeigte sich bei 2 von 4 Präparaten derselbe Trend zwischen freier Rotation und blockierter Rotation.

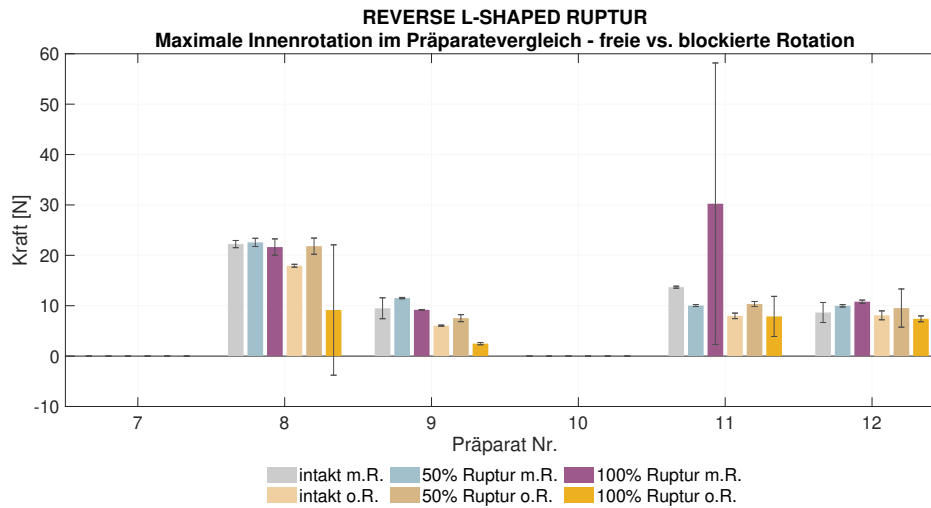


Abbildung 3.12: Übersicht der maximalen Innenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

- Außenrotation:** Die Außenrotation verringerte sich bei der Mehrzahl der Präparate (Ausnahme: Präparat Nr. 7 und 8 bei einer 100%igen Ruptur). Eine Blockierung der Rotation führte außerdem bei intakter SSP-Sehne zu einer Reduktion um  $-1,64 \pm 1,11^\circ$ , bei einer 50%igen Ruptur um  $-0,58 \pm 0,38^\circ$  und bei einer 100%igen Ruptur zu einer Steigerung um  $1,16 \pm 1,25^\circ$  der Außenrotation (siehe Abbildung 3.13). Präparat Nr. 10 zeigte dabei denselben Trend zwischen freier Rotation und blockierter Rotation.

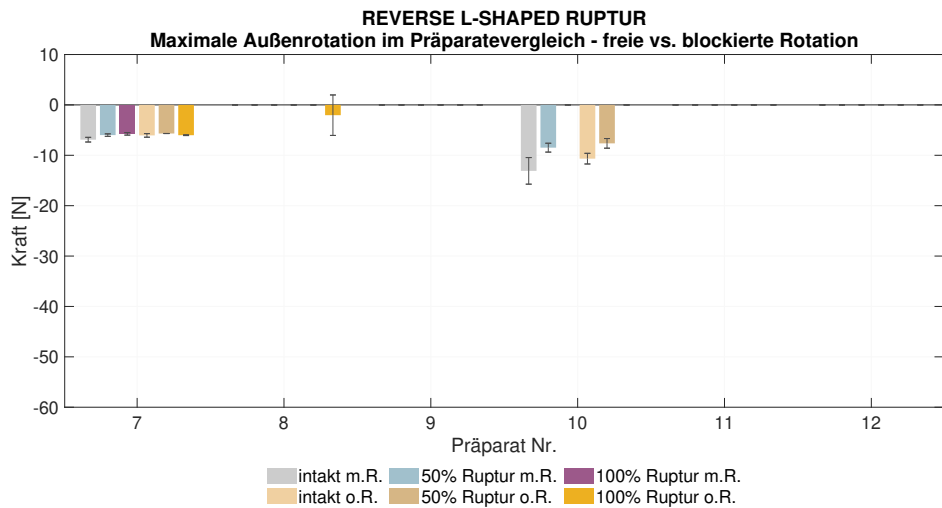


Abbildung 3.13: Übersicht der maximalen Außenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)



### 3. Crescent- vs. Reverse L-shaped Ruptur:

- **Innenrotation:** Wie bei der Analyse ausgewählter Präparate konnte unter Berücksichtigung aller Präparate bei beiden Rupturformen im Mittel bei den verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne eine Reduktion der Innenrotation festgestellt werden (siehe x in Abbildung 3.14).

Zudem schwankte nach Blockierung die Rotation bei den Präparaten im Vergleich zu der Versuchsreihe *freie Rotation* weniger.

Ein statistisch signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen der Versuchsreihe *freie Rotation* und *blockierte Rotation* ( $p$ -Wert  $\leq 0,001$ ).

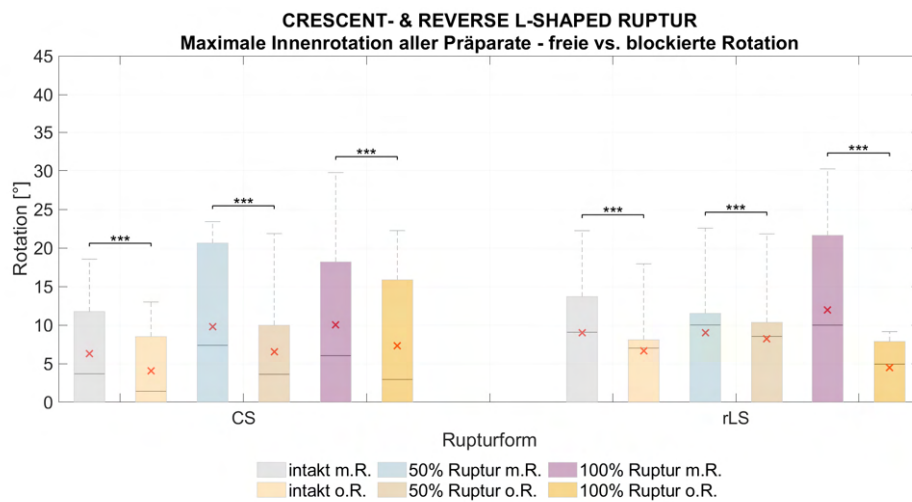


Abbildung 3.14: Maximale Innenrotation aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit x und  $p$ -Wert  $\leq 0,001$  mit \*\*\*



## Zugkraft

### 1. Crescent-shaped Ruptur:

Nach Blockierung steigte bei der Mehrzahl der Präparate im Vergleich zur Versuchsreihe *freie Rotation* die Zugkraft an (siehe Abbildung 3.16): im intakten Zustand bei 5 von 6 Präparaten im Mittel um  $187,65 \pm 118,42 \%$ , nach einer 50%igen Ruptur bei allen Präparaten um  $187,43 \pm 163,71 \%$  und nach einer 100%igen Ruptur bei 5 von 6 um  $147,13 \pm 75,15 \%$ . Lediglich Präparat Nr. 2 zeigte denselben Verlauf bei der maximalen Zugkraft der verschiedenen Zustände der SSP-Sehne in beiden Versuchsreihen.

Bei der Versuchsreihe *freie Rotation* zeigte sich bei Intakt vs. 50%iger Ruptur eine Reduktion der Zugkraft bei 4 von 6 Präparaten im Mittel von  $-4,75 \pm 6,32 \%$ , bei Intakt vs. 100%iger Ruptur eine Steigerung bei 4 von 6 Präparaten im Mittel von  $39,39 \pm 36,58 \%$ . Bei 50%iger vs. 100%iger Ruptur war kein Trend zu erkennen.

Bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* steigte die notwendige Zugkraft im Vergleich zu Intakt nach einer 50%igen Ruptur bei 4 von 6 Präparaten um im Mittel  $47,50 \pm 32,45 \%$ , nach einer 100%igen Ruptur um  $26,54 \pm 30,10 \%$ . Bei 50%iger vs. 100%iger Ruptur war kein Trend festzustellen.

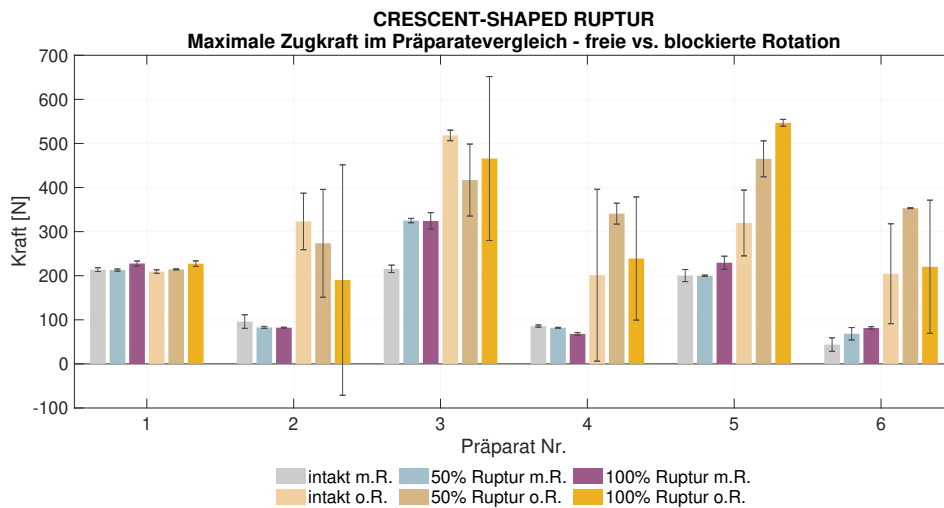


Abbildung 3.16: Maximale Zugkraft aller Crescent-shaped Präparate im Vergleich bei freier (m.R.) vs. blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

2. **Reverse L-shaped Ruptur:** Die Zugkraft steigte bei der Mehrzahl der Präparate nach Blockierung an: bei allen Präparaten mit intakter SSP-Sehne im Mittel um  $141,95 \pm 112,50 \%$ , bei 5 von 6 mit einer 50%igen Ruptur um  $157,65 \pm 152,95 \%$ , bei 4 von 5 mit einer 100%igen Ruptur um  $39,04 \pm 20,75 \%$ .

Lediglich Präparat Nr. 7 und 9 zeigten denselben Verlauf bei der maximalen Rotation der verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne in beiden Versuchsreihen.

Bei der Versuchsreihe *freie Rotation* war im Vergleich zum intakten Zustand eine höhere Zugkraft festzustellen sowohl bei einer 50%igen Ruptur (5 von 6 Präparate) als auch einer 100%igen Ruptur (3 von 5 Präparate): durchschnittliche Steigerung bei einer 50%igen Ruptur von  $40,85 \pm 52,85 \%$  und bei einer 100%igen Ruptur von  $77,14 \pm 113,38 \%$ . Eine 100%ige Ruptur benötigte im Vergleich zu einer 50%igen bei 3 von 5 Präparaten im Mittel  $-18,26 \pm 12,56 \%$  weniger Zugkraft.

Bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* benötigten 4 von 6 Präparate bei einer 50%igen Ruptur eine  $20,48 \pm 18,83 \%$  höhere Zugkraft im Vergleich zu Intakt. Bei einer 100%igen Ruptur reduzierte sich die notwendige Zugkraft bei 3 von 5 Präparaten im Mittel um  $-48,67 \pm 20,38 \%$ . Die Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur führte zu einer  $-35,67 \pm 32,48 \%$  geringeren Zugkraft bei 4 von 5 Präparaten.

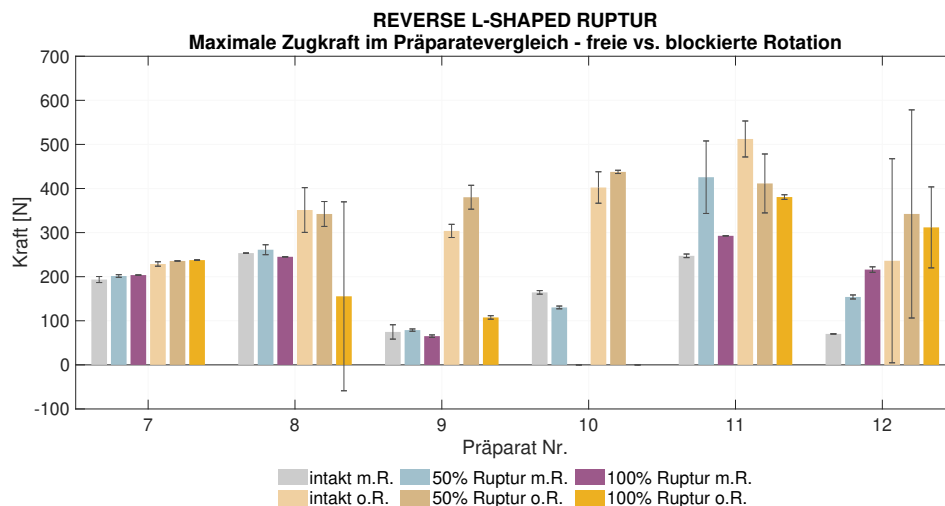


Abbildung 3.17: Maximalen Zugkraft aller Reverse L-shaped Präparate im Vergleich bei freier (m.R.) vs. blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur)

3. **Crescent- vs. Reverse L-shaped Ruptur:** Analog zu der Analyse ausgewählter Präparate konnte unter Berücksichtigung aller Präparate bei beiden Rupturformen in der Versuchsreihe *blockierte Rotation* im Mittel derselbe Trend bezüglich der Zugkraft bei den verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne festgestellt werden (siehe x in Abbildung 3.18).

Abbildung 3.18 zeigt, dass mit steigender Defektgröße insbesondere bei den Crescent-shaped Präparaten und blockierter Rotation die Variabilität der maximalen Zugkraft stieg. Bei den Reverse L-shaped Präparaten lag die Zugkraft nach Blockierung bei mehr als 50 % der Präparate höher als bei freier Rotation.

Der Vergleich zwischen der blockierten und freien Rotation ergab einen signifikanten Unterschied mit einem p-Wert von  $\leq 0,0001$ .

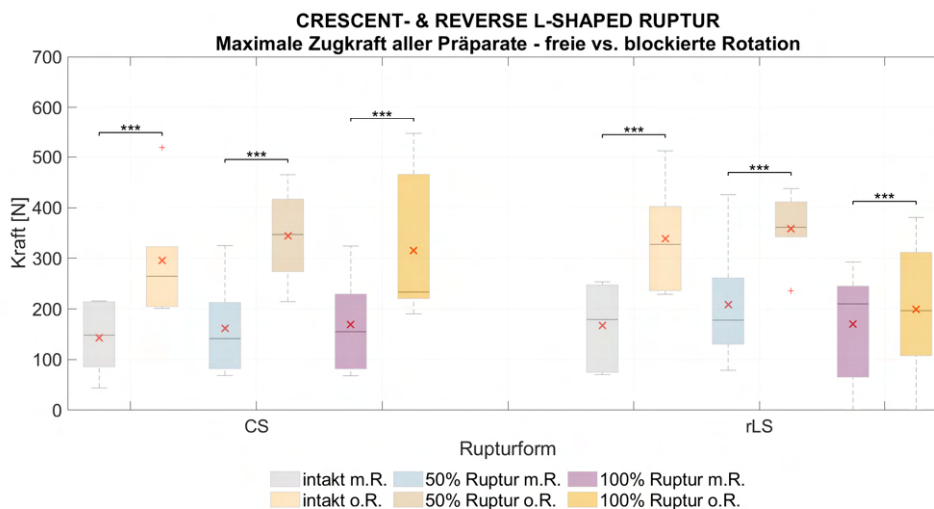


Abbildung 3.18: Maximale Zugkraft aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit x und p-Wert  $\leq 0,0001$  mit \*\*\*

## Translation - blockierte vs. freie Rotation

### 1. Intakt

- **Crescent-shaped Ruptur:** Nach Blockierung konnte bei 5 von 6 Präparaten eine vermehrte Translation nach posterior beobachtet werden.  
Bezüglich einer Kranialisierung/Kaudalisierung und Medialisierung bzw. Lateralisierung des Humeruskopfe war kein Trend zu erkennen.
- **Reverse L-shaped Ruptur:** Nach Blockierung der Rotation konnte bei allen Präparaten eine vermehrte Translation nach posterior sowie eine Kranialisierung beobachtet werden. Kein Trend war bezüglich der Medialisierung/Lateralisierung beider Versuchsreihen festzustellen.

### 2. 50%ige Ruptur vs. Intakt

- **Crescent-shaped Ruptur:** Bei beiden Versuchsreihen kranialisierten die Präparate vermehrt nach Ruptur: bei freier Rotation kranialisierten 4 von 6 Präparate und nach Blockierung der Rotation alle Präparate.  
Bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* konnte im Gegensatz zu der Versuchsreihe *freie Rotation* eine vermehrte Kompression des Humeruskopfes in das Glenoid beobachtet werden (5 von 6 Präparate).  
Bezüglich der Translation nach anterior bzw. posterior war bei keiner der beiden Versuchsreihen ein Trend zu erkennen .
- **Reverse L-shaped Ruptur:** Bei der Versuchsreihe *freie Rotation* konnte bei 4 von 6 Präparate eine Kranialisierung und bei 4 von 6 Präparaten eine Translation nach posterior beobachtet werden.  
Bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* war kein Trend zu beobachten.  
Bezüglich einer vermehrten Lateralisierung bzw. Medialisierung des Humeruskopfes war bei keiner der beiden Versuchsreihen eine Aussage möglich.

### 3. 100%ige Ruptur vs. Intakt

- **Crescent-shaped Ruptur:** Bei beiden Versuchsreihen verhielt sich die Mehrzahl der Präparate (4 von 6) folgendermaßen nach Ruptur: Es kam zu einer Kranialisierung und zu einer Translation nach anterior (nach Blockierung der Rotation sogar bei 5 von 6 Präparaten).  
Bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* konnte zusätzlich bei 4 von 6 Präparaten eine vermehrte Lateralisierung des Humeruskopfes im Bezug zum Glenoid beobachtet werden.
- **Reverse L-shaped Ruptur:** Bei beiden Versuchsreihen kam es bei 4 von 5 Präparaten zu einer Kranialisierung und bei 3 von 5 Präparaten zu einer Lateralisierung des Humeruskopfes im Vergleich zum Glenoid.  
Die Ergebnisse unterschieden sich bezüglich der Translation nach anterior bzw. posterior: bei der Versuchsreihe *freie Rotation* bewegten sich 4 von 5 Präparaten nach

posterior, bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* bewegten sich 3 von 5 Präparaten nach anterior.

Die statistische Analyse der Translation zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsreihen mit freier und blockierter Rotation bezüglich der Medialisierung/Lateralisierung des Humeruskopfes. Bezüglich einer Kranialisierung bzw. Kaudalisierung und einer Translation nach anterior bzw. posterior bestand kein statistisch signifikanter Unterschied.

### 3.3 Dehnung

#### 3.3.1 Versuchsreihe: freie Rotation

##### ISP vs. SSP

Die Analyse der Dehnung in 0,5° Schritte (Abbildungen siehe Kapitel A.3 im *Anhang*) zeigte, dass bei einer 50%igen Ruptur die Dehnung des ISP jene des SSP bei 4 von 6 Crescent-shaped Präparaten und bei 3 von 6 Reverse L-shaped Präparaten von 0 bis mindestens 25 bzw. 25,5° Abduktion überstieg. Bei einer 100%igen Ruptur war die Dehnung des ISP bei 3 von 6 Crescent-shaped Präparaten und bei 4 von 6 Reverse L-shaped Präparaten bis mindestens 19 bzw. 22,5° höher. Bezüglich des Verlaufs war die Differenz zwischen ISP und SSP signifikant zwischen Intakt und einer 100%igen Ruptur ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ). Die maximale Dehnung unterschied sich zwischen Intakt und einer 100%igen Ruptur signifikant sowohl beim SSP als auch ISP ( $p\text{-Wert}$  jeweils  $\leq 0,05$ ).

##### Dehnung des SSP

Bei Intakt und nach einer 50%igen Ruptur erfuhren alle Präparate nahezu dieselbe maximale Dehnung nach beiden Rupturformen (siehe Abbildung 3.19): Dieser Trend war sowohl innerhalb der jeweiligen Rupturgröße festzustellen als auch zwischen den beiden Rupturformen. Im Gegensatz zu der Reverse L-shaped Ruptur stieg die Dehnung massiv nach einer 100%igen Ruptur Crescent-shaped Ruptur an.

Ein statistisch signifikanter Unterschied war zwischen Intakt und 100%iger Ruptur festzustellen ( $p\text{-Wert} \leq 0,05$ ).

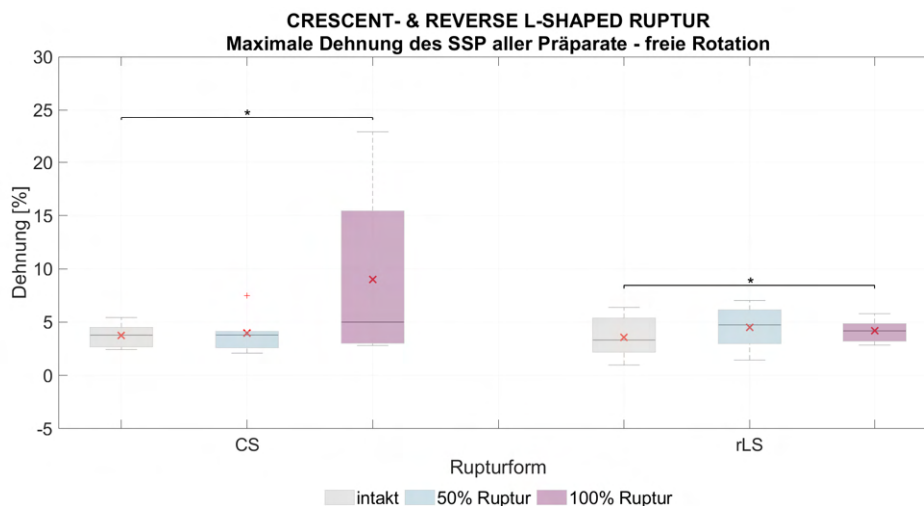


Abbildung 3.19: Maximale Dehnung des SSP aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit  $\times$  und  $p\text{-Wert} \leq 0,05$  mit \*



## Dehnung des ISP

Bei intakter Sehne variierte die Dehnung des ISP bei beiden Rupturformen. Bei einer 50%igen Ruptur unterschieden sich hingegen die beiden Rupturformen: Bei einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur stieg die Varianz sowie die mittlere Dehnung an, bei der 50%igen Reverse L-shaped Ruptur hingegen nahm die Varianz sowie die mittlere Dehnung des ISP ab. Die Erweiterung einer 50%igen Ruptur zu einer 100%igen Ruptur zeigte bei der Crescent-shaped Ruptur einen Abfall der Varianz und der mittleren Dehnung. Bei der Reverse L-shaped Ruptur hingegen war dasselbe Verhalten wie bei einer 50%igen Ruptur zu beobachten (siehe Abbildung 3.20).

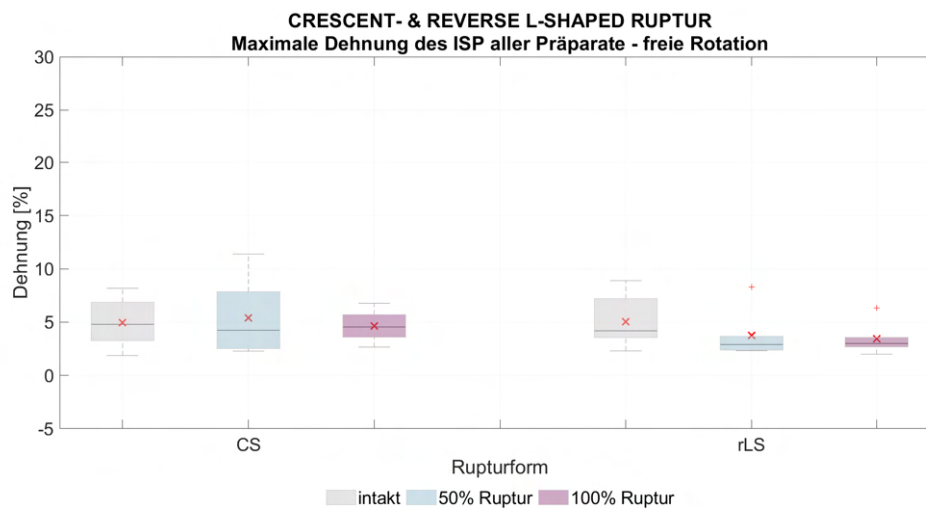


Abbildung 3.20: Maximale Dehnung des ISP aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit x

### Dehnung am Rupturrand im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP-Werte gemittelt in 5° Schritten:

- Crescent-shaped Ruptur:** Bei einer 50%igen Ruptur befanden sich die Dehnungsmaxima eines Präparates im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) anterior und posterior der Ruptur bei allen Präparaten. Bei 5 von 6 Präparaten war die höchste Dehnung für ein Präparat über dem gesamten Abduktionszyklus konstant am selben Schnitttrand lokalisiert. Bei einer 100%igen Ruptur waren die Dehnungsmaxima anterior und posterior bei der Mehrzahl der Präparate (4 von 6) nicht in demselben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) lokalisiert, aber auch hier verblieb bei 4 von 6 Präparaten die höchste Dehnung über dem gesamten Abduktionszyklus am selben Schnitttrand innerhalb eines Präparates. Beiden Rupturgrößen war beim Vergleich der Präparate gemeinsam, dass die Dehnung sich nicht linear veränderte und die maximale Dehnung sich nicht immer am selben Schnitttrand befand. Außerdem konnte kein Abduktionsbereich bestimmt werden, in dem die maximale Dehnung i.d.R. auftrat.
- Reverse L-shaped Ruptur:** Bei einer 50%igen Ruptur befanden sich die Dehnungsmaxima eines Präparates im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) anterior und posterior der Ruptur bei der Hälfte der Präparate. Bei einer 100%igen Ruptur war dies sogar bei 4 von 6 Präparaten

der Fall.

Beim Vergleich der Präparate konnte kein bestimmter Abduktionsbereich ausgemacht werden in dem die Dehnung immer anstieg. Bei einer 50%igen Ruptur war bei der Hälfte der Präparate die maximale Dehnung eines Präparates am selben Schnitttrand während des ganzen Abduktionszyklus lokalisiert, bei einer 100%igen Ruptur hingegen bei der Mehrzahl (2 von 6) nicht.

Am anterioren Schnitttrand lag ein signifikanter Unterschied zwischen einer 50%igen und 100%igen Ruptur vor mit einem p-Wert von  $\leq 0,05$ . Auch die Rupturformen unterschieden sich signifikant (p-Wert  $\leq 0,001$ ).

Am posterioren Schnitttrand zeigte die statistische Analyse keinen signifikanten Unterschied, weder bezüglich der beiden Rupturformen noch bezüglich der Rupturgröße.

Für die entsprechenden Diagramme siehe Kapitel A.5 im *Anhang*.

### 3.3.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation

#### ISP vs. SSP

Die Dehnung des ISP, analysiert in  $0,5^\circ$  Schritten (Abbildungen siehe Kapitel A.3 im *Anhang*), überstieg jene des SSP bei der Mehrzahl der Crescent- (5 von 6 Präparate) und Reverse L-shaped Präparate (4 von 6) nach einer 50%iger Ruptur bis zum maximal erreichbaren Abduktionsgrad. Bei einer 100%igen Ruptur war derselbe Trend nur bei den Crescent-shaped Präparaten festzustellen (5 von 6 Präparate).

Weder die Rupturformen noch -größen unterschieden sich statistisch signifikant.

#### Dehnung des SSP

Die Boxplots in Abbildung 3.21 zeigen, dass im Vergleich zu der freien Rotation eine Blockierung der Rotation bei der Crescent-shaped Ruptur zu einer geringfügigen Steigerung der Dehnung führte (Ausnahme: 100%ige Crescent-shaped Ruptur) und die maximale Dehnung unter den Präparate weniger schwankte. Bei den Reverse L-shaped Präparaten stieg im Vergleich zum intakten Zustand die Dehnung bei einer 50%igen Ruptur sowohl bei freier als auch bei blockierter Rotation an. Die Erweiterung zu einer 100%igen Ruptur führte bei blockierter Rotation bei einem Teil der Präparate zu einer höheren maximalen SSP-Dehnung im Gegensatz zu der freien Rotation, wo die Dehnung nahezu gleichbleibend war.

Ein statistisch signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen Intakt und einer 100%igen Ruptur ( $p$ -Wert  $\leq 0,01$ ).

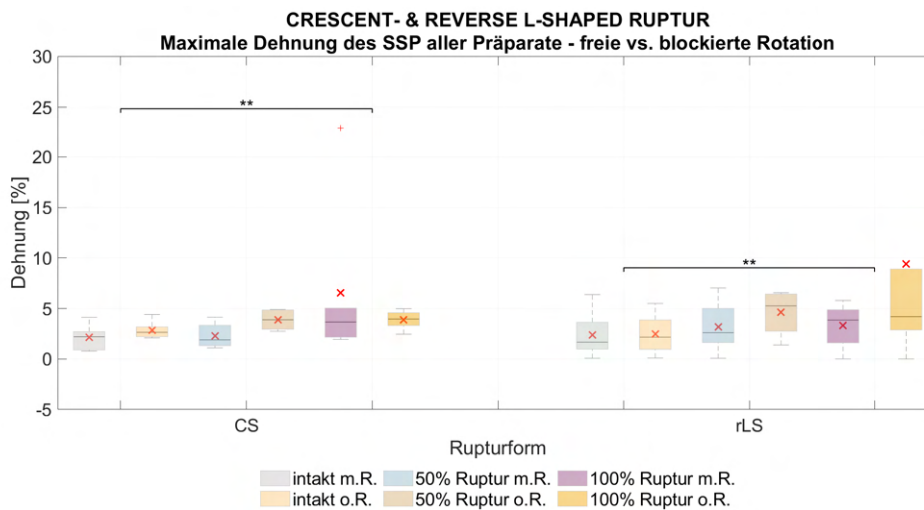


Abbildung 3.21: Maximale Dehnung des SSP aller Crescent- (CS) und Reverse L-Shaped (rLS) Präparate im Durchschnitt bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit  $x$  und  $p$ -Wert  $\leq 0,01$  mit \*\*

## Dehnung des ISP

Sowohl bei den Crescent- als auch bei den Reverse L-shaped Präparaten war nach Blockierung der Rotation der Median erhöht im Vergleich zur freien Rotation (siehe Abbildung 3.22).

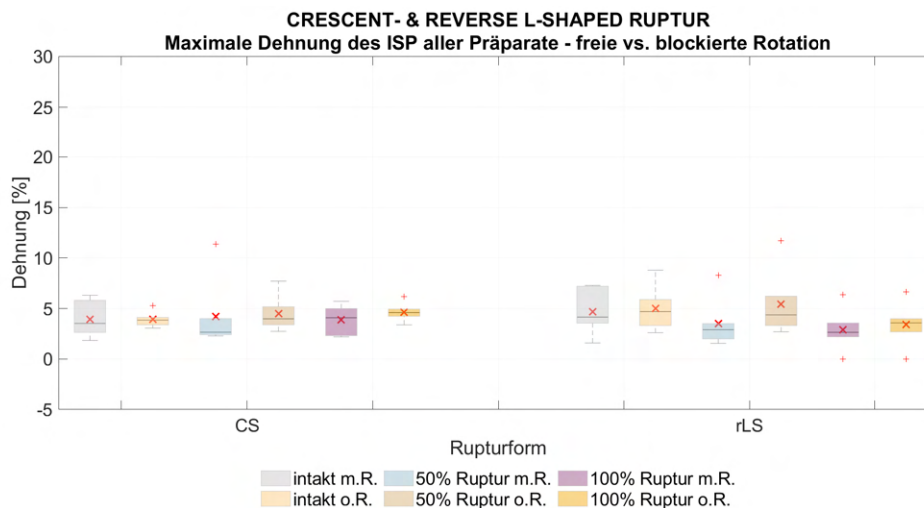


Abbildung 3.22: Maximale Dehnung des ISP aller Crescent- (CS) und Reverse L-Shaped (rLS) Präparate im Durchschnitt bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit x

## Dehnung am Rupturrand im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP-Werte gemittelt in 5° Schritten: freie Rotation vs. blockierte Rotation

1. **Crescent-shaped Ruptur:** Im Vergleich zur freien Rotation befanden sich bei 2 von 3 auswertbaren Präparaten nach einer 50%igen Ruptur und blockierter Rotation die Dehnungsmaxima im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ).  
Nach einer 50%igen Ruptur befanden sich bei allen auswertbaren Präparaten sowohl bei der Versuchsreihe *freie Rotation* als auch bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* jeweils die Dehnungsmaxima anterior und posterior im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ). Bei den 4 auswertbaren Präparaten einer 100%igen Ruptur war dies hingegen bei beiden Versuchsreihen jeweils nur bei zwei Präparaten der Fall.
2. **Reverse L-shaped Ruptur:** Bei keinem der Präparaten befanden sich die Dehnungsmaxima nach Ruptur (50%ige und 100%ige) bei freier und blockierter Rotation im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ). Zudem konnte zwischen freier und blockierter Rotation weder bei einer 50%igen noch bei einer 100%igen Ruptur derselbe Trend beobachtet werden.  
Bei einer 50%igen Ruptur und freier Rotation befanden sich bei 3 von 4 auswertbaren Präparaten die Dehnungsmaxima anterior und posterior nicht im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ). Nach Blockierung der Rotation war dies bei allen Präparaten der Fall. Nach einer 100%igen Ruptur hingegen konnten die Dehnungsmaxima bei 2 von 4 auswertbaren Präparaten jeweils in beiden Versuchsreihen anterior und posterior im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) gemessen werden.

Für die entsprechenden Diagramme siehe Kapitel A.6 im *Anhang*.

### 3.4 Micro-CT

Die einzelnen Fasern der Rotatoren konnten im  $\mu$ CT dargestellt werden (siehe Abbildung 3.23). Eine Differenzierung der Sehnen bzw. der Sehne des SSP und ISP war nicht möglich.

Die Dimensionen der generierten Rupturen (avg  $12,59 \pm 2,83$  mm) sind in Tabelle 3.3 aufgelistet, sowie die vor Generierung makroskopisch vermessene *Footprints* des SSP.

Präparat Nr.	Dimensionen ant-post [mm]	
	Ruptur	Footprint
1	19,52	17,15
2	13,81	13,70
3	10,39	11,65
4	9,19	16,60
5	14,08	13,40
6	10,86	14,30
7	12,35	15,00
8	12,89	13,40
9	14,83	17,80
10	9,94	8,90
11	12,81	14,65
12	10,36	15,10
avg	12,59	14,30
SD	2,83	2,43

Tabelle 3.3: Übersicht der Dimensionen der generierten Rupturen vermessen mittels  $\mu$ CT und der Footprints (bestimmt mittels Messschieber) [93]

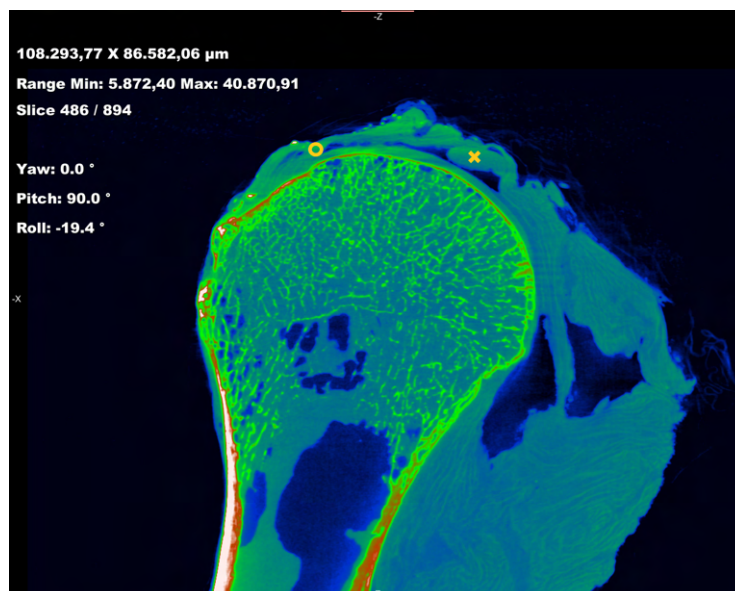


Abbildung 3.23: Repräsentative Darstellung der Sehne im Micro-CT; o - SSP- oder ISP-Sehne kurz vor der Entthese, x - Caput longum des M. bicipitalis (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 1) [93]

## 3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

### 3.5.1 Versuchsreihe: freie Rotation

#### Rotation

- **CS:** Eine Ruptur führte zu einer vermehrten Innenrotation oder zu einer verringerten Außenrotation.  
Nach Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur reduzierte sich die Innenrotation.
- **rLS:** Eine Ruptur führte zu einer verringerten Außenrotation.  
Nach Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur reduzierte sich die Außenrotation.
- Die Außenrotation unterschied sich signifikant zwischen einer 50%igen bzw. 100%igen Ruptur und Intakt, jedoch nicht zwischen den Rupturformen.

#### Zugkraft

- **CS:** Nach Ruptur war eine höhere Zugkraft notwendig für eine Abduktion bis 30°. Die Zugkraft reduzierte sich nach Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur.
- **rLS:** Im Vergleich zu Intakt war bei einer 50%igen Ruptur eine Steigerung und bei einer 100%igen Ruptur eine Reduktion der Zugkraft zu beobachten. Die Zugkraft reduzierte sich nach Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur.
- Die Zugkraft unterschied sich zwischen einer 50%igen Ruptur und Intakt bzw. einer 100%igen Ruptur signifikant. Bezüglich der Rupturformen zeigte sich kein signifikanter Unterschied.

#### Translation

- **CS:** Nach einer 100%igen Ruptur kranialisierte der Humeruskopf vermehrt im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids.  
Zudem wurde eine Translation nach anterior bedingt.
- **rLS:** Nach Ruptur kranialisierte der Humeruskopf.  
Nach einer 100%igen Ruptur bewegte sich der Humeruskopf nach posterior.

#### Dehnung ISP & SSP

- **CS:** Die maximale Dehnung des SSP stieg im Gegensatz zu der maximalen Dehnung des ISP nach einer 100%igen Ruptur erheblich an. Die maximale Dehnung des ISP stieg dafür bei einer 50%igen Ruptur massiv an.  
Bei mindestens der Hälfte der Präparate überstieg die Dehnung des ISP jene des SSP von 0 bis im Minimum 19-25° Abduktion.
- **rLS:** Die maximale Dehnung des ISP sank nach Ruptur im Vergleich zu Intakt.  
Bei mindestens der Hälfte der Präparate überstieg die Dehnung des ISP, analysiert in 0,5° Schritte, von 0 bis im Minimum 22,5-25,5° Abduktion die Dehnung des SSP.

- Die maximale Dehnung des SSP zwischen einer 100%igen Ruptur und Intakt unterschied sich signifikant.  
Bezüglich des Verlaufs war die Differenz zwischen ISP und SSP signifikant zwischen Intakt und einer 100%igen Ruptur ( $p\text{-Wert} \leq 0,01$ ).  
Die maximale Dehnung des SSP und des ISP unterschied sich jeweils signifikant zwischen Intakt und einer 100%iger Ruptur.

### Dehnung anterior und posterior der Ruptur

- **CS:** Die höchste Dehnung während eines Abduktionszyklus verblieb nach Ruptur innerhalb eines Präparates am selben Schnittrand lokalisiert. Der Abduktionsgrad sowie der Schnittrand waren präparateindividuell.  
Nach einer 50%igen Ruptur befanden sich die Dehnungsmaxima anterior und posterior im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ).
- **rLS:** Nach einer 100%igen Ruptur befanden sich die Dehnungsmaxima mehrheitlich im selben Abduktionsgrad ( $\pm 5^\circ$ ).
- Am anterioren Schnittrand unterschied sich die Dehnung signifikant zwischen den Rupturformen und zwischen einer 50%igen und 100%igen Ruptur.

## 3.5.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation

### Rotation

- **CS:** Eine Abduktion bei vollständiger Blockierung der Rotation war ohne Beschädigung der Sehnen nicht möglich. Dennoch konnte mit dem Versuchsaufbau die Innen- und Außenrotation reduziert werden.
- **rLS:** Eine Abduktion bei vollständiger Blockierung der Rotation war ohne Beschädigung der Sehnen nicht möglich. Dennoch konnte mit dem Versuchsaufbau die Innen- und Außenrotation reduziert werden (Ausnahme: Außenrotation bei einer 100%igen Ruptur).
- Bei beiden Rupturformen konnte zwischen freier und blockierter Rotation mehrheitlich nicht derselbe Trend festgestellt werden.
- Die Innenrotation unterschied sich bei allen Zuständen der SSP-Sehne zwischen freier und blockierter Rotation signifikant. Bei der Außenrotation hingegen zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen Intakt und einer 50%igen bzw. 100%igen Ruptur. Die Rupturformen verhielten sich nicht signifikant unterschiedlich.

### Zugkraft

- **CS:** Die Zugkraft stieg nach Blockierung der Rotation bei allen Teilversuchen an.
- **rLS:** Die Zugkraft stieg nach Blockierung der Rotation bei allen Teilversuchen an.  
Eine Erweiterung einer 50%igen zu einer 100%igen Ruptur führte sowohl bei der Versuchsreihe *freie Rotation* als auch nach Blockierung zu einer Reduktion der Zugkraft.
- Es konnten mehrheitlich nicht dieselben Trends wie bei freier Rotation beobachtet werden.
- Die Zugkraft unterschied sich bei allen Teilversuchen signifikant zwischen freier und blockierter Rotation. Es war kein statistischer Unterschied bei den Rupturformen festzustellen.



## Translation

- **CS:** Sowohl bei freier als auch bei blockierter Rotation kam es bei einer 50%igen und 100%igen Ruptur zu einer Kranialisierung. Zudem bewegte sich bei der 100%igen Ruptur der Humeruskopf nach anterior.
- **rLS:** Nach einer 100%igen Ruptur kam es bei freier und blockierter Rotation zu einer vermehrten Kranialisierung. Im Gegensatz zu der Versuchsreihe *freie Rotation*, wo sich der Humeruskopf nach posterior bewegte, konnte eine Translation nach anterior beobachtet werden.

## Dehnung ISP & SSP

- **CS:** Nach Blockierung der Rotation war unter den Präparaten die maximale Dehnung des SSP weniger variabel. Die Dehnung des ISP bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* (analysiert in 0,5° Schritte) überstieg bei beiden Rupturgrößen bei mehr als der Hälfte der Präparate die Dehnung des SSP bis zum maximal erreichbaren Abduktionsgrad.
- **rLS:** Bei einer 50%igen Ruptur überstieg die Dehnung des ISP bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* (analysiert in 0,5° Schritte) in mehr als der Hälfte der Präparate die Dehnung des SSP bis zum maximal erreichbaren Abduktionsgrad.

## Dehnung anterior und posterior der Ruptur

- **CS:** Nach einer 50%igen Ruptur befanden sich bei freier und blockierter Rotation die Dehnungsmaxima anterior und posterior im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ).
- **rLS:** Es war kein Trend zu erkennen.

## 3.5.3 Micro-CT

- Die Fasern der Rotatorenmanschette konnten im Micro-CT dargestellt werden.
- Eine Differenzierung der einzelnen Sehnen, insbesondere des ISP und SSP, war mittels nativer Micro-CT Aufnahme nicht möglich.
- Die durchschnittliche Größe der generierten 100%igen Ruptur betrug  $12,59 \pm 2,83$  mm.



# Kapitel 4

## Diskussion

### 4.1 Voruntersuchungen & Micro-CT-Scans

Die Voruntersuchungen mittels Röntgen und CT ermöglichen uns die Daten zur Kinematik und Dehnung vor dem Hintergrund möglicher knöcherner Einflussfaktoren zu analysieren.

Die Scans im Micro-CT ergaben im Mittel eine 100%ige Rupturbreite von  $12,59 \pm 2,83$  mm. Aufgrund der Dimension kann davon ausgegangen werden, dass die Ruptur medial den SSP nicht überschritten hat [68]. Lateral ist eine Beschädigung des ISP jedoch nicht auszuschließen. Die Untersuchungen im Micro-CT erlaubten keine Differenzierung zwischen den Fasern des SSP und ISP, weshalb in dieser Studie nicht überprüft werden konnte, ob lediglich eine isolierte SSP generiert wurde oder ob der ISP mitbeschädigt wurde.

Eine entsprechende histologische Untersuchung ist nicht erfolgt, da die dazu notwendige Dehydratation vor der Einbettung in Parafin eine Schrumpfung des Gewebes bedingt und somit die Vermessung der Ruptur verfälscht hätte. Mit dieser Studie wurden erstmals die Fasern der Rotatorenmanschette mitsamt der Enthese an einem humanen Präparat im nativen Micro-CT dargestellt.

## 4.2 Versuchsreihe: freie Rotation

Ein Abduktionsgrad von  $30^\circ$ <sup>1</sup> konnte selbst nach einer 100%igen Ruptur der SSP-Sehne erreicht werden. Studien haben gezeigt, dass das Zusammenspiel der Rotatoren einen geringgradigen Defekt kompensieren kann [59, 97, 74].

### 4.2.1 Rotation

Eine 50%igen Crescent-shaped Ruptur bedingte bei der Mehrzahl der Präparate eine durchschnittlich stärkere Innenrotation als im intakten Zustand. Die Lokalisation der Ruptur spielt dabei eine wesentliche Rolle. Durch den Defekt am posterioren Rand des SSP konzentriert sich die Zugkraft vermehrt im anterioren Anteil der Sehne. Dieser fungiert als Innenrotator [102]. Im intakten Zustand wirkt der posteriore Abschnitt dieser Rotationsneigung entgegen.

Nach Generierung einer 100%igen Ruptur erhöhte sich die Innenrotation bei den Crescent-shaped Präparaten. Eine mögliche Erklärung ist die vermehrte Instabilität im Glenohumeralgelenk nach einer Ruptur, welche die gesamte Ansatzbreite des SSP umfasst [101]. Eine Verbindung zum restlichen Gewebe wird dadurch beeinträchtigt. Dies hat eine Konzentrierung der Kraft anteromedial am *Footprint* bzw. in unmittelbarer Nähe zur Ruptur zur Folge.

Durch die Distanz des *Footprints* zur Rotationsfläche des Humeruskopfes wird durch die Zugkraft ein großes Drehmoment erzeugt. Dieses schlägt sich in einer vermehrten Innenrotation oder einer verringerten Außenrotation (zu beobachten bei beiden Rupturformen und -größen) nieder.

Die Größe und Lokalisation einer Ruptur haben also einen Einfluss auf die Rotation des Humerus.

### 4.2.2 Zugkraft

Die Zugkraft erhöhte sich durch Verlagerung des Schwerpunktes der oberen Extremität im Rahmen einer Abduktion bei allen Teilversuchen der Crescent-shaped Ruptur und bei einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur.

Nach Generierung einer 50%igen Ruptur erhöhte sich im Vergleich zum intakten Zustand die Zugkraft sowohl bei den Crescent- als auch bei den Reverse L-shaped Präparaten. Der Kraftvektor des ISP, TM und SSC und die verringerte nach kranial gerichtete Kraftkomponente bedingten nach einem Defekt des SSP eine höhere Zugkraft [49].

Bei einer 100%igen Ruptur unterschied sich das Verhalten zwischen der Crescent- und der Reverse L-shaped Ruptur im Vergleich zum intakten Zustand. Bei der Crescent-shaped Gruppe stieg die Zugkraft, bei den Reverse L-shaped Präparaten sank sie. Eine erhöhte Zugkraft bei den Crescent-shaped Präparaten ist notwendig, um die gelenknahe Reibung zu überwinden. Das Gewebe bei einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur hat eine geringe Kontaktfläche am Gelenk, wodurch sich die Reibung und somit auch die notwendige Zugkraft reduziert.

Ein Vergleich einer 100%igen mit einer 50%igen Ruptur beider Rupturformen unterstreicht den möglichen Einfluss der Reibung. Eine größere Reduktion der Zugkraft konnte bei den Reverse L-shaped Präparaten im Vergleich zu den Crescent-shaped Präparaten im Mittel festgestellt werden.

Zwischen den Rupturformen konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden, die Rupturgröße unterschied sich hingegen signifikant.

---

<sup>1</sup>Ausnahme: Präparat Nr. 6

### 4.2.3 Translation

Nahezu alle Präparate beider Rupturformen bewegten sich im intakten Zustand nach posterior im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids (Ausnahme: Präparat Nr. 6<sup>2</sup> und 8<sup>3</sup>). Eine vermehrte Translation bei einem retrovertierten Glenoid ( $\geq -10^\circ$ , aber auch schon vermehrt ab  $\geq -5^\circ$ ) wird in der Literatur beschrieben<sup>4</sup>. Die Bestimmung der Glenoidversion nach Friedman et al. ergab eine Retroversion von  $-8,6 \pm 3,9^\circ$  [46, 35]. Eine Translation im intakten Zustand kann somit mitunter durch das Glenoid erklärt werden.

Alle Präparate der Crescent- und der Reverse L-shaped Gruppe kranialiserten im intakten Zustand. In vivo wirkt die neuronale Aktivierung der Rotatoren und Depressoren des Schultergelenks wie der M. pectoralis major, M. latissimus dorsi und M. teres major dem entgegen [86, 21, 42]. Eine Einflussnahme durch die Morphologie des Glenoids auf die Kranialisierung wurde durch Ermittlung der Glenoidinklination nach Maurer et al. ausgeschlossen [64, 106, 33]. Die Zerstörung des Fornix humeri könnte jedoch die Kranialisierung begünstigt haben [37].<sup>5</sup>

Nach einer 50%igen Ruptur konnte bei keiner der beiden Rupturformen im Vergleich zum intakten Zustand ein Trend bezüglich der Translation in anterior-posteriorer Richtung beobachtet werden. Der Defekt scheint zu gering zu sein, um die Stabilität des Glenohumeralgelenks wesentlich zu beeinflussen.

Anders verhielt es sich bei einer 100%igen Ruptur. Bei den Crescent-shaped Präparaten bewegte sich der Humeruskopf vermehrt nach anterior und bei der Reverse L-shaped Gruppe nach posterior. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Größe des Defekts eine ausreichende Instabilität im Glenohumeralgelenk verursacht [101].

Bei der Reverse L-shaped Ruptur kann die Translation nach posterior durch den longitudinalen Defekt am anteriomedialen Rand der SSP-Sehne erklärt werden. Der posteriore Abschnitt ist durch den Defekt in einem geringeren Ausmaß betroffen. Es herrscht eine bessere Verbindung mit dem angrenzenden Gewebe der Rotatorenmanschette. Eine Kraftkonzentrierung und eine dadurch bedingte Translation nach posterior sind die Folge.

Bei der Crescent-shaped Ruptur hingegen befindet sich der größte Defekt in der Mitte der Sehnenbreite. Die Verbindung anterior und posterior der Ruptur mit dem umliegenden Gewebe ist gleichermaßen intakt bzw. defekt. Es ist anzunehmen, dass eine Kraftkonzentrierung im biomechanisch stärkeren anterioren Abschnitt der Sehne eine Translation nach anterior bedingt [15].

Nach einer Ruptur kam es bei den 50%igen Reverse L-shaped Präparate zu einer vermehrten Kranialisierung des Humeruskopfes im Vergleich zum intakten Zustand. Eine knöcherne Ursache ist unwahrscheinlich, zumal Lippitt et al. eine erhöhte Translationsneigung in anterior-posteriorer Richtung beschrieben haben und diese bei unserem Teilversuch nicht festgestellt werden konnte. Folglich kann davon ausgegangen werden, dass eine Translationsneigung in superior-inferior Richtung noch weniger zu erwarten ist [58]. Möglicherweise ist die Kranialisierungstendenz der Rupturform geschuldet. Durch die Reverse L-shaped Ruptur wird die Gelenkkapsel stärker be-

---

<sup>2</sup>Präparat Nr. 6 antevierte trotz starker Retroversion des Glenoids während des Abduktionszyklus. Dies könnte durch eine bereits stattgefundene mikroskopische Schädigung der SSP-Sehne zu Lebzeiten des Spenders erklärt werden. Trotz allem entsprechen die Ergebnisse der anderen Analysen dem allgemeinen Trend.

<sup>3</sup>Präparat Nr. 8 hat mit einer Retroversion von  $-3,2^\circ$  ein Glenoid, welches sich nahezu in Scapula-Null-Stellung befindet, sodass kein Rückschluss von der Glenoidneigung auf die Translation gezogen werden kann [46].

Auch der CSA ist bei diesem Präparat nur knapp unter dem Wert, der vermehrt mit Rotatorenmanschettenpathologien assoziiert ist.

<sup>4</sup>In vivo muss die in den biomechanischen Versuchen beobachtete Translationsbewegung nach posterior bei retrovertierten Glenoid nicht immer zu tragen kommen, da die Eigenspannung der Rotatoren der Translationstendenz des Humerus entgegenwirkt und somit für eine Rezentrierung sorgt [37].

<sup>5</sup>Die Resektion des Acromions war notwendig, um die Dehnung anhand es optischen Messsystems zu erfassen.

schädigt als bei einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur. Eine ausreichende Begrenzung ist somit nicht mehr gegeben. Aufgrund der unterschiedlichen Lokalisation der beiden Rupturformen bei einer 50%igen Ruptur kann ein Einfluss der Lokalisation jedoch nicht ausgeschlossen werden. Ebenso kann die Durchtrennung des *Rotator cable* zu einer verringerten Stabilität im Glenohumeralgelenk geführt haben [19]. Weitere Studien sind hierzu notwendig.

Im Vergleich zu Intakt führte eine 100%ige Ruptur bei der Mehrzahl der Präparate zu einer vermehrten Kranialisierung. Bei der Reverse L-shaped Ruptur stimmt dies mit dem Trend einer 50%igen Ruptur überein. Bei der Crescent-shaped Ruptur könnte die Kranialisierung durch die Größe des Defekts erklärt werden. Eine Rotatorenmanschettenruptur erhöht also die Instabilität im Glenohumeralgelenk. Dies stimmt mit den Ergebnissen in der Literatur überein [81].

#### 4.2.4 Einfluss der Rupturform auf die Dehnung des SSP und ISP

Die Analyse der Dehnung zeigte eine höhere Dehnung des ISP im Vergleich zum SSP in der ersten Phase der Abduktion bei mindestens der Hälfte der Präparate beider Rupturformen. Ein Zusammenhang mit dem Abduktionsgrad war zu beobachten. Die Dehnung beider Sehnen stieg im Verlauf konstant an. Gegen Ende der Abduktion überstieg die Dehnung des SSP jene des ISP. Die höhere Dehnung zu Beginn der Abduktion kann durch das Set-up und durch die Kraftübertragung am SSP erklärt werden. Eine Kranialisierung des Humeruskopfes bedingt einen Zug am Ansatz des ISP während das konstante Gewicht am Ursprung einen Zug in Gegenrichtung ausübt. Kurz vor Erreichen der 30° Abduktion ist die Zugkraft so massiv, dass eine Konzentrierung der Kraft in unmittelbarer Nähe der Ruptur erfolgt. Dies hat eine höhere Dehnung des SSP gegen Ende der Abduktion zur Folge. Ein statistisch signifikanter Unterschied konnte zwischen der Dehnung des ISP und SSP festgestellt werden. Außerdem unterschied sich die Dehnung beim ISP und SSP jeweils zwischen Intakt und einer 100%igen Ruptur signifikant.

Trotz der hohen Zugkräfte lag die Dehnung des SSP und ISP bei 30° zum Großteil unter 10 %, im Gegensatz zu zahlreichen anderen Studien, die höhere Werte gemessen haben [5, 66]. Die Dehnungswerte befanden sich dabei zum Großteil in einem Bereich, in dem höchstens mikroskopische Defekte der Sehne auftreten können [104]. Eine makroskopische Schädigung der Sehne war bei der Mehrzahl der Versuche nicht erkennbar.

Analog zu unserer Messmethode haben Andarawis et al. die Dehnung des ISP und SSP mit einem optischen System untersucht. Im Unterschied zu den Ergebnissen unserer Studie wurde die geringste Dehnung bei 30° ermittelt. Eine mögliche Erklärung ist das unterschiedliche Prüfprotokoll und die Präparation [4]. Bei Erhalt aller Rotatoren und unter Berücksichtigung des Gewichts des Unterarms wurde eine aktive Abduktion simuliert. Dadurch kommt die Konstruktion der Rotatorenmanschette und deren Funktionsweise als ein ausbalanciertes System zwischen der anterior und posterioren Muskelgruppe zu tragen.

Eine Steigerung der maximalen Dehnung des SSP und Reduktion der maximalen Dehnung des ISP konnte nach Zerstörung des anterioren Anteils im Besonderen bei den Crescent-shaped Präparaten beobachtet werden. Der anteriore Anteil mit dem *Rotator cable* ist entscheidend für die Kraftaufnahme und -verteilung. Burkhart et al. vergleichen aus diesem Grund den *Rotator cable* auch mit dem Prinzip der Kraftübertragung einer Hängebrücke [19].

Rupturen im anterioren Anteil des SSP bedingen also eine erhöhte Spannung im SSP [65]. Eine schnellere Progression in diesem Bereich ist die Folge [6].

Ein signifikanter Unterschied zwischen Intakt und der 100%igen Ruptur konnte bezüglich der Dehnung des SSP gefunden werden.

## 4.2.5 Dehnungsverhalten am Rupturrand

Zahlreiche Studien haben eine maximale Dehnung in unmittelbarer Umgebung der Ruptur und ein Fortschreiten in diesem Bereich feststellen können [66, 5, 6]. Aus diesem Grund wurde der anteriore und posteriore Bereich beider Rupturformen genauer analysiert. Zur Analyse des Dehnungsverhaltens an den Schnittträgern wurde bei der Ruptur ein anteriorer und ein posteriorer Bereich definiert, wobei die Ergebnisse im Verhältnis zur durchschnittlichen Dehnung der gesamten SSP-Sehne analysiert wurden. Bei einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur befanden sich die anterioren und posterioren Dehnungsmaxima jeweils im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ). Im Unterschied zu den Studienergebnissen von Andarawis et al. konnte dabei kein Abduktionsbereich identifiziert werden, in dem die Dehnungsmaxima jeweils anterior und posterior bevorzugt auftreten. Andarawis et al. haben nach Generierung eines zirkulären Defektes im mittleren Bereich eine höhere maximale Dehnung anterior als posterior beobachtet [5]. Eine mögliche Erklärung ist wie bereits im Unterkapitel 4.2.4 beschrieben auf den Versuchsaufbau zurückzuführen. Es konnte kein Trend zwischen der Dehnung anterior und posterior bei unseren Versuchen beobachtet werden. Bereits Reilly et al. haben in einer Studie eine höhere Variabilität bei der Dehnungsmessung bursaseitig feststellen können [88]. Außerdem konnten Szczesny et al. zeigen, dass die Moduli, die Winkelverteilung, sowie die Kräuselung der Kollagenfasern einen Einfluss auf die Dehnung haben [99]. Nachdem zwar im Micro-CT die Darstellung der Muskelfasern möglich war, aber keine sichere Zuordnung der Fasern zur SSP bzw. ISP-Sehne erfolgen konnte, ist eine Beschädigung des ISP nicht auszuschließen. Zudem könnte die Dauer der Präparatetestung mit der damit einhergehenden Dehydratation die biomechanischen Eigenschaften der Sehne verändert haben.

Sowohl eine 50%ige als auch eine 100%ige Ruptur der Crescent-shaped Gruppe zeigte über den gesamten Abduktionszyklus hinweg dasselbe Dehnungsverhalten, d.h. stets der selbe Schnitttrand wies innerhalb eines Präparates die höhere Dehnung auf. In der klinischen Praxis kann dies eine schnellere Ruptur des SSP zur Folge haben. Die Reverse L-shaped Präparate zeigten keinen derartigen Trend. Eine langsamere Progression der Ruptur ist zu erwarten.

Bei einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur befand sich die Dehnung bei der Hälfte der Präparate im selben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) und bei einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur sogar bei der Mehrzahl der Präparate.

Was die maximalen Dehnungswerte betrifft so variierte die Lokalisation zwischen anterior und posterior bei den Präparaten beider Rupturformen. So zeigen auch die bisherigen Studien in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse. Zu bemerken ist dabei, dass die Studien zwar unterschiedliche Defekte generiert haben, jedoch keine derselben eine Crescent- oder Reverse L-shaped Ruptur simuliert hat [66, 88, 4]. Die vorliegende Studie hat diesen Aspekt berücksichtigt und stellt diesbezüglich einen Mehrwert dar.

Ein Vergleich ist am ehesten mit der Studie von Sano et al. möglich, welche analog zu unserer Studie dieselben Rupturformen mittels FEM untersucht hat [92]: Eine Steigerung der Dehnung ist bei beiden Rupturformen in den Ecken der Ruptur zu verzeichnen. Auch in dieser Studie konnte im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP ein Anstieg anterior und posterior der Ruptur beobachtet werden.

Bezüglich der Dehnung des anterioren Schnitttrandes unterschied sich diese signifikant zwischen den Rupturformen und -größen.

## 4.3 Versuchsreihe: blockierte Rotation

### 4.3.1 Rotation

Nahezu alle Präparate der Crescent- und Reverse L-shaped Gruppe rotierten bei allen Teilversuchen im Mittel weniger nach innen im Vergleich zu der Versuchsreihe *freie Rotation*. Bezüglich der Außenrotation konnte hingegen nur bei der intakten Sehne beider Rupturformen und bei einer 50%igen Ruptur eine Reduktion beobachtet werden. Bei einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur hingegen kam es zu einer geringfügigen Steigerung der Außenrotation. Die Mehrzahl der Präparate zeigte zwischen den verschiedenen Teilversuchen (Intakt, 50%ige und 100%ige Ruptur) bei freier und blockierter Rotation nicht denselben Trend im Rotationsverhalten. Ein Vergleich mit der Zugkraft zeigte, dass dies nicht durch eine erhöhte oder verminderte Zugkraft allein begründet werden kann. Möglicherweise wäre durch eine höhere Anzahl an Wiederholungen jedes Teilversuchs eine Annäherung des Verhaltens beider Versuchsreihen zu beobachten, allerdings ist die Anzahl der Wiederholungen durch die Belastbarkeit der SSP-Sehne begrenzt.

Des Weiteren kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Ergebnisse durch das Set-up zur Blockierung der Rotation beeinflusst wurden. Es wurde zwar stets darauf geachtet, dass der Bohrer sich mittig in der Nut des Gehäuses befindet, aber eine Positionsabweichung während der Abduktion kann dennoch nicht ausgeschlossen werden.

Weitere Analysen der Innen- bzw. Außenrotation des Humerus der Versuchsreihe *blockierte Rotation*, werden an dieser Stelle vernachlässigt, da durch den Versuchsaufbau die Rotation in ihrem natürlichen Verhalten beeinflusst ist.

### 4.3.2 Zugkraft

Bezüglich der Zugkraft konnte nach Blockierung der Rotation sowohl bei der Crescent- als auch Reverse L-shaped Ruptur bei der Mehrzahl der Präparate im Vergleich zu der freien Rotation eine erhöhte Zugkraft verzeichnet werden. Auch hier zeichnete sich nach Blockierung wie bei der Analyse der Rotation zwischen den Teilversuchen nicht derselbe Trend ab wie bei freier Rotation. Unter anderem ist dies durch die Limitation der Rotation begründet.

Die höhere Zugkraft bei identischem Zustand der SSP-Sehne könnte durch eine Rotationsneigung des Humerus verursacht worden sein. So zeigte der Humerus auch bei der Versuchsreihe *freie Rotation* eine Tendenz zur Rotation selbst im intakten Zustand. Eine Blockierung wirkt diesem Effekt entgegen und führt somit zu einer Steigerung der Kraft.

### 4.3.3 Translation

Im Vergleich zum intakten Zustand konnte nach einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation sowie bei freier Rotation kein Trend bezüglich der Translation in anterior-posteriorer Richtung festgestellt werden. Hier ist, wie im Unterkapitel 4.2.3 beschrieben, der Defekt für eine wesentliche Veränderung der Translationstendenz in anterior-posteriorer Richtung zu klein. Nach einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur hingegen bewegte sich der Humerus nach anterior. Dies stimmt mit den Ergebnissen in Unterkapitel 4.2.3 überein.

Bei der Reverse L-shaped Ruptur kam es bei freier Rotation sowohl bei einer 50%igen als auch bei einer 100%igen Ruptur zu einer vermehrten Translation nach posterior, was durch den größeren Defekt anteromedial und dem intakten umliegenden Gewebe am posterioren Rand erklärt werden kann. Bei der Versuchsreihe *blockierte Rotation* konnte dabei ein eindeutiger Trend nur



bezüglich einer 100%igen Ruptur beobachtet werden. Hier kam es im Gegensatz zu der freien Rotation zu einer Translation nach anterior, am ehesten bedingt durch die Kombination von einer erhöhten Instabilität, einer durchschnittlich erhöhten Zugkraft und einer blockierten Rotation. Diese Ergebnisse zeigen, dass v.a. bei einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur die freie Rotation des Humerus eine Rolle spielt. Es kann davon ausgegangen werden, dass bei knöchernen Veränderungen des Glenoids, welche die Rotation des Humerus limitieren, eine veränderte Translationsneigung in antero-posteriorer Richtung im Glenohumeralgelenk beobachtet werden kann. Langfristig kann dies zu mikroskopischen knöchernen Umbauprozessen führen [94].

#### 4.3.4 Einfluss der Rupturform auf die Dehnung des SSP und ISP

Die Dehnung des ISP, analysiert in 0,5° Schritten, überstieg bei der Mehrzahl der Präparate über den gesamten Abduktionsgrad die Dehnung des SSP bei beiden Rupturgrößen der Crescent-shaped Ruptur und bei einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur. Genauso wie in Unterkapitel 4.2.4 beschrieben, kommt es durch die Kranialisierung des Humeruskopfes bzw. Abduktionsbewegung zu einem Zug an den ISP Fasern, zumal der ISP in entgegengesetzte Richtung bereits konstant belastet wird.

Analog zu der Versuchsreihe *freie Rotation*, stimmen die Ergebnisse der Dehnung nicht mit den Ergebnissen von Andawaris et al. überein (Begründung siehe im Unterkapitel 4.2.4) [4].

Ein Vergleich zwischen der Versuchsreihe *freie Rotation* und der Versuchsreihe *blockierte Rotation* zeigte dabei nach Blockierung einen Anstieg der Dehnung bei der SSP-Sehne, welche sowohl durch eine höhere Zugkraft als auch durch die verhinderte Rotationsneigung des Humerus begründet werden kann. Die Daten der Dehnungsanalyse zeigen also, dass der ISP einen schützenden Effekt auf den SSP hat. Eine adäquate spannungsfreie Rekonstruktion des ISP ist dementsprechend anzustreben, um den SSP nicht vermehrter Belastung auszusetzen.

#### 4.3.5 Dehnungsverhalten am Rupturrand

Auch nach Blockierung der Rotation war das Verhalten der Dehnung in unmittelbarer Nähe der Ruptur individuell zwischen den Präparaten.

Ein Vergleich zwischen freier und blockierter Rotation zeigte, dass nur bei einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur die Dehnungsmaxima innerhalb denselben Abduktionsbereich ( $\pm 5^\circ$ ) zu verzeichnen waren.

Bei der Crescent-shaped Ruptur war vermehrt beobachtbar, dass die höchste Dehnung immer am selben Schnittrand auftritt. Dies stimmt mit den Ergebnissen der Versuchsreihe *freie Rotation* überein.

Ein Vergleich des Dehnungsverhalten zwischen den verschiedenen Versuchsreihen zeigte wiederholt einen ähnlichen Trend. Dennoch waren aber mehrere große Abweichungen zu beobachten. Diese Ergebnisse unterstreichen, dass eine Berücksichtigung der Rotation bei der Interpretation der Dehnung eine wesentliche Rolle spielt.

Nach dem derzeitigen Kenntnisstand ist diese Studie die erste, welche das Verhalten der Dehnung bei freier und blockierter Rotation vergleicht und die Zusammenhänge näher analysiert.



## Kapitel 5

# Schlussfolgerung

### Klinische Relevanz der Studie

Die vorliegende Studie zeigt, dass v.a. **transmurale Rupturen, welche die gesamte Breite des *Footprints* umfassen, eine vermehrte Instabilität in anterior-posteriorer Richtung bewirken.** Beide Rupturformen (CS und rLS) verhalten sich dabei unterschiedlich: Bei einer Crescent-shaped Ruptur dezentriert der Humeruskopf nach anterior und bei einer Reverse L-shaped Ruptur nach posterior. **Langfristig kann dies zu knöchernen Umbauprozessen führen [94].**

Bei einer **Reverse L-shaped Ruptur** ist im Gegensatz zu den Crescent-shaped Präparaten bereits bei einer **50%igen Ruptur** eine **Dezentrierung des Humeruskopfes nach kranial** zu beobachten. Es ist daher wichtig im Rahmen der Diagnostik durch die Bestimmung des CSA frühzeitig eine Migration des Humeruskopfes festzustellen und **durch eine operative Versorgung dieser Tendenz entgegenzuwirken**, da ansonsten eine Kompression des Supraspinatus unter dem Forix humeri und somit eine **schnellere Progression der Ruptur** drohen könnte.

Bei der operativen Versorgung ist bei Mitbeteiligung des ISP auf eine adäquate, spannungsfreie Rekonstruktion desselben zu achten, zumal die Dehnungsanalyse bei freier Rotation einen **protektiven Einfluss des ISP auf den SSP in der ersten Phase der Abduktion bei beiden Rupturformen und -größen** zeigte [4].

Eine gesteigerte Dehnung ist am Schnitttrand bei beiden Rupturformen und -größen zu messen. In der vorliegenden Studie konnte bei der Analyse kein Abduktionsbereich und keine bestimmte Lokalisation ausgemacht werden, in dem das Dehnungsmaximum bevorzugt zu messen ist. Dennoch war bei der **CS Gruppe bei beiden Rupturgrößen** im Gegensatz zu der rLS Gruppe innerhalb eines Präparates die **höhere Dehnung während einer Abduktion konstant am selben Schnitttrand lokalisiert**. Dies könnte in einer **rascheren Progression der Ruptur** resultieren.

Zusammenfassend ist also neben der Rupturgröße auch die Form relevant und sollte somit bei der Indikationsstellung der Versorgung berücksichtigt werden, um eine Progression zu verhindern.

Als weiteres Ziel dieser Studie wurde der **Einfluss der Rotation auf die Entwicklung der Dehnung** analysiert. Die Daten zeigen Abweichungen zwischen freier und blockierter Rotation. Eine explizite **Angabe der Rotation bei experimentellen Versuchen** zur Analyse der Dehnung ist

deshalb zur **besseren Interpretation der Ergebnisse** notwendig.

Abschließend ist zu erwähnen, dass **in dieser Studie erstmals die Fasern der Rotatorenmanschette mittels nativer Micro-CT-Scans dargestellt wurden**. Die Fasern des ISP und SSP konnten dabei nicht differenziert werden. Möglicherweise **bilden die Rotatoren kurz vor dem *Footprint* eine Einheit** und haben einen gemeinsamen Ansatz. In diesem Falle erscheint die **klinische Klassifikation der Rotatorenmanschette nach Anzahl der betroffenen Sehnen als nicht hinreichend**.

# Literaturverzeichnis

- [1] D. C. Ackland, P. Pak, M. Richardson, and M. G. Pandy. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *Journal of anatomy*, 213(4):383–390, 2008.
- [2] D. C. Ackland, W. Wu, R. Thomas, M. Patel, R. Page, M. Sangeux, and M. Richardson. Muscle and joint function after anatomic and reverse total shoulder arthroplasty using a modular shoulder prosthesis. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 37(9):1988–2003, 2019.
- [3] N. Andarawis-Puri, A. F. Kuntz, A. F. Jawad, and L. J. Soslowky. Infraspinatus and supraspinatus tendon strain explained using multiple regression models. *Annals of biomedical engineering*, 38(9):2979–2987, 2010.
- [4] N. Andarawis-Puri, E. T. Ricchetti, and L. J. Soslowky. Interaction between the supraspinatus and infraspinatus tendons: effect of anterior supraspinatus tendon full-thickness tears on infraspinatus tendon strain. *The American journal of sports medicine*, 37(9):1831–1839, 2009.
- [5] N. Andarawis-Puri, E. T. Ricchetti, and L. J. Soslowky. Rotator cuff tendon strain correlates with tear propagation. *Journal of biomechanics*, 42(2):158–163, 2009.
- [6] D. Araki, R. M. Miller, Y. Fujimaki, Y. Hoshino, V. Musahl, and R. E. Debski. Effect of tear location on propagation of isolated supraspinatus tendon tears during increasing levels of cyclic loading. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 97(4):273–278, 2015.
- [7] G. Aumüller, G. Aust, J. Engele, J. Kirsch, G. Maio, and A. Mayerhofer. *Anatomie. Duale Reihe*. Thieme, 4. edition, 2017.
- [8] M. P. Banas, R. J. Miller, and S. Totterman. Relationship between the lateral acromion angle and rotator cuff disease. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 4(6):454–461, 1995.
- [9] S. Beeler, A. Hasler, T. Götschi, D. C. Meyer, and C. Gerber. Critical shoulder angle: Acromial coverage is more relevant than glenoid inclination. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 37(1):205–210, 2019.
- [10] M. J. Bey, M. L. Ramsey, and L. J. Soslowky. Intratendinous strain fields of the supraspinatus tendon: effect of a surgically created articular-surface rotator cuff tear. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(6):562–569, 2002.
- [11] S. Bouaicha, R. P. Kuster, B. Schmid, D. Baumgartner, M. Zumstein, and B. K. Moor. Biomechanical analysis of the humeral head coverage, glenoid inclination and acromio-glenoidal

height as isolated components of the critical shoulder angle in a dynamic cadaveric shoulder model. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 72:115–121, 2020.

- [12] S. Bouaicha, K. Slankamenac, B. K. Moor, S. Tok, G. Andreisek, and T. Finkenstaedt. Cross-sectional area of the rotator cuff muscles in mri - is there evidence for a biomechanical balanced shoulder? *PloS one*, 11(6):e0157946, 2016.
- [13] A. S. Bright, B. Torpey, D. Magid, T. Codd, and E. G. McFarland. Reliability of radiographic evaluation for acromial morphology. *Skeletal radiology*, 26(12):718–721, 1997.
- [14] P. Brinckmann, W. Frobin, G. Leivseth, and B. Drerup. *Orthopädische Biomechanik: Mit 23 Tabellen; mit einem Verzeichnis der Fachausdrücke der orthopädischen Biomechanik Englisch-Deutsch*, volume Bd. 2 of *MV Wissenschaft*. Verl.-Haus Monsenstein und Vannerdat, 2., erw. aufl. edition, 2012.
- [15] N. J. Bureau, M. Deslauriers, M. Lepage-Saucier, D. M. Rouleau, A. Roy, P. Tétreault, and N. Hagemester. Rotator cuff tear morphologic parameters at magnetic resonance imaging: Relationship with muscle atrophy and fatty infiltration and patient-reported function and health-related quality of life. *Journal of computer assisted tomography*, 42(5):784–791, 2018.
- [16] S. S. Burkhart. Fluoroscopic comparison of kinematic patterns in massive rotator cuff tears. a suspension bridge model. *Clinical orthopaedics and related research*, (284):144–152, 1992.
- [17] S. S. Burkhart, K. A. Athanasiou, and M. A. Wirth. Margin convergence: A method of reducing strain in massive rotator cuff tears. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 12(3):335–338, 1996.
- [18] S. S. Burkhart, S. M. Danaceau, and C. E. Pearce. Arthroscopic rotator cuff repair: Analysis of results by tear size and by repair technique-margin convergence versus direct tendon-to-bone repair. *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 17(9):905–912, 2001.
- [19] S. S. Burkhart, J. C. Esch, and R. S. Jolson. The rotator crescent and rotator cable: An anatomic description of the shoulder’s “suspension bridge”. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 9(6):611–616, 1993.
- [20] S. S. Burkhart, T. C. Johnson, M. A. Wirth, and K. A. Athanasiou. Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: Tension overload as a possible cause of failure. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 13(2):172–176, 1997.
- [21] K. L. Cameron, D. J. Tennent, R. X. Sturdivant, M. A. Posner, K. Y. Peck, S. E. Campbell, R. B. Westrick, and B. D. Owens. Increased glenoid retroversion is associated with increased rotator cuff strength in the shoulder. *The American journal of sports medicine*, 47(8):1893–1900, 2019.
- [22] C. Chillemi, A. Castagna, and M. Osimani. Rotator cuff tear: Classification system (arthroscopic). In C. Chillemi, A. Castagna, and M. Osimani, editors, *Arthroscopic Transosseous Rotator Cuff Repair*, pages 11–21. Springer International Publishing, Cham, 2018.

- [23] J. M. Clark and D. T. Harryman. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. gross and microscopic anatomy. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, pages 713–725, 1992.
- [24] E. Codman. *The shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa*. Boston, MA: Thomas Todd Co, 1934.
- [25] E. A. Codman and I. B. Akerson. The pathology associated with rupture of the supraspinatus tendon. *Annals of surgery*, 93(1):348–359, 1931.
- [26] G. Cunningham, E. Nicodème-Paulin, M. M. Smith, N. Holzer, B. Cass, and A. A. Young. The greater tuberosity angle: a new predictor for rotator cuff tear. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 27(8):1415–1421, 2018.
- [27] J. Davidson and S. S. Burkhart. The geometric classification of rotator cuff tears: a system linking tear pattern to treatment and prognosis. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 26(3):417–424, 2010.
- [28] J. F. J. Davidson, S. S. Burkhart, D. P. Richards, and S. E. Campbell. Use of preoperative magnetic resonance imaging to predict rotator cuff tear pattern and method of repair. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 21(12):1428.e1–1428.e10, 2005.
- [29] P. A. Davidson and D. W. Rivenburgh. Rotator cuff repair tension as a determinant of functional outcome. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 9(6):502–506, 2000.
- [30] G. Di Giacomo, L. Piscitelli, and M. Pugliese. The role of bone in glenohumeral stability. *EFORT open reviews*, 3(12):632–640, 2018.
- [31] D. G. Duckworth, K. L. Smith, B. Campbell, and F. A. Matsen. Self-assessment questionnaires document substantial variability in the clinical expression of rotator cuff tears. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 8(4):330–333, 1999.
- [32] J. Fallon, F. T. Blevins, K. Vogel, and J. Trotter. Functional morphology of the supraspinatus tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(5):920–926, 2002.
- [33] L. Favard, J. Berhouet, G. Walch, J. Chaoui, and C. Lévigne. Superior glenoid inclination and glenoid bone loss : Definition, assessment, biomechanical consequences, and surgical options. *Der Orthopade*, 46(12):1015–1021, 2017.
- [34] A. Fedorov, R. Beichel, J. Kalpathy-Cramer, J. Finet, J.-C. Fillion-Robin, S. Pujol, C. Bauer, D. Jennings, F. Fennessy, M. Sonka, J. Buatti, S. Aylward, J. V. Miller, S. Pieper, and R. Kikinis. 3d slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network. *Magnetic resonance imaging*, 30(9):1323–1341, 2012.
- [35] R. J. Friedman, K. B. Hawthorne, and B. M. Genez. The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 74(7):1032–1037, 1992.

- [36] C. Gerber, J. G. Snedeker, D. Baumgartner, and A. F. Viehöfer. Supraspinatus tendon load during abduction is dependent on the size of the critical shoulder angle: A biomechanical analysis. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 32(7):952–957, 2014.
- [37] F. Gohlke. Biomechanik der Schulter. *Der Orthopäde*, 29(10):834–844, 2000.
- [38] N. Gschwend, D. Ivosević-Radovanović, and D. Patte. Rotator cuff tear–relationship between clinical and anatomopathological findings. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 107(1):7–15, 1988.
- [39] S. Gumina, V. Candela, D. Passaretti, G. Latino, T. Venditto, L. Mariani, and V. Santilli. The association between body fat and rotator cuff tear: the influence on rotator cuff tear sizes. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(11):1669–1674, 2014.
- [40] P. Habermeyer, S. Lichtenberg, M. Loew, P. Magosch, F. Martetschläger, and M. Tauber. *Schulterchirurgie*, volume 69 of *German Medical Collection*. Urban & Fischer in Elsevier, München, 5. edition, 2017.
- [41] S. Hasberry and M. J. Pearcy. Temperature dependence of the tensile properties of inter-spinous ligaments of sheep. *Journal of Biomedical Engineering*, 8(1):62–66, 1986.
- [42] F. Hik and D. C. Ackland. The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint: a systematic review. *Journal of anatomy*, 234(1):1–15, 2019.
- [43] E. Hohmann, N. Keough, V. Glatt, K. Tetsworth, R. Putz, and A. Imhoff. The mechanical properties of fresh versus fresh/frozen and preserved (thiel and formalin) long head of biceps tendons: A cadaveric investigation. *Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger : official organ of the Anatomische Gesellschaft*, 221:186–191, 2019.
- [44] C.-Y. Huang, V. M. Wang, E. L. Flatow, and C. van Mow. Temperature-dependent viscoelastic properties of the human supraspinatus tendon. *Journal of biomechanics*, 42(4):546–549, 2009.
- [45] R. E. Hughes, C. R. Bryant, J. M. Hall, J. Wening, L. J. Huston, J. E. Kuhn, J. E. Carpenter, and R. B. Blasier. Glenoid inclination is associated with full-thickness rotator cuff tears. *Clinical orthopaedics and related research*, (407):86–91, 2003.
- [46] F. B. Imhoff, R. S. Camenzind, E. Obopilwe, M. P. Cote, J. Mehl, K. Beitzel, A. B. Imhoff, A. D. Mazzocca, R. A. Arciero, and F. G. E. Dyrna. Glenoid retroversion is an important factor for humeral head centration and the biomechanics of posterior shoulder stability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 27(12):3952–3961, 2019.
- [47] V. T. Inman, J. B. Saunders, and L. C. Abbott. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clinical orthopaedics and related research*, (330):3–12, 1996.
- [48] E. Itoi, L. J. Berglund, J. J. Grabowski, F. M. Schultz, E. S. Growney, B. F. Morrey, and K. N. An. Tensile properties of the supraspinatus tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(4):578–584, 1995.
- [49] I. A. Kapandji. *The physiology of the joints: Annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Churchill Livingstone, 1982.



- [50] A. Katzer, J. V. Wening, H.-U. Becker-Männich, D. E. Lorke, and K. H. Jungbluth. Die Rotatorenmanschettenruptur: Gefäßversorgung und Kollagenfaserverläufe als pathogenetische Faktoren. *Unfallchirurgie*, 1997:52–59.
- [51] J. D. Keener, B. M. Patterson, N. Orvets, and A. M. Chamberlain. Degenerative rotator cuff tears: Refining surgical indications based on natural history data. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(5):156–165, 2019.
- [52] H. M. Kim, N. Dahiya, S. A. Teefey, W. D. Middleton, G. Stobbs, K. Steger-May, K. Yamaguchi, and J. D. Keener. Location and initiation of degenerative rotator cuff tears: an analysis of three hundred and sixty shoulders. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 92(5):1088–1096, 2010.
- [53] D. V. Koganti, P. Lamghare, V. K. Parripati, R. Khandelwal, and A. D. Reddy. Role of magnetic resonance imaging in the evaluation of rotator cuff tears. *Cureus*, 14(1):e21025, 2022.
- [54] D. Kretić, T. Turk, T. Rotim, and G. Šarić. Reliability of ultrasound measurement of muscle thickness in patients with supraspinatus tendon pathology. *Acta clinica Croatica*, 57(2):335–341, 2018.
- [55] A. Lädermann, S. S. Burkhart, P. Hoffmeyer, L. Neyton, P. Collin, E. Yates, and P. J. Denard. Classification of full-thickness rotator cuff lesions: a review. *EFORT open reviews*, 1(12):420–430, 2016.
- [56] D. Liem and U. Brunner. S2e-Leitlinie Rotatorenmanschette: Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC), März 2017. Letzter Zugriff am 16. September 2021.
- [57] C.-L. Lin, Y.-W. Chen, L.-F. Lin, C.-P. Chen, T.-H. Liou, and S.-W. Huang. Accuracy of the critical shoulder angle for predicting rotator cuff tears in patients with nontraumatic shoulder pain. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 8(5):2325967120918995, 2020.
- [58] S. B. Lippitt, J. E. Vanderhooft, S. L. Harris, J. A. Sidles, D. T. Harryman, and F. A. Matsen. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 2(1):27–35, 1993.
- [59] J. Liu, R. E. Hughes, W. P. Smutz, G. Niebur, and K. Nan-An. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clinical Biomechanics*, 12(1):32–38, 1997.
- [60] U. G. Longo, V. Candela, A. Berton, G. Salvatore, A. Guarnieri, J. DeAngelis, A. Nazarian, and V. Denaro. Genetic basis of rotator cuff injury: a systematic review. *BMC medical genetics*, 20(1):149, 2019.
- [61] B. Lu, D. Morrison, and E. April. The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. *Orthop Trans*, 10(2):216–228, 1986.
- [62] N. Maffulli, U. G. Longo, A. Berton, M. Loppini, and V. Denaro. Biological factors in the pathogenesis of rotator cuff tears. pages 194–201, 2011.
- [63] T. Matsushashi, A. W. Hooke, K. D. Zhao, A. Goto, J. W. Sperling, S. P. Steinmann, and K.-N. An. Tensile properties of a morphologically split supraspinatus tendon. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, 27(5):702–706, 2014.

- [64] A. Maurer, S. F. Fucentese, C. W. A. Pfirrmann, S. H. Wirth, A. Djahangiri, B. Jost, and C. Gerber. Assessment of glenoid inclination on routine clinical radiographs and computed tomography examinations of the shoulder. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 21(8):1096–1103, 2012.
- [65] M. M. Mesiha, K. A. Derwin, S. C. Sibole, A. Erdemir, and J. A. McCarron. The biomechanical relevance of anterior rotator cuff cable tears in a cadaveric shoulder model. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 95(20):1817–1824, 2013.
- [66] R. M. Miller, Y. Fujimaki, D. Araki, V. Musahl, and R. E. Debski. Strain distribution due to propagation of tears in the anterior supraspinatus tendon. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 32(10):1283–1289, 2014.
- [67] H. Minagawa, E. Itoi, N. Konno, T. Kido, A. Sano, M. Urayama, and K. Sato. Humeral attachment of the supraspinatus and infraspinatus tendons: an anatomic study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 14(3):302–306, 1998.
- [68] T. Mochizuki, H. Sugaya, M. Uomizu, K. Maeda, K. Matsuki, I. Sekiya, T. Muneta, and K. Aki-ta. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. new anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 90(5):962–969, 2008.
- [69] T. Mochizuki, H. Sugaya, M. Uomizu, K. Maeda, K. Matsuki, I. Sekiya, T. Muneta, and K. Aki-ta. Humeral insertion of the supraspinatus and infraspinatus. new anatomical findings regarding the footprint of the rotator cuff. surgical technique. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 91 Suppl 2 Pt 1:1–7, 2009.
- [70] B. K. Moor, S. Bouaicha, D. A. Rothenfluh, A. Sukthankar, and C. Gerber. Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint?: A radiological study of the critical shoulder angle. *The bone & joint journal*, 95-B(7):935–941, 2013.
- [71] S. Moosmayer, H.-J. Smith, Tariq R., and Larmo A. Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 2009(91):196–200.
- [72] K. M. Morelli, B. R. Martin, F. H. Charakla, A. Durmisevic, and G. L. Warren. Acromion morphology and prevalence of rotator cuff tear: A systematic review and meta-analysis. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, 32(1):122–130, 2019.
- [73] J. D. Moritz and K. Beitzel. Degenerative gelenkerkrankung. In M. Reiser, F.-P. Kuhn, and J. Debus, editors, *Duale Reihe Radiologie*. Georg Thieme Verlag, 2017.
- [74] N. Mura, S. W. O'Driscoll, M. E. Zobitz, G. Heers, T. R. Jenkyn, S.-M. Chou, A. M. Halder, and K.-N. An. The effect of infraspinatus disruption on glenohumeral torque and superior migration of the humeral head: a biomechanical study. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 12(2):179–184, 2003.
- [75] A. Murphy and C. Hacking. Normal shoulder series. Case study, Radiopaedia.org, 2005. Letzter Zugriff am 23. April 2021.
- [76] N. Naidoo, L. Lazarus, S. A. Osman, and K. S. Satyapal. An arthroscopic evaluation of the anatomical "critical zone". *Folia morphologica*, 76(2):277–283, 2017.

- [77] D. A. Neumann. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation*. Mosby/Elsevier, 2nd ed. edition, 2010.
- [78] F. U. Niethard, J. Pfeil, and P. Biberthaler, editors. *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag, 8. edition, 2017.
- [79] T. Nozaki, A. Nimura, H. Fujishiro, T. Mochizuki, K. Yamaguchi, R. Kato, H. Sugaya, and K. Akita. The anatomic relationship between the morphology of the greater tubercle of the humerus and the insertion of the infraspinatus tendon. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 24(4):555–560, 2015.
- [80] K. Ogawa, A. Yoshida, W. Inokuchi, and T. Naniwa. Acromial spur: relationship to aging and morphologic changes in the rotator cuff. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 14(6):591–598, 2005.
- [81] V. Pandey and W. Jaap Willems. Rotator cuff tear: A detailed update. *Asia-Pacific journal of sports medicine, arthroscopy, rehabilitation and technology*, 2(1):1–14, 2015.
- [82] J.-Y. Park, S. W. Jung, S.-H. Jeon, H.-W. Cho, J.-H. Choi, and K.-S. Oh. Arthroscopic repair of large u-shaped rotator cuff tears without margin convergence versus repair of crescent- or l-shaped tears. *The American journal of sports medicine*, 42(1):103–111, 2014.
- [83] T. S. Park, D. W. Park, S. I. Kim, and T. H. Kweon. Roentgenographic assessment of acromial morphology using supraspinatus outlet radiographs. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 17(5):496–501, 2001.
- [84] I. M. Parsons, M. Apreleva, F. H. Fu, and S. L.-Y. Woo. The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(3):439–446, 2002.
- [85] N. K. Poppen and P. S. Walker. Normal and abnormal motion of the shoulder. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58(2):195–201, 1976.
- [86] R. Putz. Anatomie und Biomechanik des Schultergelenks. *Therapiewoche*, 35(4):308–314, 1985.
- [87] R. Putz. Biomechanik des Schultergürtels. *Manuelle Med*, 24, 01 1986.
- [88] P. Reilly, A. A. Amis, A. L. Wallace, and R. J. H. Emery. Mechanical factors in the initiation and propagation of tears of the rotator cuff. quantification of strains of the supraspinatus tendon in vitro. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 85(4):594–599, 2003.
- [89] P. Reilly, A. A. Amis, A. L. Wallace, and R. J. H. Emery. Supraspinatus tears: propagation and strain alteration. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 12(2):134–138, 2003.
- [90] M. S. Roh, V. M. Wang, E. W. April, R. G. Pollock, L. U. Bigliani, and E. L. Flatow. Anterior and posterior musculotendinous anatomy of the supraspinatus. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 9(5):436–440, 2000.
- [91] P. I. Sallay, P. J. Hunker, and J. K. Lim. Frequency of various tear patterns in full-thickness tears of the rotator cuff. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 23(10):1052–1059, 2007.

- [92] H. Sano, T. Hatta, N. Yamamoto, and E. Itoi. Stress distribution within rotator cuff tendons with a crescent-shaped and an I-shaped tear. *The American journal of sports medicine*, 41(10):2262–2269, 2013.
- [93] I. Santos, L. Pichler, M. M. Saller, C. Thorwächter, J. G. Müller, H. Traxler, M. F. Pietschmann, M. Tauber, and P. E. Müller. Effect of shape and size of supraspinatus tears in rotator cuff strain distribution: an in-vitro study. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 2023.
- [94] C. U. Schulz, H. Anetzberger, M. Pfahler, H. J. Refior, and M. Müller-Gerbl. Anterior shoulder instability modifies glenoid subchondral bone density. *Clinical orthopaedics and related research*, (423):259–263, 2004.
- [95] J. S. Scibek and C. R. Carcia. Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World journal of orthopedics*, 3(6):87–94, 2012.
- [96] N. N. Shah, N. C. Bayliss, and A. Malcolm. Shape of the acromion: congenital or acquired—a macroscopic, radiographic, and microscopic study of acromion. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 10(4):309–316, 2001.
- [97] N. A. Sharkey, R. A. Marder, and P. B. Hanson. The entire rotator cuff contributes to elevation of the arm. *Journal of Orthopaedic Research*, 12(5):699–708, 1994.
- [98] J. S. Sher, J. W. Uribe, A. Posada, B. J. Murphy, and M. B. Zlatkin. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 77(1):10–15, 1995.
- [99] S. E. Szczesny, J. M. Peloquin, D. H. Cortes, J. A. Kadlowec, L. J. Soslowsky, and D. M. Elliott. Biaxial tensile testing and constitutive modeling of human supraspinatus tendon. *Journal of biomechanical engineering*, 134(2):021004, 2012.
- [100] R. Z. Tashjian. Epidemiology, natural history, and indications for treatment of rotator cuff tears. *Clinics in sports medicine*, 31(4):589–604, 2012.
- [101] A. Terrier, A. Reist, A. Vogel, and A. Farron. Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(6):645–651, 2007.
- [102] M. Vahlensieck, K. an Haack, and H. M. Schmidt. Two portions of the supraspinatus muscle: a new finding about the muscles macroscopy by dissection and magnetic resonance imaging. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, 16(1):101–104, 1994.
- [103] J. C. Wang and M. S. Shapiro. Changes in acromial morphology with age. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 6(1):55–59, 1997.
- [104] J. H.-C. Wang. Mechanobiology of tendon. *Journal of biomechanics*, 39(9):1563–1582, 2006.
- [105] D. S. Weiner and I. Macnab. Superior migration of the humeral head. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 52-B(3):524–527, 1970.
- [106] A. S. Wong, L. Gallo, J. E. Kuhn, J. E. Carpenter, and R. E. Hughes. The effect of glenoid inclination on superior humeral head migration. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 12(4):360–364, 2003.

- [107] G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. D. Veeger, M. Makhsous, P. van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, and B. Buchholz. Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5):981–992, 2005.
- [108] K. Yamaguchi, K. Ditsios, W. D. Middleton, C. F. Hildebolt, L. M. Galatz, and S. A. Teefey. The demographic and morphological features of rotator cuff disease. a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 88(8):1699–1704, 2006.



# Abbildungsverzeichnis

1.1	a.p. Röntgenaufnahme der rechten Schulter mit Darstellung der zwei Gelenkgruppen; blau - Gelenke zwischen Scapula und Humerus, rot - Gelenke zwischen Scapula und Thorax bzw. Clavicula, voller Kreis - dominierendes Gelenk der jeweiligen Gruppe [75] . . . . .	11
1.2	Roll- & Translationsbewegung bei Abduktion des Humerus [77] . . . . .	12
1.3	Verlauf der drei am Schultergelenk wirkenden Kräfte bei Abduktion (Nr. 66) und bei hängendem Arm (Nr. 67); D - resultierende Kraft des Deltoids, P - Gewichtskraft des Humerus, E - resultierende Kraft des SSP, -r - longitudinale Komponente des resultierenden Kraftvektors, -t - transversale Komponente des resultierenden Kraftvektors [49] . . . . .	14
1.4	Lokalisation - Klassifikation nach Habermeyer [40] . . . . .	15
1.5	Schematische Darstellung der makroskopischen Unterschiede des anterioren und posterioren Anteils des SSP [90] . . . . .	16
1.6	Definition des Footprints der Rotatoren vor Veröffentlichung der Studie von Mochizuki et al.; highest impression - Ansatz des SSP, middle impression - Ansatz des ISP, lowest impression - Ansatz des TM [79] . . . . .	16
1.7	Übersicht der unterschiedlichen Facetten am Tuberculum majus - aktueller Stand der Forschung; highest impression - Ansatz des SSP, * und middle impression - Ansatz des ISP, lowest impression - Ansatz des TM [79] . . . . .	17
1.8	Rotator crescent (B) und rotator rable (C) in kranialer Ansicht (links) und dorsaler Ansicht (rechts); S - SSP, I - ISP, TM - Teres minor, BT - Bizepssehne [19] . . . . .	18
1.9	Übersicht der unterschiedlichen Regionen am SSP entlang der Längsachse; TP - Tendon proper, gestrichelte Linie - Rotator cable, AF - Attachment fibrocartilage, GT - Tuberculum majus [32] . . . . .	19
1.10	Schematische Darstellung der Faserverläufe der unterschiedlichen histologischen Schichten im Bereich der Gelenkkapsel nach Clark et al.; chl - Lig. coracohumerale, SP - SSP, IS - ISP [23] . . . . .	20
1.11	Übersicht der drei Abduktionsphasen; 71) 1. Phase - Initiation, 72) 2. Phase - Rotation der Scapula, 73) 3. Phase - Lateralflexion (bei einseitiger Abduktion) bzw. Anteversion und Hyperlordosierung der LWK1-LWK5 (bei beidseitiger Abduktion) [49]	21
1.12	Übersicht der Acromiontypen nach Bigliani et al. (von links nach rechts); Typ I - flach, Typ II - leicht gebogen, Typ III - hakenförmig [13] . . . . .	22
1.13	Übersicht der Typ I und II Ruptur nach der geometrischen Klassifikation; A) Typ I - Crescent-shaped, B) Typ II - Reverse L-shaped, C) Typ II - L-shaped, D) Typ II - U-shaped [82] . . . . .	23
2.1	GTA Bestimmung (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8) . . . . .	28

2.2	LAA Bestimmung (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8) . . . . .	29
2.3	CSA Bestimmung (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8) . . . . .	29
2.4	Bestimmung der Glenoidinklination nach Maurer et al. (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 8) . . . . .	31
2.5	Repräsentative Darstellung aller notwendigen Linien zur Bestimmung der Glenoidversion nach Friedman et al. im a.p. Röntgen - transversales Schnittbild (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 6) . . . . .	31
2.6	Anteriore Ansicht auf Humerus, Scapula und SSC . . . . .	33
2.7	Fertige Präparation; Zustand nach Zementierung der Gewindestange, Bohrung und Einnähen des ETHIBOND® EXELs . . . . .	33
2.8	Ausrichtung der Zugfäden und Montage in der vertikalen Führungsplatte der Materialprüfmaschine . . . . .	34
2.9	Set-up zur Limitation der Flexion und Extension sowie bei Bedarf der Rotation; 1 - Profilkonstruktion, 2 - Führungsschiene, 3 - Gleitlager, 4 - Gewichte aus Messing, 5 - Gewindestange, 6 - Mutter und Aluminiumstange, 7 - Schraube, 8 - Gehäuse mit Nute für Bohrer zur Blockierung der Rotation [93] . . . . .	35
2.10	Repräsentative Darstellung für die Bestimmung des anterioren und posterioren Randes der SSP-Sehne (Zustand nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur) in anteriorer Ansicht; gelbe Stecknadel - anteriore Rand der SSP-Sehne bzw. Rotatorenintervall, weiße Stecknadel - posteriore Rand der SSP-Sehne, schwarze Stecknadel - 50% der Gesamtbreite (Landmarke für die Generierung einer 50%igen Ruptur), grüne Stecknadel - maximale mediale Ausdehnung der Crescent-shaped Ruptur einer 100%igen Ruptur . . . . .	39
2.11	Repräsentative Darstellung für die Bestimmung des anterioren und posterioren Randes der SSP-Sehne (Zustand nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur) in kranialer Ansicht . . . . .	40
2.12	Schematische Darstellung der getesteten Rupturformen und -größen; A - 50%ige Crescent-shaped Ruptur, B - 100%ige Crescent-shaped Ruptur, C - 50%ige Reverse L-shaped Ruptur, D - 100%ige Reverses L-shaped Ruptur, SSP - M. Supraspinatus, ISP - M. Infraspinatus, SCP - M. Subscapularis, RI - Rotatorenintervall, CHL - Lig. coracohumerale, W - Breite (anterior-posterior), L - Länge (medial-lateral) [28] . . . . .	41
2.13	Repräsentative Darstellung der Ausrichtung des Koordinatensystems und -ursprungs im Humerus (CS Humerus) gemäß den Richtlinien der <i>International Society of Biomechanics</i> zur Auswertung der relativen Rotation gegenüber dem Koordinatensystem, welches im Acromion (CS Scapula) lokalisiert ist. Das Koordinatensystem CS Global wurde anhand der Punktkomponenten am Set-up ausgerichtet und diente als Referenz für die abgetasteten Punkte. . . . .	43
2.14	Repräsentative Darstellung der Ausrichtung des Koordinatensystems im Humerus (CS Humerus Translation) zur Auswertung der relativen Translation gegenüber dem Mittelpunkt des Glenoids (CS Glenoid Translation) . . . . .	43
2.15	Repräsentative Darstellung der Auswertung der Dehnung des ISP und SSP, sowie dessen anterioren und posterioren Schnitttrandes; grün umrandet - anteriorer Schnitttrand, orange umrandet - posteriorer Schnitttrand . . . . .	44
3.1	Übersicht der maximalen Innenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	47



3.2	Übersicht der maximalen Außenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	48
3.3	Übersicht der maximalen Innenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	49
3.4	Übersicht der maximalen Außenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	50
3.5	Maximale Innenrotation aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> [93] . . . . .	51
3.6	Maximale Außenrotation aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> und p-Wert $\leq 0,01$ mit <b>**</b> [93] . . . . .	52
3.7	Übersicht der maximalen Zugkraft aller Crescent-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	53
3.8	Übersicht der maximalen Zugkraft aller Reverse L-shaped Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	54
3.9	Maximale Zugkraft aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> , p-Wert $\leq 0,05$ mit <b>*</b> und p-Wert $\leq 0,01$ mit <b>**</b> [93] . . . . .	55
3.10	Übersicht der maximalen Innenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	57
3.11	Übersicht der maximalen Außenrotation aller Crescent-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	58
3.12	Übersicht der maximalen Innenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	59
3.13	Übersicht der maximalen Außenrotation aller Reverse L-shaped Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	60
3.14	Maximale Innenrotation aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> und p-Wert $\leq 0,001$ mit <b>***</b> . . . . .	61
3.15	Maximale Außenrotation aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> , p-Wert $\leq 0,05$ mit <b>*</b> und p-Wert $\leq 0,01$ mit <b>**</b> . . . . .	62

3.16 Maximale Zugkraft aller Crescent-shaped Präparate im Vergleich bei freier (m.R.) vs. blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	63
3.17 Maximalen Zugkraft aller Reverse L-shaped Präparate im Vergleich bei freier (m.R.) vs. blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) . . . . .	64
3.18 Maximale Zugkraft aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> und p-Wert $\leq 0,0001$ mit *** . . . . .	65
3.19 Maximale Dehnung des SSP aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> und p-Wert $\leq 0,05$ mit * . . . . .	68
3.20 Maximale Dehnung des ISP aller Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Präparate bei freier Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> . . . . .	69
3.21 Maximale Dehnung des SSP aller Crescent- (CS) und Reverse L-Shaped (rLS) Präparate im Durchschnitt bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> und p-Wert $\leq 0,01$ mit ** . . . . .	71
3.22 Maximale Dehnung des ISP aller Crescent- (CS) und Reverse L-Shaped (rLS) Präparate im Durchschnitt bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation und verschiedenen Zuständen der SSP-Sehne (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) - Kennzeichnung Mittelwert mit <b>x</b> . . . . .	72
3.23 Repräsentative Darstellung der Sehne im Micro-CT; ○ - SSP- oder ISP-Sehne kurz vor der Enthese, × - Caput longum des M. bicipitalis (beispielhafte Abbildung von Präparat Nr. 1) [93] . . . . .	74
A.1 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 1</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	116
A.2 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 2</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	116
A.3 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 3</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	117
A.4 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 4</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	117

A.5	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 5</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	118
A.6	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 6</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	118
A.7	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 7</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	119
A.8	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 8</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	119
A.9	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 9</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	120
A.10	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 10</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	120
A.11	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 11</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	121
A.12	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 12</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	121
A.13	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 1</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	122
A.14	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 2</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	122
A.15	Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 3</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	123

A.16 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 4</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	123
A.17 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 5</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	124
A.18 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 6</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	124
A.19 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 7</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	125
A.20 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 8</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	125
A.21 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 9</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	126
A.22 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 10</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	126
A.23 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 11</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	127
A.24 Translation des Humeruskopfes von <b>Präparat Nr. 12</b> im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung . . . . .	127
A.25 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 1</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	128
A.26 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 2</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	128
A.27 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 3</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	129

A.28 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 4</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	129
A.29 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 5</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	130
A.30 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 6</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	130
A.31 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 7</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	131
A.32 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 8</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	131
A.33 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 9</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	132
A.34 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 10</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	132
A.35 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 11</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	133
A.36 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 12</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	133
A.37 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 1</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	134
A.38 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 2</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	134
A.39 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 3</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	135
A.40 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 4</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	135
A.41 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 5</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	136
A.42 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 6</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	136

A.43 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 7</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	137
A.44 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 8</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	137
A.45 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 9</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	138
A.46 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 10</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	138
A.47 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 11</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	139
A.48 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 12</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	139
A.49 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 1</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	140
A.50 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 2</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	140
A.51 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 3</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	141
A.52 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 4</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	141
A.53 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 5</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	142
A.54 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 6</b> nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	142
A.55 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 7</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	143
A.56 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 8</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	143
A.57 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 9</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°	144

A.58 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 10</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	144
A.59 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 11</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	145
A.60 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 12</b> nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	145
A.61 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 1</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	146
A.62 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 2</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	146
A.63 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 3</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	147
A.64 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 4</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	147
A.65 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 5</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	148
A.66 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 6</b> nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	148
A.67 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 7</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	149
A.68 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 8</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	149
A.69 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 9</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	150
A.70 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 11</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	150
A.71 Dehnung des SSP und ISP von <b>Präparat Nr. 12</b> nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30° . . . . .	151
A.72 Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur und freier Rotation . . . . .	152

A.73 Dehnung des anterioren/posterioren Schnitttrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur und freier Rotation . . . . .	153
A.74 Dehnung des anterioren/posterioren Schnitttrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur und freier Rotation . . . . .	154
A.75 Dehnung des anterioren/posterioren Schnitttrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur und freier Rotation . . . . .	155
A.76 Dehnung des anterioren/posterioren Schnitttrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation . . . . .	156
A.77 Dehnung des anterioren/posterioren Schnitttrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation . . . . .	157
A.78 Dehnung des anterioren/posterioren Schnitttrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation . . . . .	158
A.79 Dehnung des anterioren/posterioren Schnitttrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation . . . . .	159



# Tabellenverzeichnis

1.1	Beteiligung des Art. glenohumeralis am Aktionsradius der oberen Extremitäten [7]	12
1.2	Muskulatur des Schultergürtels mit Ursprung an der Scapula und Ansatz am Humerusknochen, sowie deren Funktion; RM - Rotatorenmanschette [7]	13
1.3	Größe des Footprint des SSP & ISP gemäß Mochizuki et al. [68]	17
1.4	Dimensionen Rotator cable und crescent [19]	18
1.5	Übersicht der Rissformen - geometrische Klassifikation nach Davidson & Burkhart; L (Länge) - Abmessung medial-lateral, W (Breite) - Abmessung anterior-posterior [27]	23
2.1	Übersicht der Präparate mit deren Eckdaten und Einteilung in die Crescent- (CS) und Reverse L-shaped (rLS) Gruppe	27
2.2	Zugbelastung der Sehnen der Rotatorenmanschette	36
3.1	Übersicht der Auswertung der a.p. Röntgenaufnahme; GTA - Tuberculum majus Winkel, LAA - lateraler Acromionwinkel, CSA - kritischer Schulterwinkel, Glenoidinklination - Glenoidneigung in der Frontalebene nach Maurer et al., AC-Gelenksarthrose - Acromioclaviculargelenksarthrose, * - vermehrt mit Rotatorenmanschettenruptur assoziierte Werte [93]	45
3.2	Übersicht der Auswertung der CT-Untersuchung und der visuellen Bestimmung der Acromionform; Glenoidversion - Glenoidneigung in der Transversalebene nach Friedman et al., Acromiontyp - Acromiontyp nach Bigliani et al. [93]	46
3.3	Übersicht der Dimensionen der generierten Rupturen vermessen mittels $\mu$ CT und der Footprints (bestimmt mittels Messschieber) [93]	74



# Index

SSP	Supraspinatus
ISP	Infraspinatus
TM	Teres minor
SSC	Subscapularis
GTA	Tuberculum majus Winkel
LAA	Lateraler Acromionwinkel
CSA	Kritischer Schulterwinkel
FEM	Finite Element Method
TReg	Regulatorische T-Zelle
HIF	Hypoxie-induzierter Faktor



# Anhang A

## Anhang

### A.1 Prüfprotokoll

Zur Erstellung des Prüfprotokolls wurde die herstellerspezifische Software (WaveMatrix, Instron, Norwood, Massachusetts, US) der Materialprüfmaschine verwendet.

Dabei wurde für alle Teilversuche (Intakt, 50%ige Ruptur, 100%ige Ruptur) dasselbe Prüfprotokoll, bestehend aus den Teilen A.1.1 und A.1.2, durchgeführt.

#### A.1.1 Versuchsreihe: freie Rotation

- (1) **Ausgangsposition:** Aktuator bei -29,0 mm (1,0 mm Puffer zum Minimum der Aktuatorbewegung), Vorspannung der SSP-Sehne durch Zug am Aktuator bis zur Zentrierung des Humeruskopfes im Glenoid
- (2) **Abduktion:** Zug am Kabel durch Bewegung des Aktuators bis zum Erreichen eines Abduktionswinkels von 30° (Prüfung durch zeitgleiche Messung mit dem optischen Messsystem)
- (3) Ende des Zyklus
- (4) Punkt (1)-(3) wiederholen

#### A.1.2 Versuchsreihe: blockierte Rotation

- (5) Bohrer (3 mm) in das Bohrloch der Aluminiumstange positionieren, sodass die Aluminiumstange und somit der Humerus in seiner Rotation weitestgehend limitiert ist <sup>1</sup>
- (6) **Ausgangsposition:** Aktuator bei -29,0 mm (1,0 mm Puffer zum Minimum der Aktuatorbewegung), Vorspannung der SSP-Sehne durch Zug am Aktuator bis zur Zentrierung des Humeruskopfes im Glenoid
- (7) **Abduktion:** Zug am Kabel durch Bewegung des Aktuators bis zum Erreichen eines Abduktionswinkels von 30°.  
Ein Abbruch des Prüfprotokoll erfolgte bei Erfüllung einer der folgenden Kriterien zum Schutz der SSP-Sehne:

---

<sup>1</sup>Eine vollständige Blockierung der Rotation war nicht möglich, da dies zu keiner Abduktion bzw. zu einer zu hohen Spannung in der SSP-Sehne führte und eine mikro- bzw. makroskopische Schädigung dadurch nicht mehr ausgeschlossen werden konnte.

1. Rotation der Profilkonstruktion am Boden
2. Erreichen einer Zugkraft von 600 N <sup>2</sup>
3. Keine Abduktion von  $\geq 1^\circ$  innerhalb von 2 s

(8) Ende des Zyklus

(9) Punkt (5)-(8) wiederholen

---

<sup>2</sup>Die Bruchlast des anterioren Bereichs des SSP, in dem sich die Sehne befindet, liegt bei  $779,2 \pm 218,9$  N, sodass als obere Kraftgrenze in unserem Versuch 600 N gewählt wurden, um eine Ruptur der SSP-Sehne während der Versuche zu vermeiden [63].

## **A.2 Translation bei Intakt und Ruptur - freie Rotation**

In den folgenden Unterkapiteln ist die Translation aller Crescent- und Reverse L-shaped Präparate dargestellt. Beide Rupturgrößen werden jeweils mit dem intakten Zustand verglichen: positivere Werte als im intakten Zustand entsprechen bei dX einer Translation nach anterior, bei dY einer Kranialisierung und bei dZ einer vermehrten Lateralisierung des Humeruskopfes im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids entsprechend den Richtlinien der ISB.

## A.2.1 50%ige Crescent-shaped Ruptur

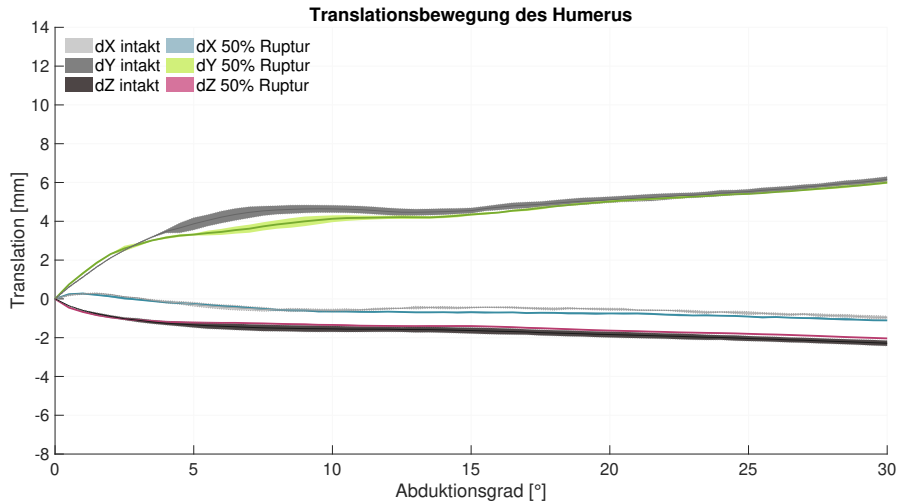


Abbildung A.1: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 1** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

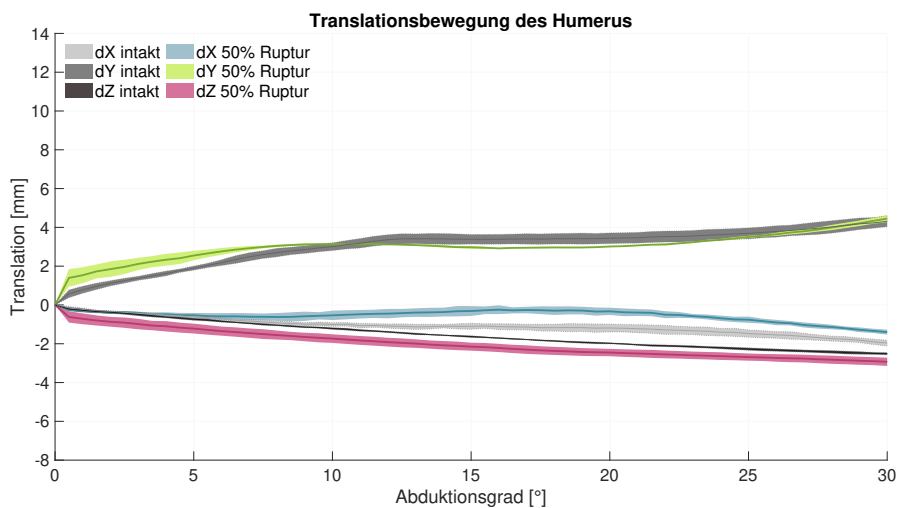


Abbildung A.2: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 2** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung



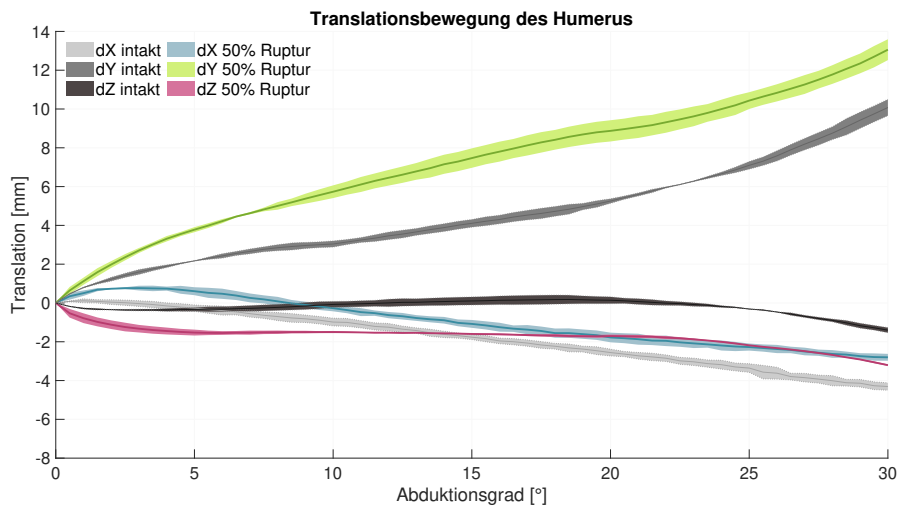


Abbildung A.3: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 3** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

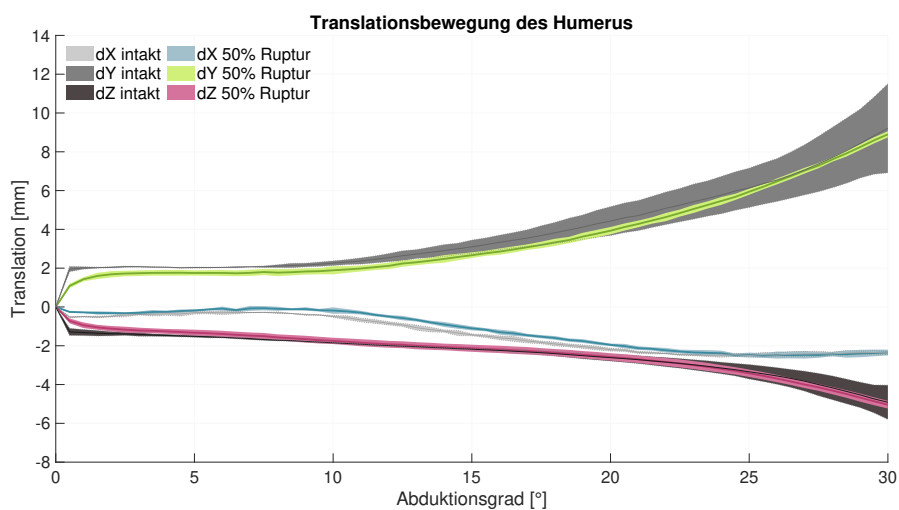


Abbildung A.4: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 4** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

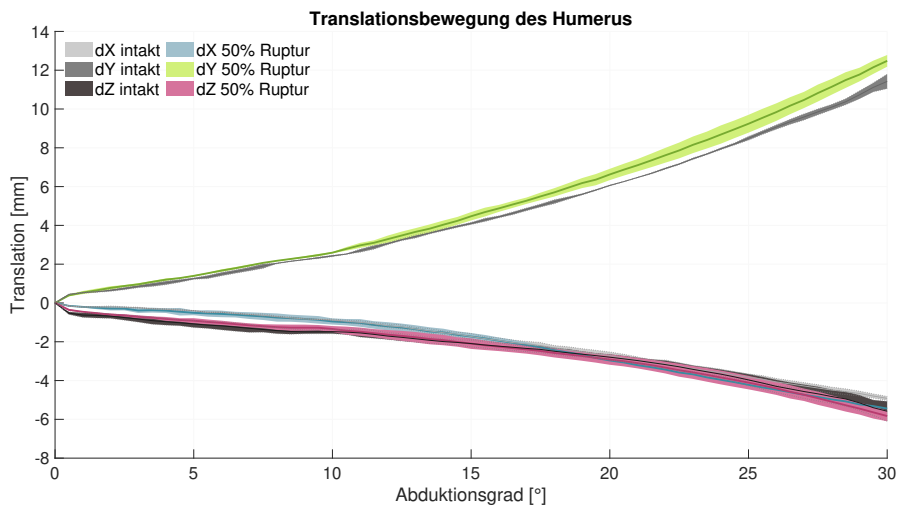


Abbildung A.5: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 5** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

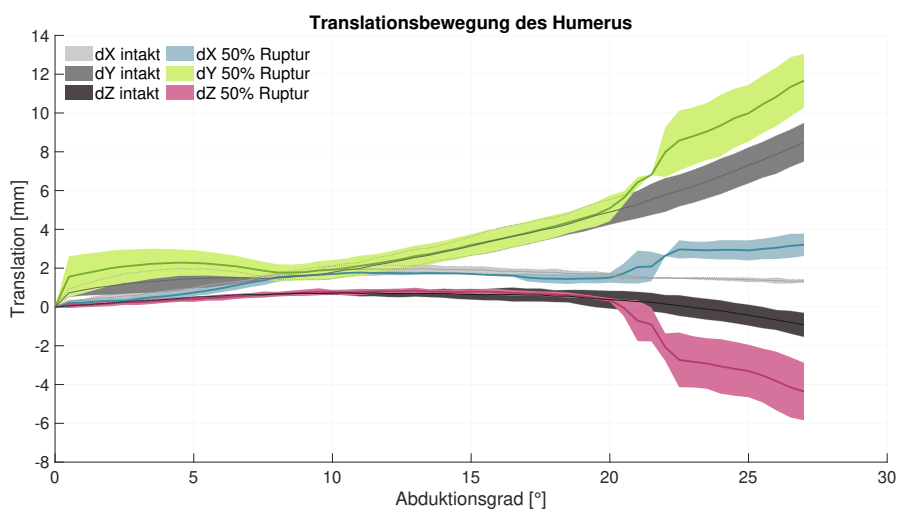


Abbildung A.6: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 6** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

## A.2.2 50%ige Reverse L-shaped Ruptur

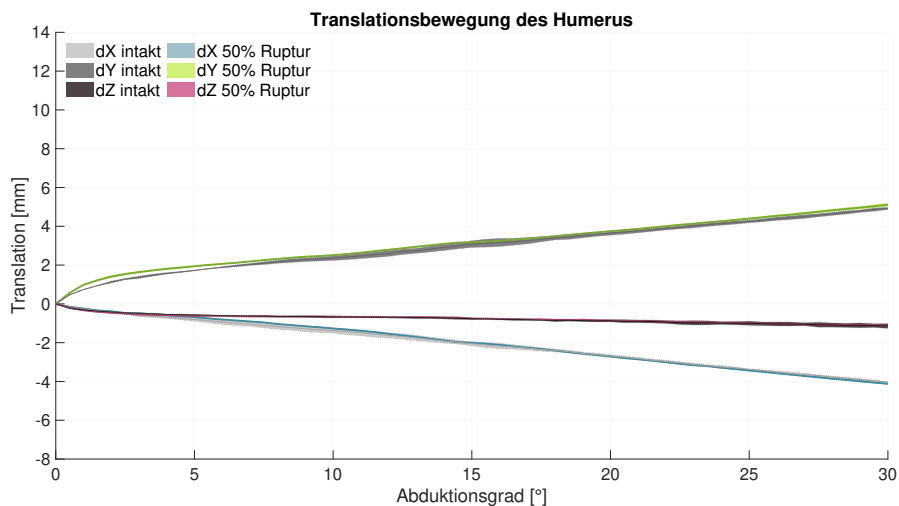


Abbildung A.7: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 7** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

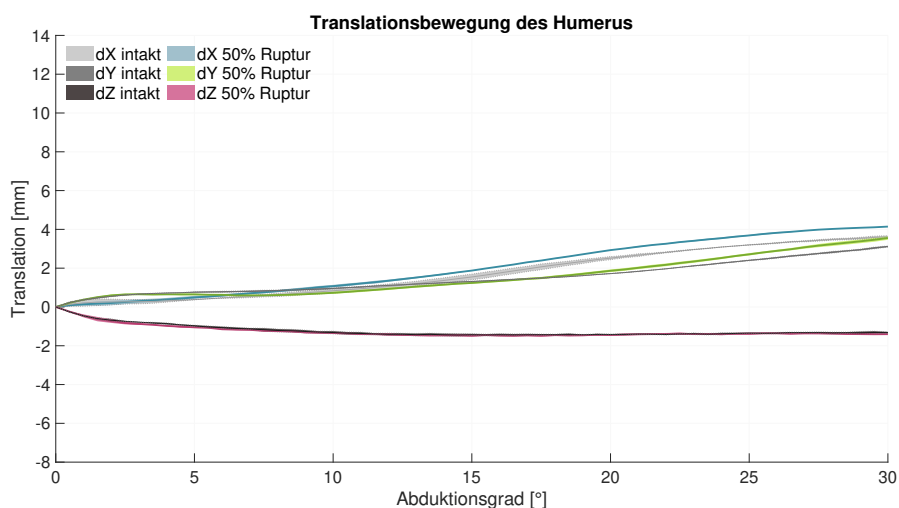


Abbildung A.8: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 8** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

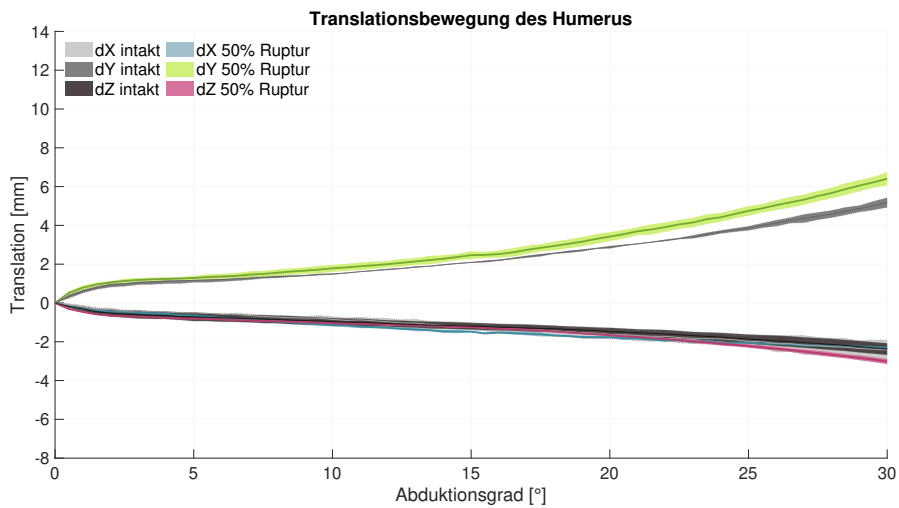


Abbildung A.9: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 9** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

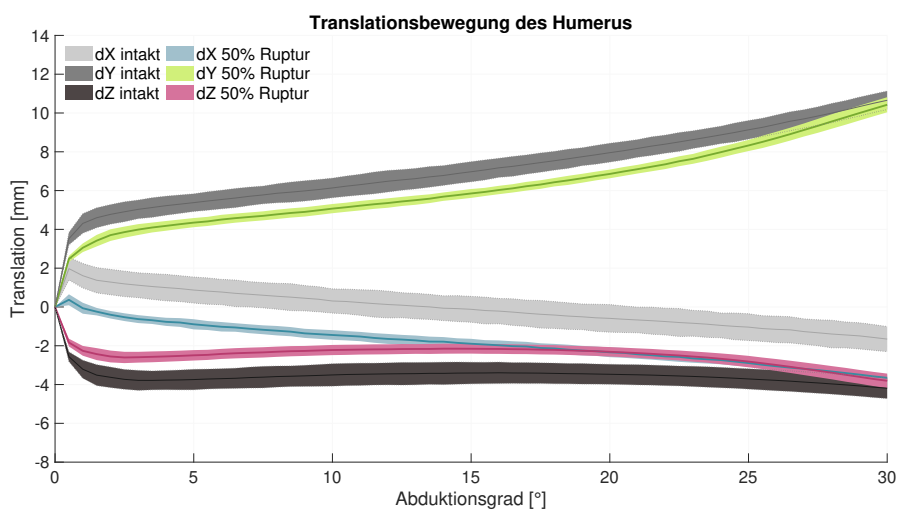


Abbildung A.10: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 10** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

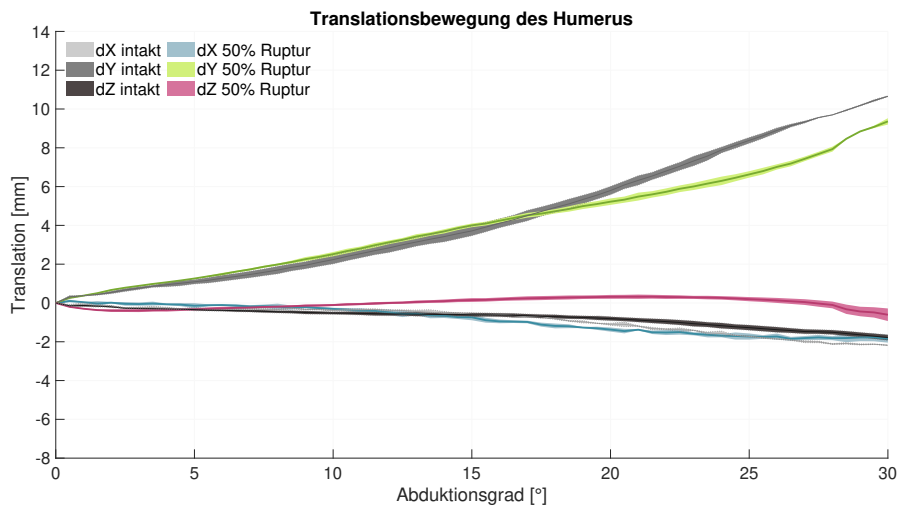


Abbildung A.11: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 11** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

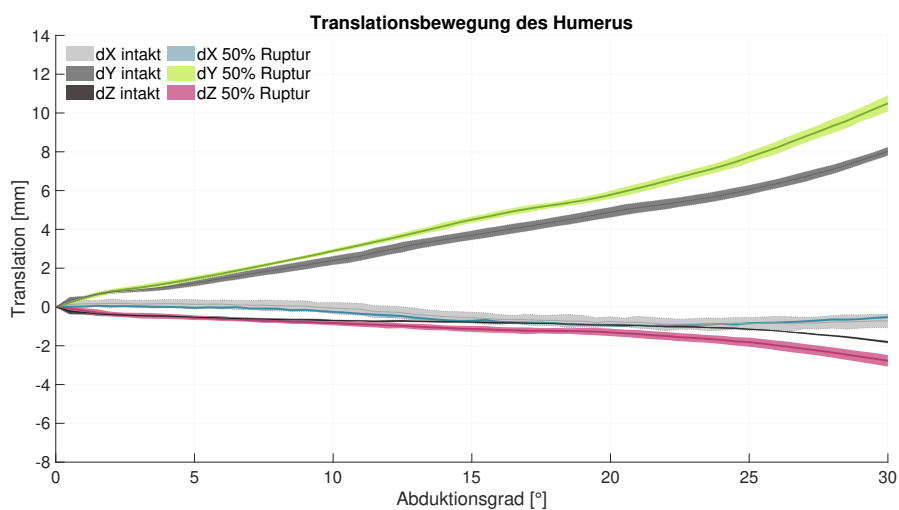


Abbildung A.12: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 12** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 50%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

### A.2.3 100%ige Crescent-shaped Ruptur

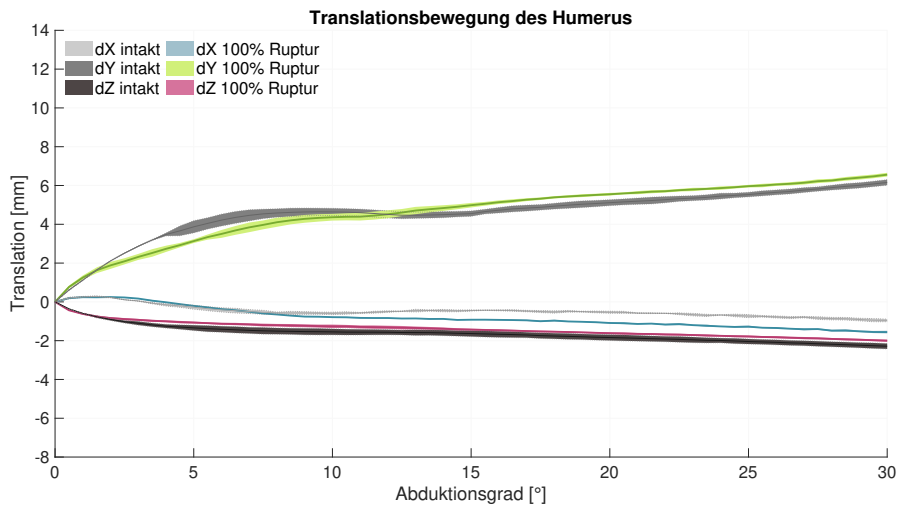


Abbildung A.13: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 1** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

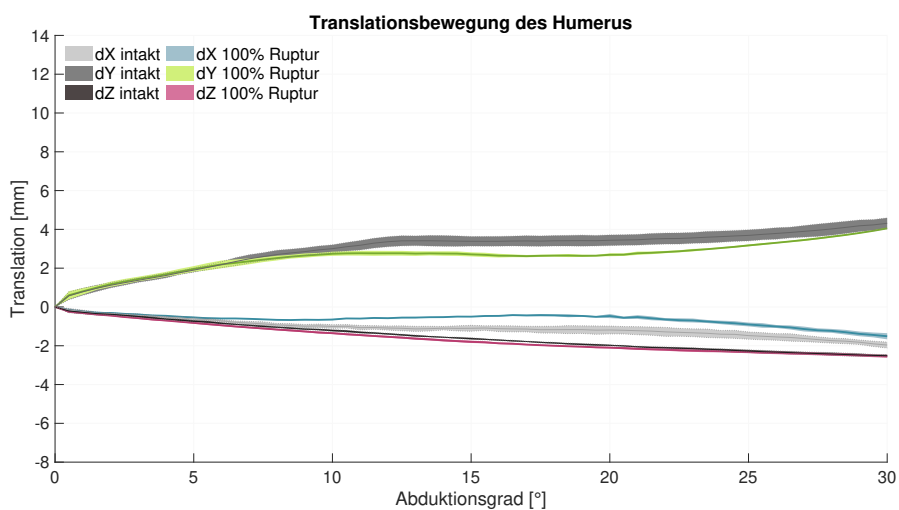


Abbildung A.14: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 2** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

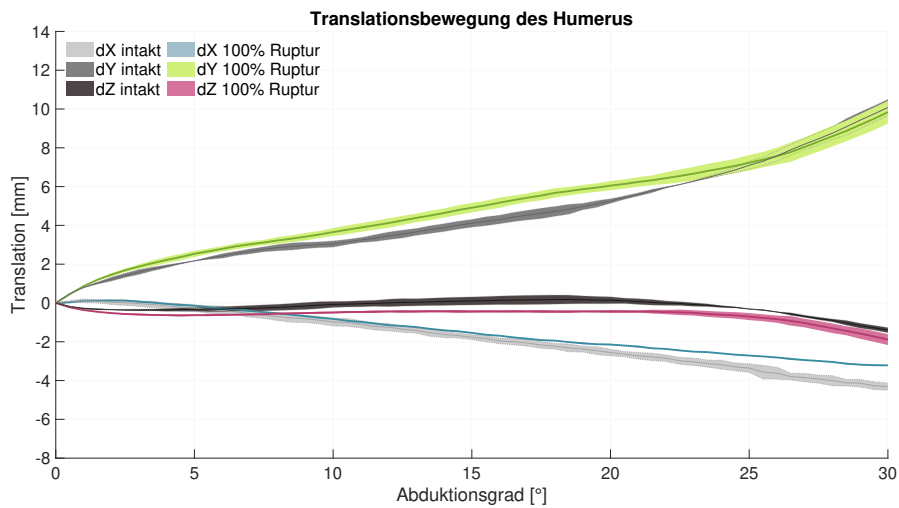


Abbildung A.15: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 3** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

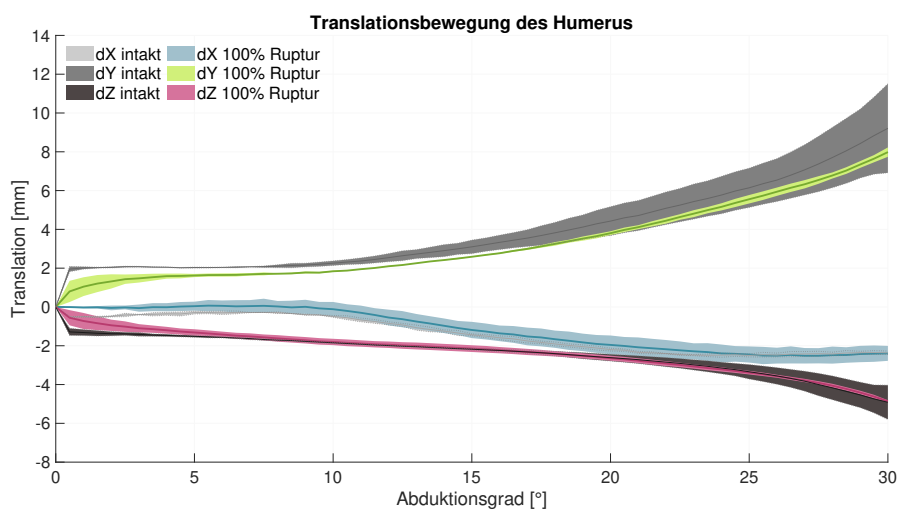


Abbildung A.16: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 4** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

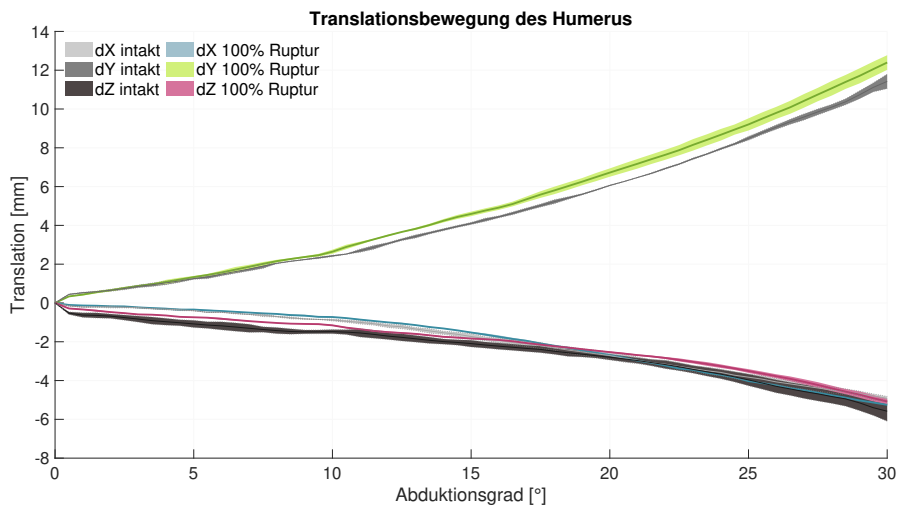


Abbildung A.17: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 5** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

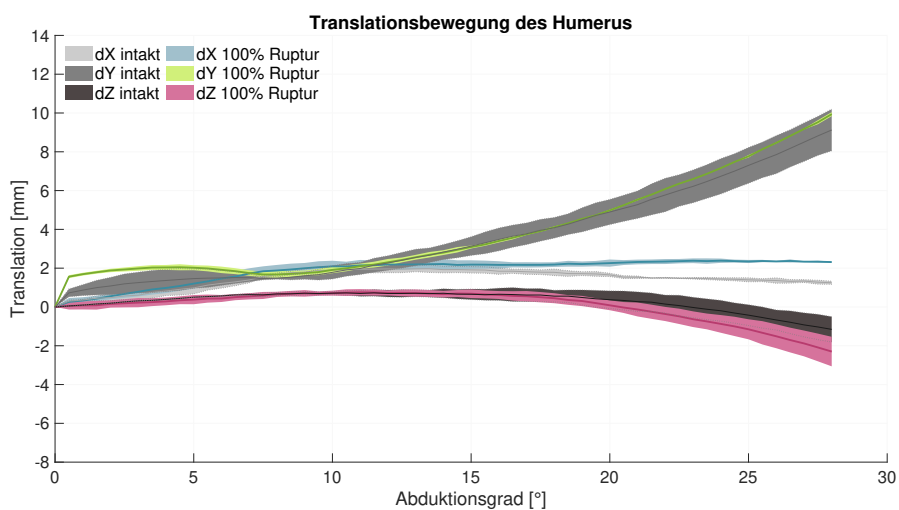


Abbildung A.18: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 6** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung



## A.2.4 100%ige Reverse L-shaped Ruptur

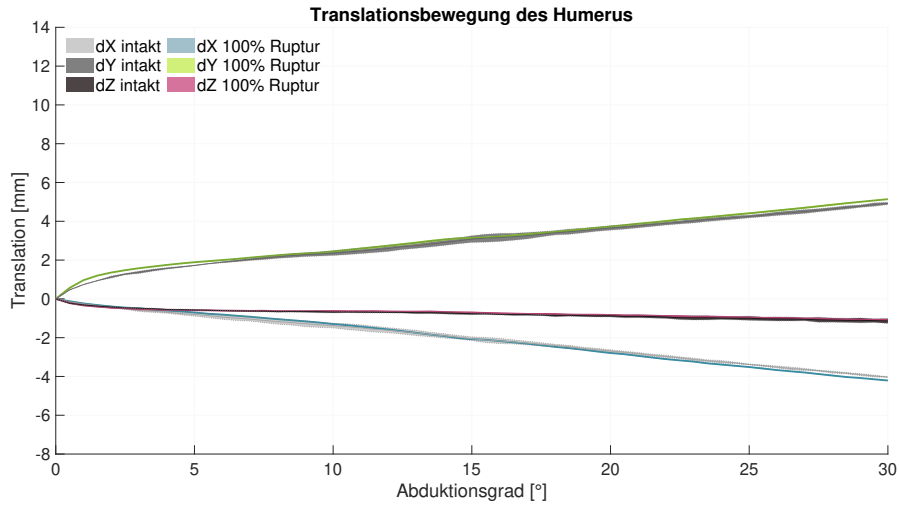


Abbildung A.19: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 7** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

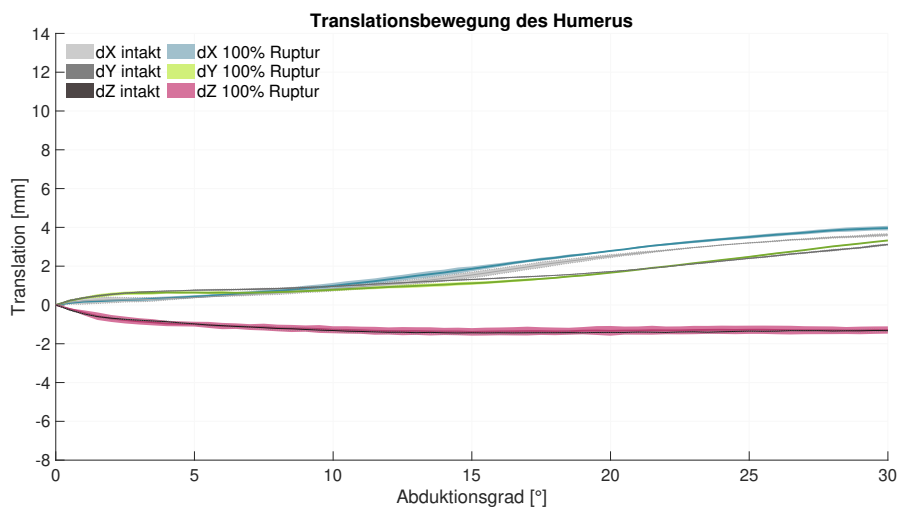


Abbildung A.20: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 8** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

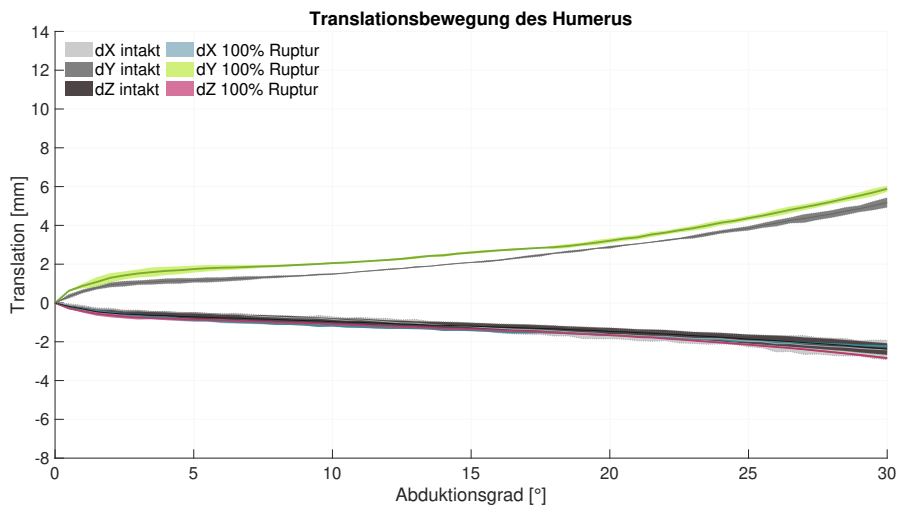


Abbildung A.21: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 9** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

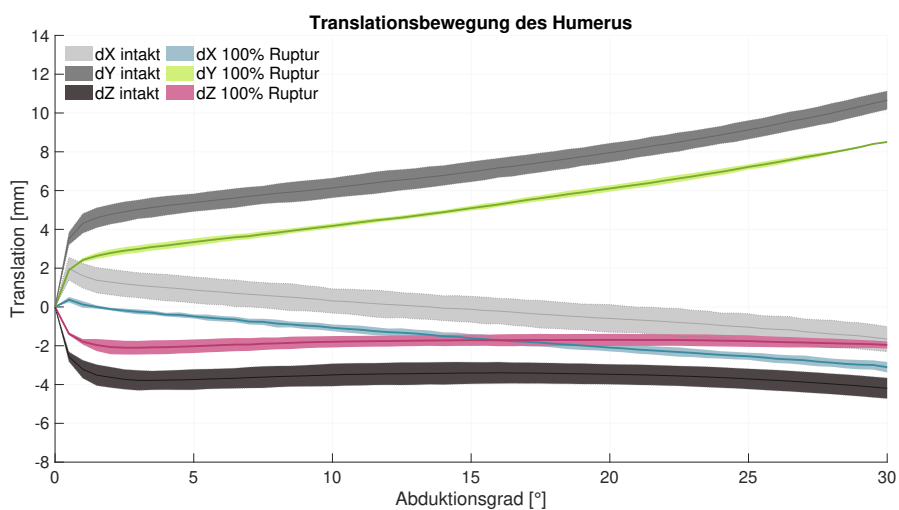


Abbildung A.22: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 10** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

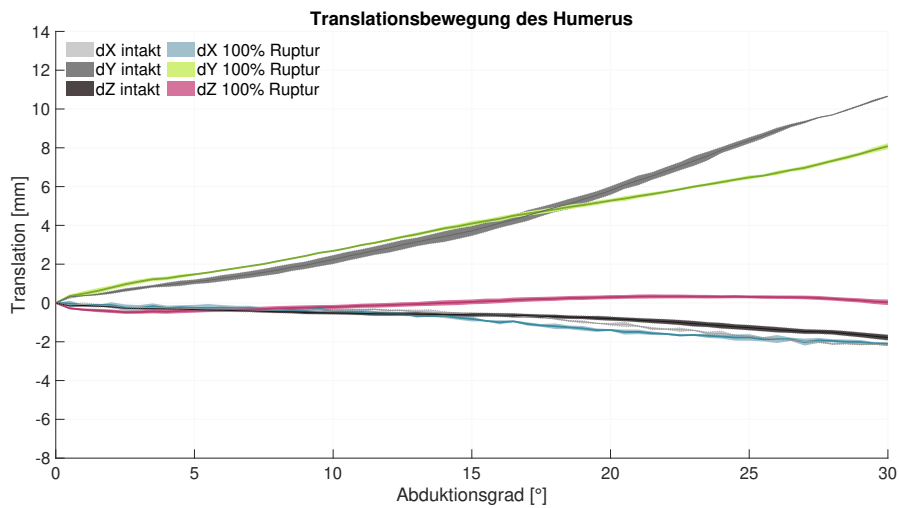


Abbildung A.23: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 11** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

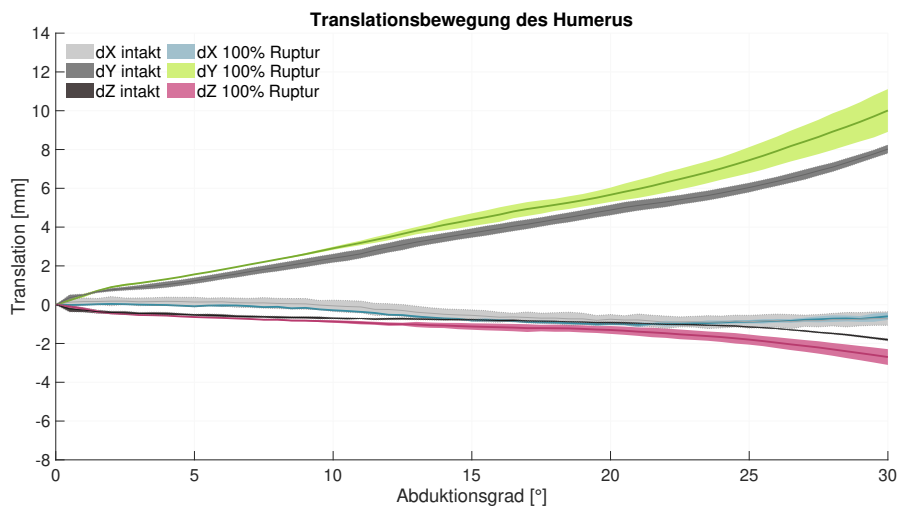


Abbildung A.24: Translation des Humeruskopfes von **Präparat Nr. 12** im Bezug zum Mittelpunkt des Glenoids bei einer 100%igen Ruptur und bei intakter SSP-Sehne im Vergleich; dX - Translation nach anterior/posterior, dY - Kranialisierung/Kaudalisierung, dZ - Lateralisierung/Medialisierung

## A.3 Dehnung des ISP und SSP - freie Rotation

### A.3.1 50%ige Crescent-shaped Ruptur

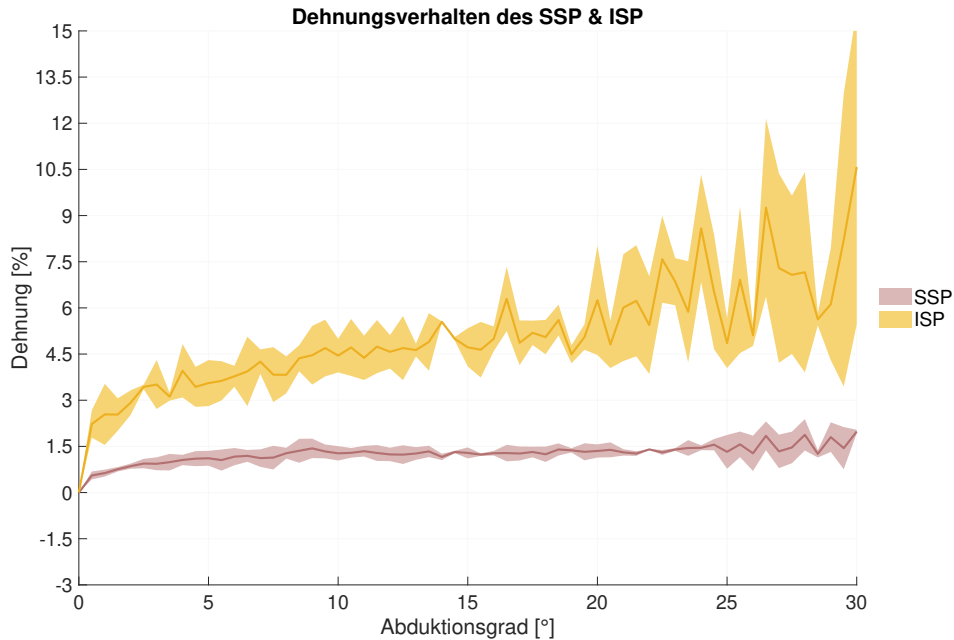


Abbildung A.25: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 1** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

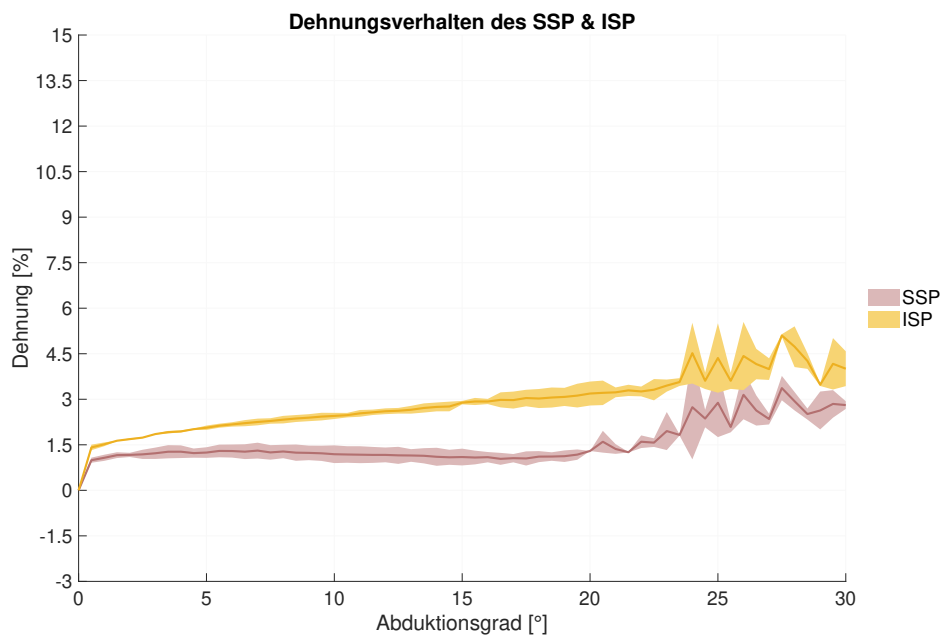


Abbildung A.26: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 2** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

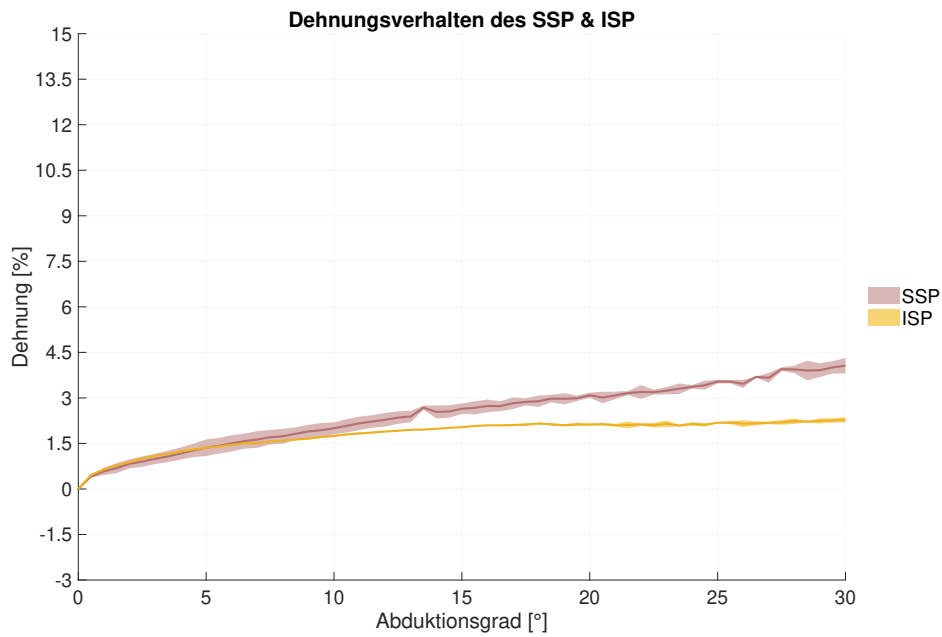


Abbildung A.27: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 3** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

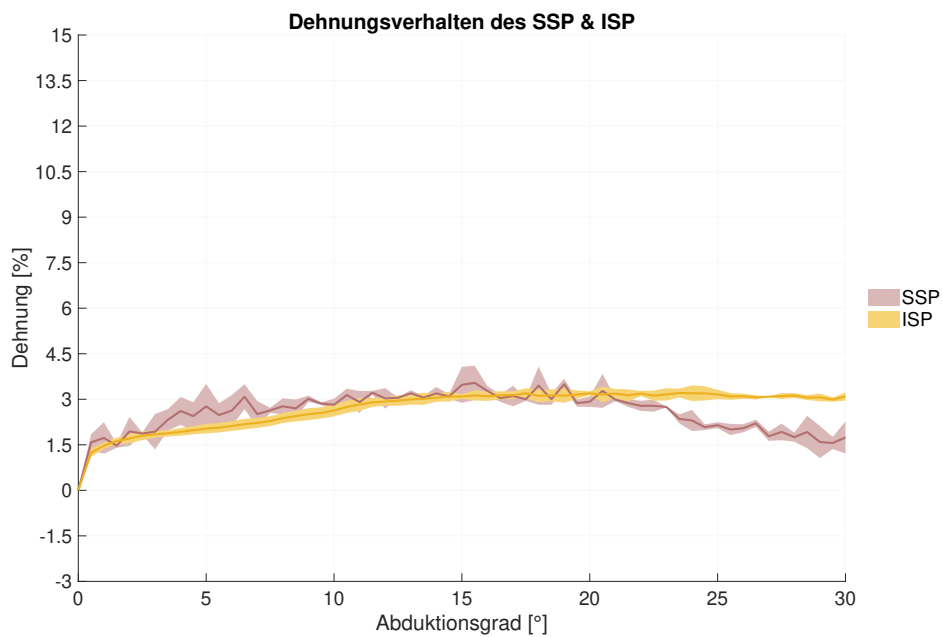


Abbildung A.28: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 4** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

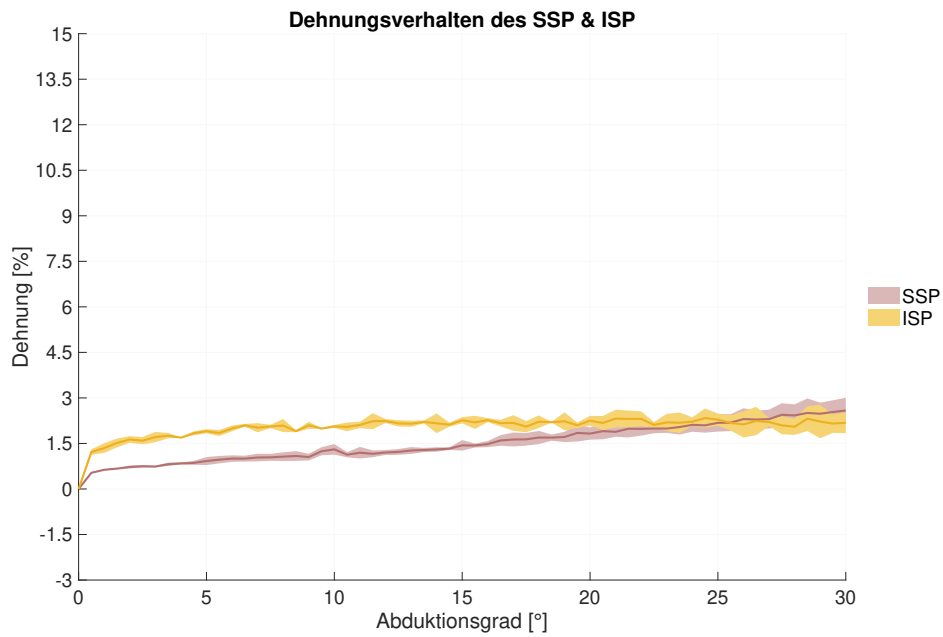


Abbildung A.29: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 5** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

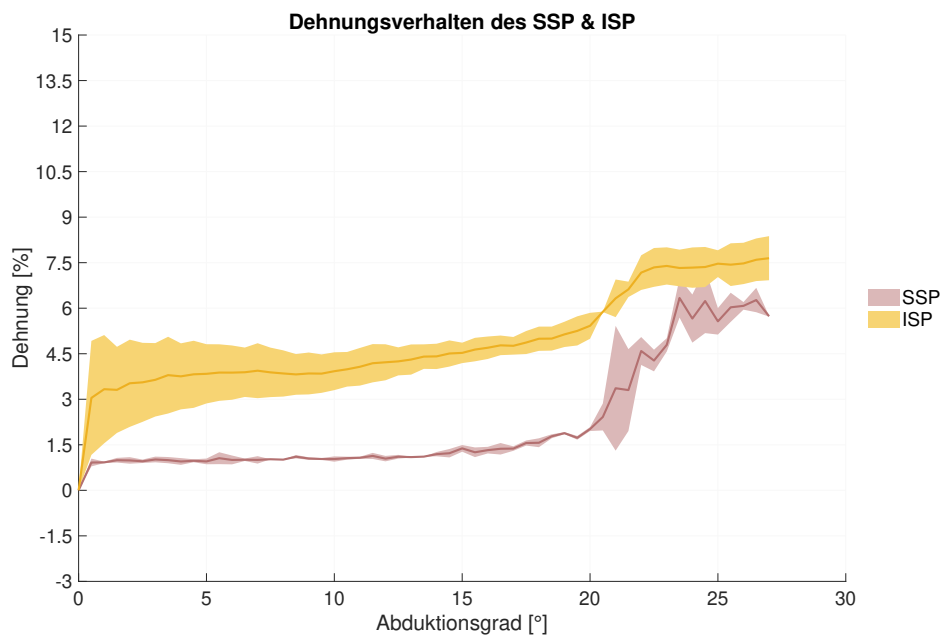


Abbildung A.30: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 6** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

### A.3.2 50%ige Reverse L-shaped Ruptur

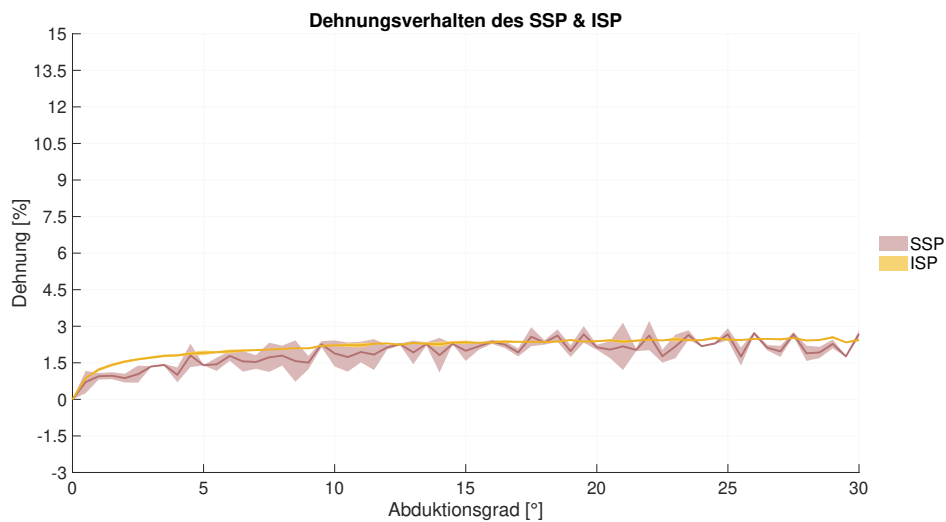


Abbildung A.31: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 7** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

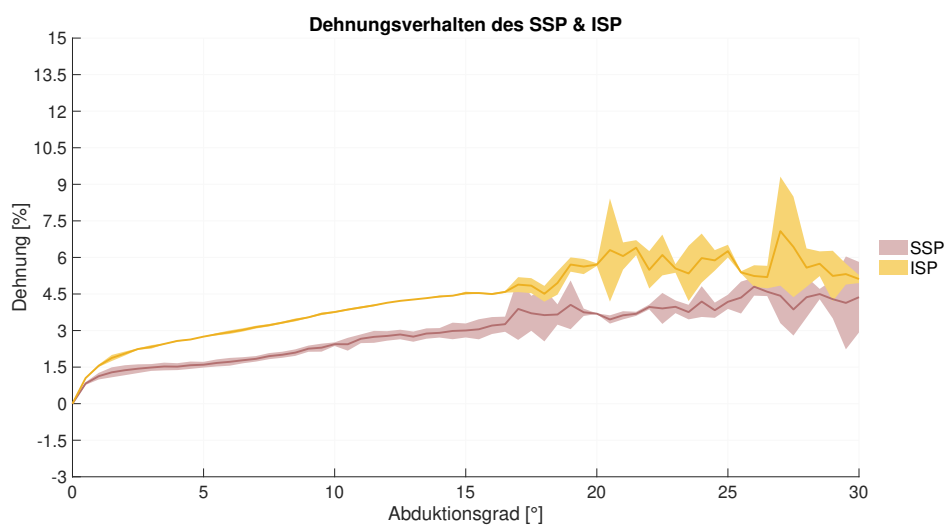


Abbildung A.32: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 8** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

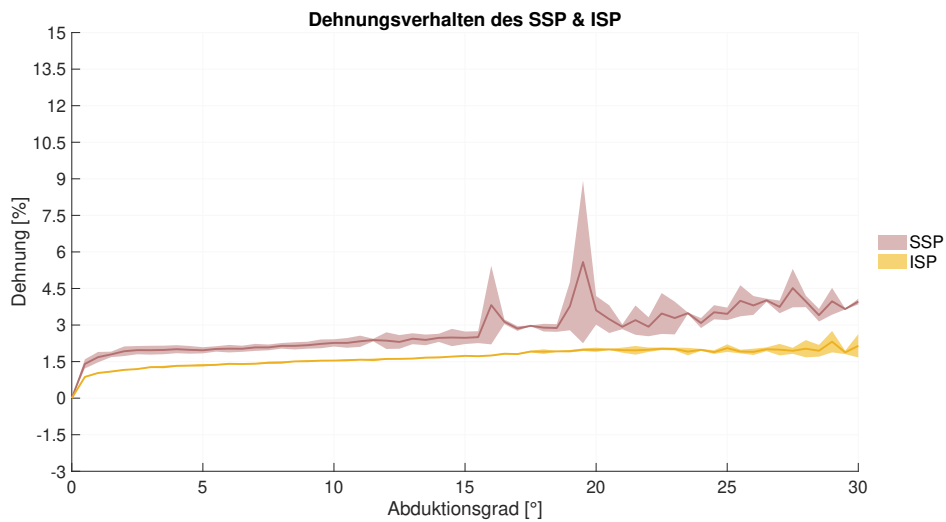


Abbildung A.33: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 9** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

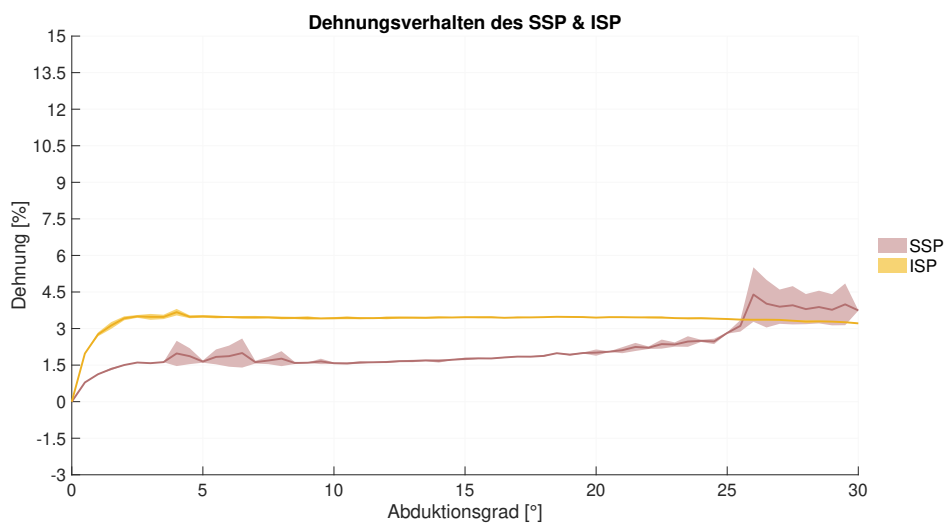


Abbildung A.34: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 10** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°



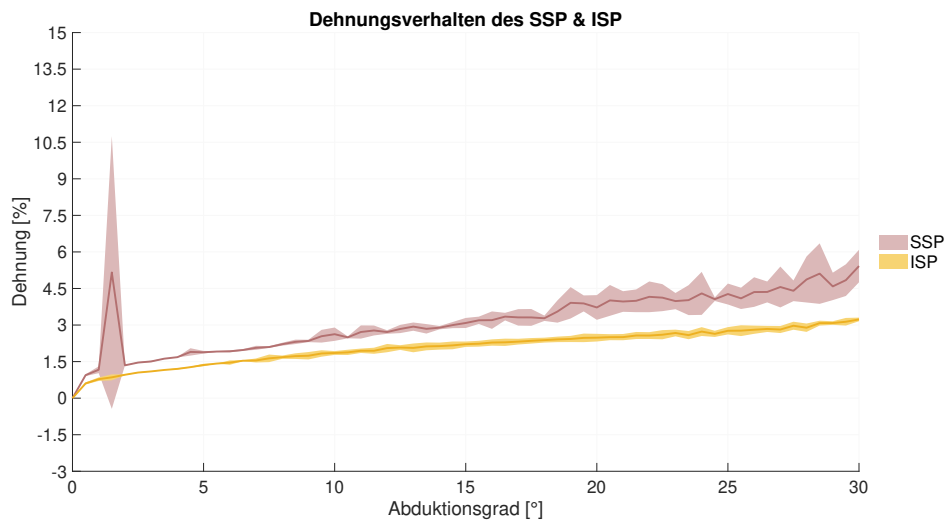


Abbildung A.35: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 11** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

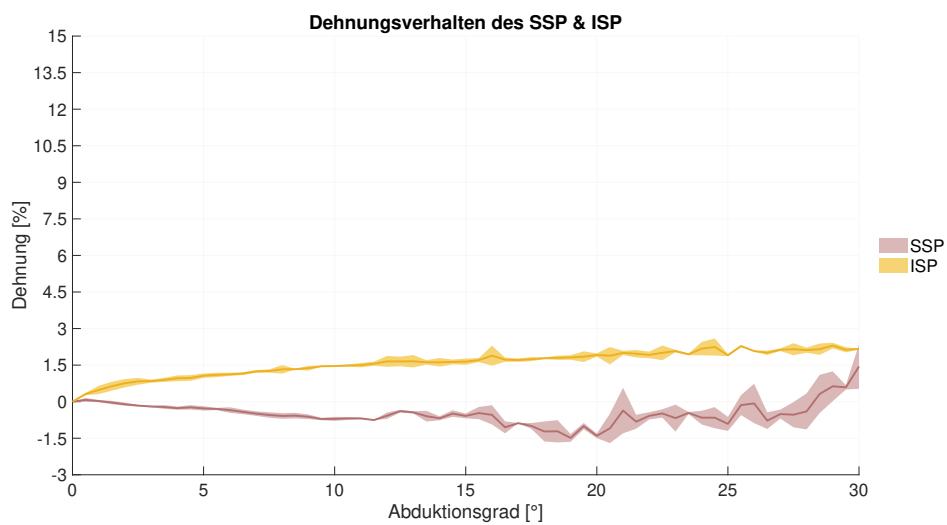


Abbildung A.36: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 12** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

### A.3.3 100%ige Crescent-shaped Ruptur

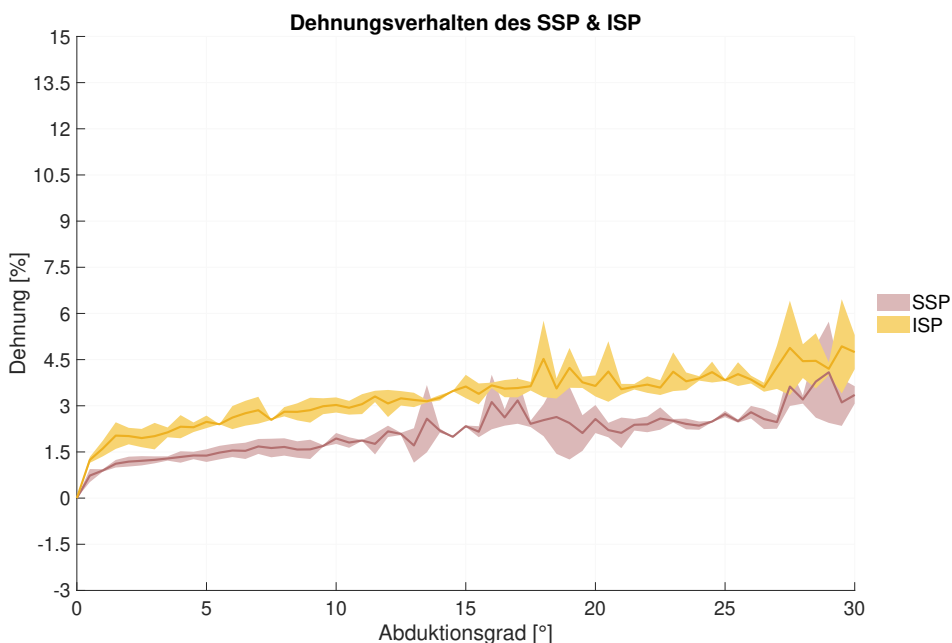


Abbildung A.37: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 1** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

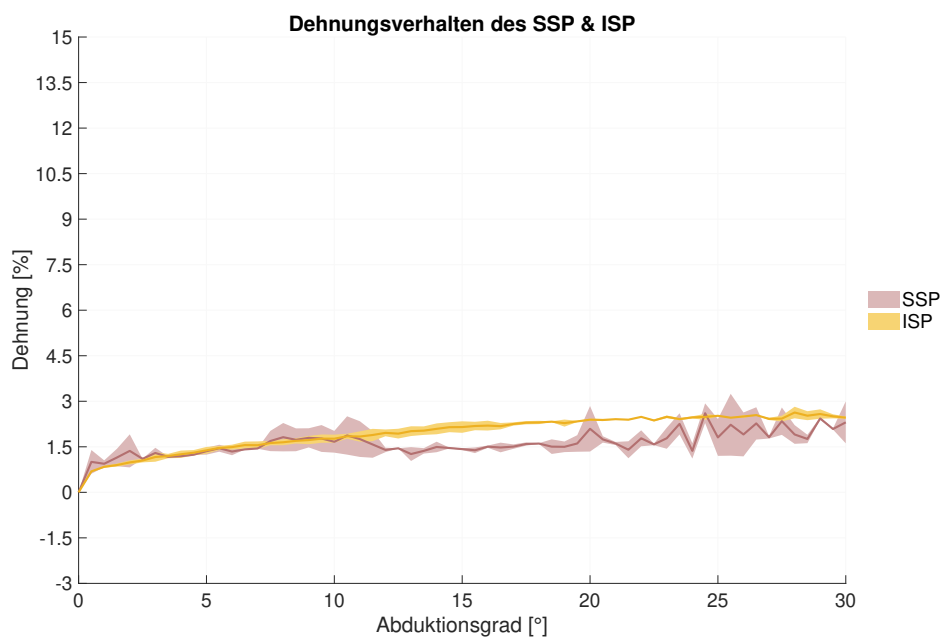


Abbildung A.38: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 2** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

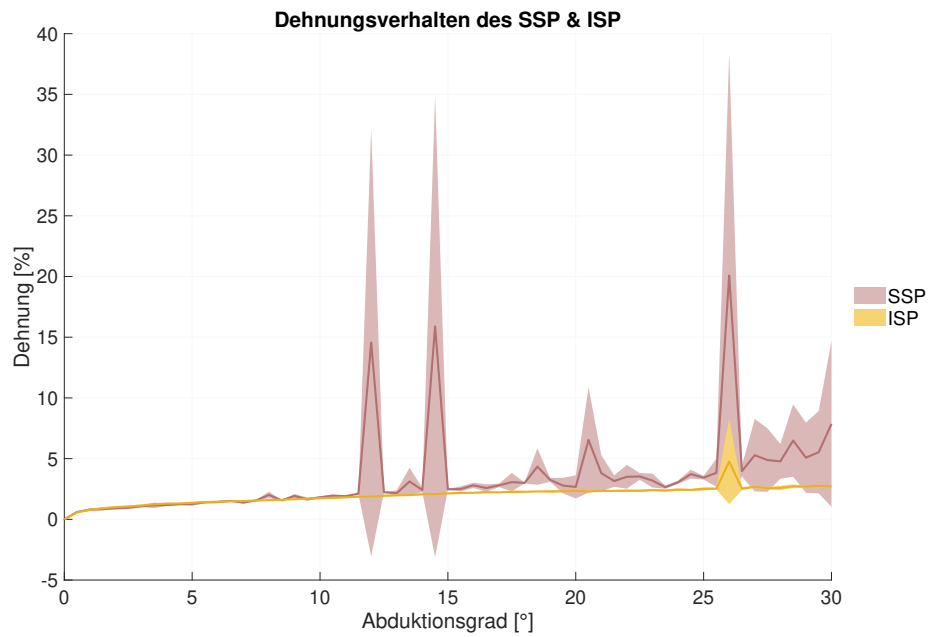


Abbildung A.39: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 3** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

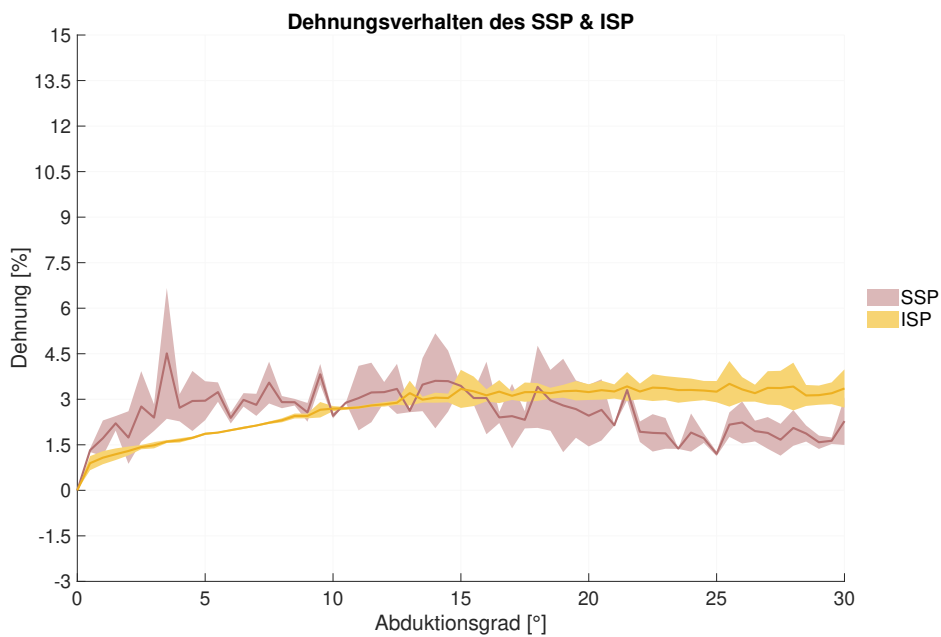


Abbildung A.40: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 4** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

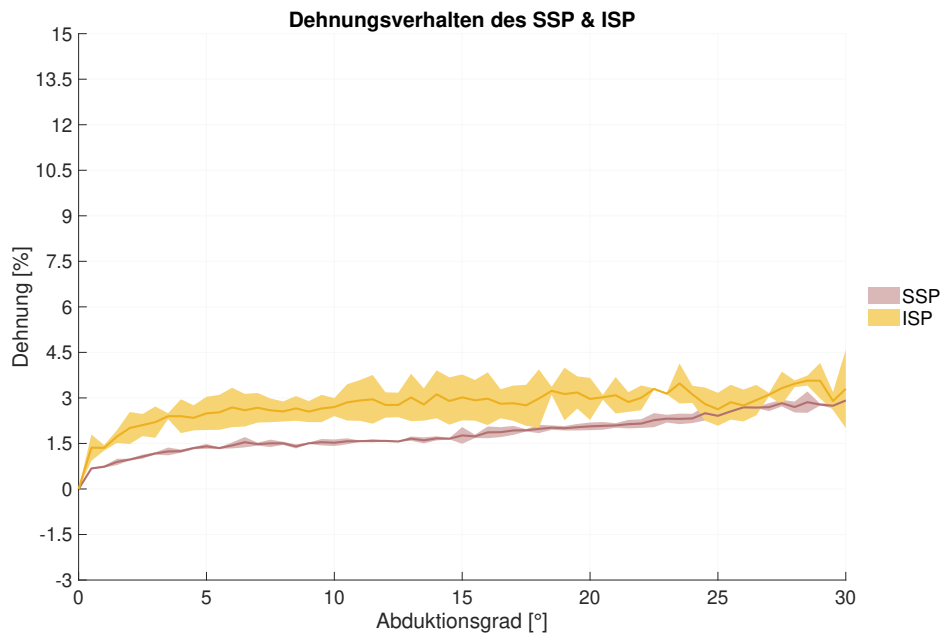


Abbildung A.41: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 5** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

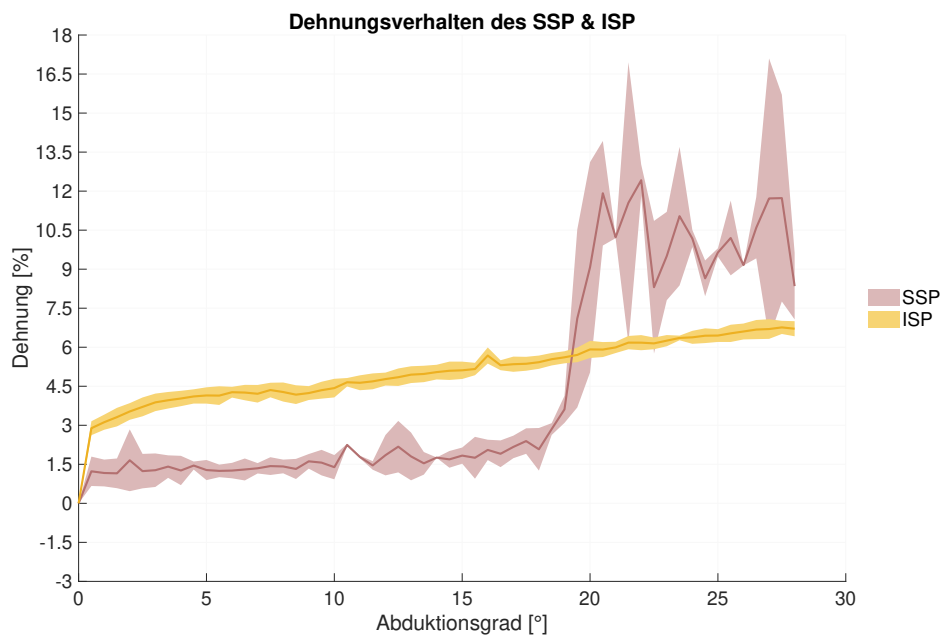


Abbildung A.42: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 6** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

### A.3.4 100%ige Reverse L-shaped Ruptur

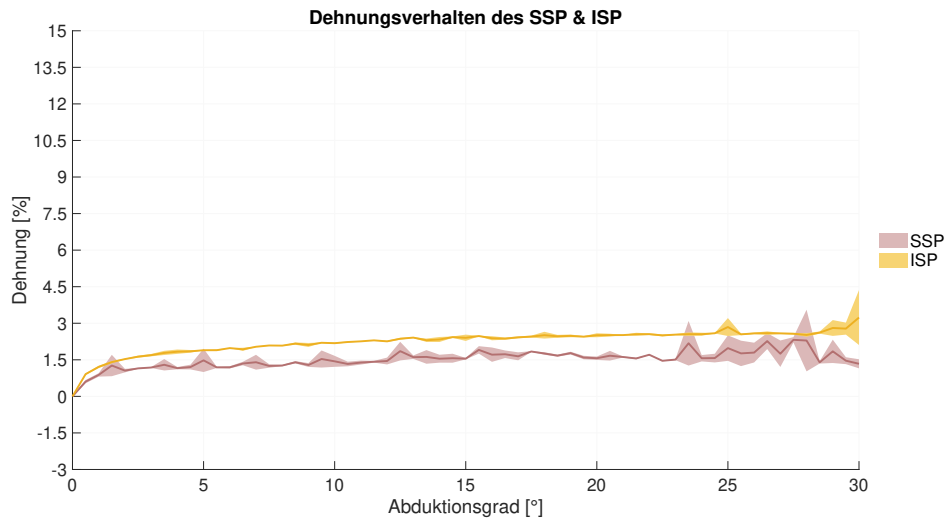


Abbildung A.43: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 7** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

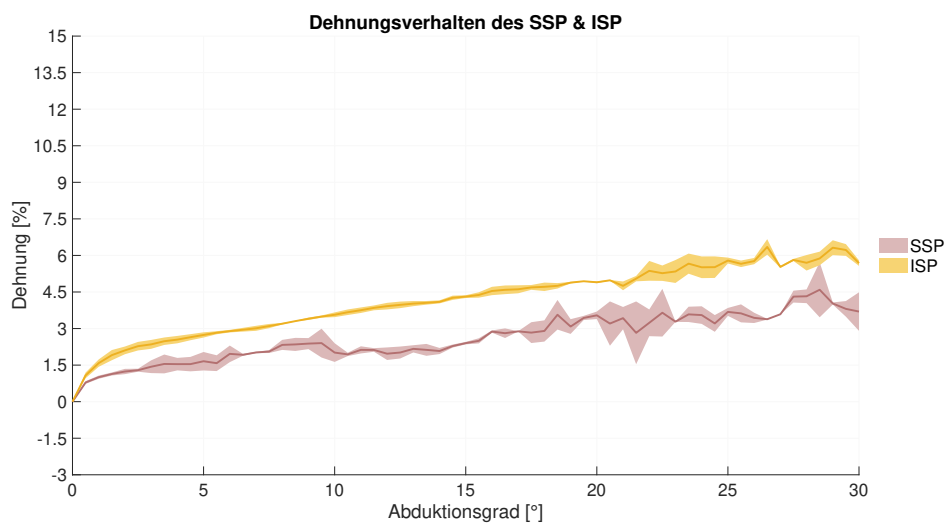


Abbildung A.44: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 8** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

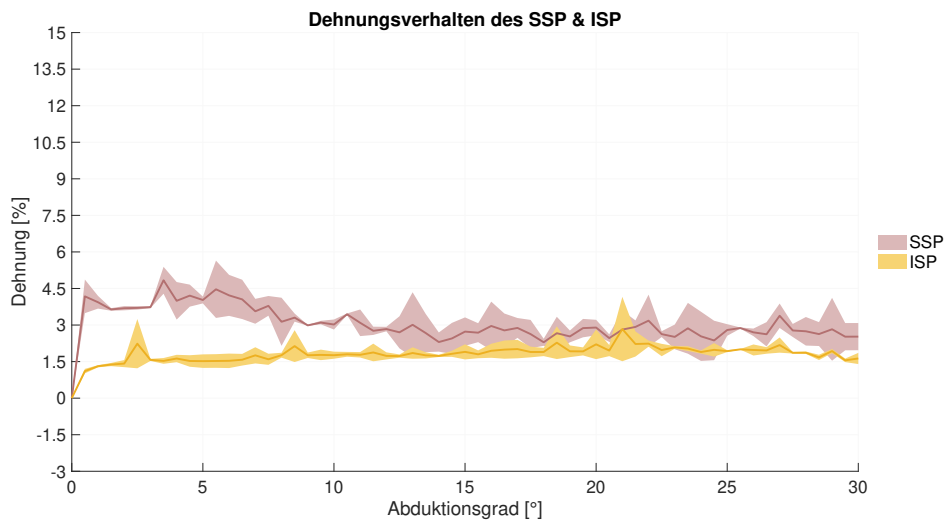


Abbildung A.45: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 9** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

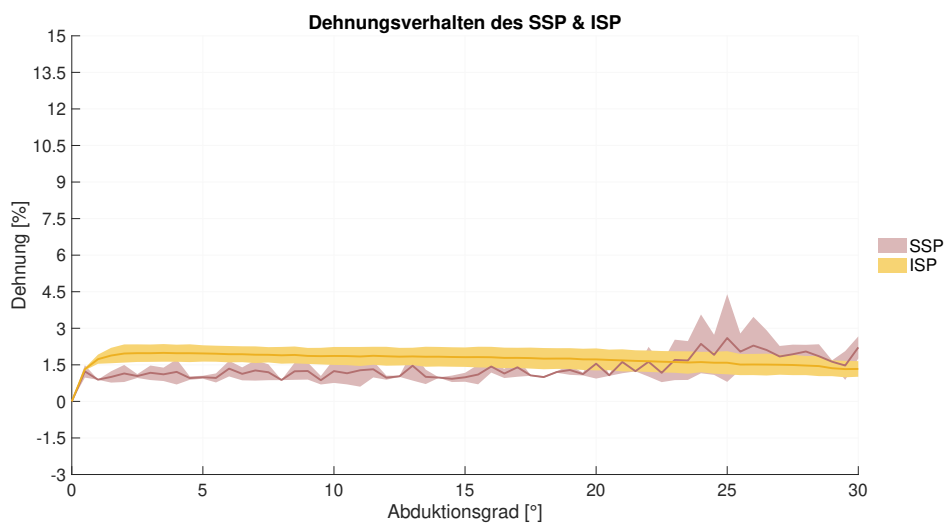


Abbildung A.46: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 10** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

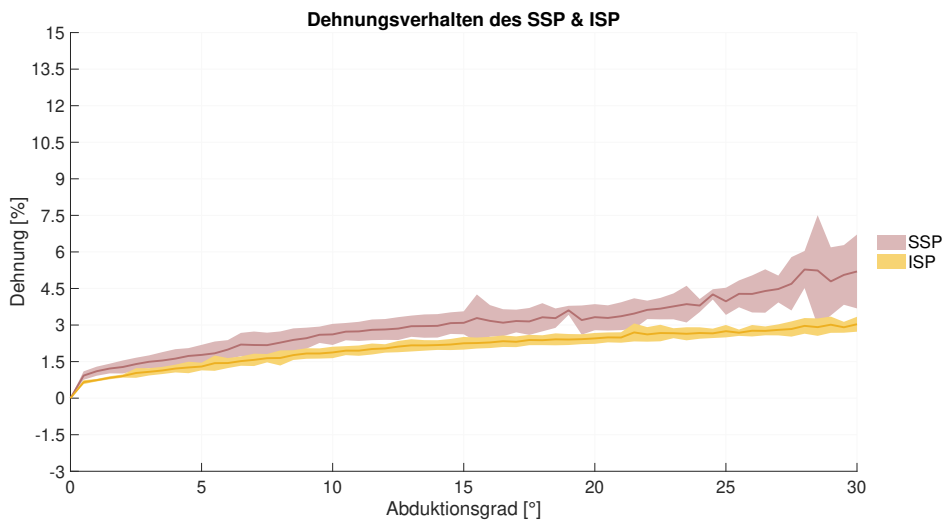


Abbildung A.47: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 11** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

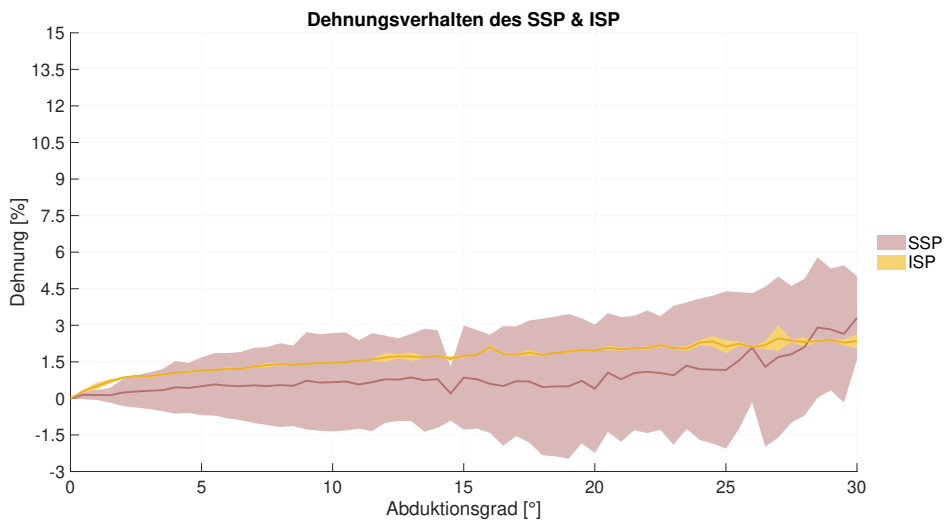


Abbildung A.48: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 12** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei freier Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

## A.4 Dehnung des ISP und SSP - blockierte Rotation

### A.4.1 50%ige Crescent-shaped Ruptur

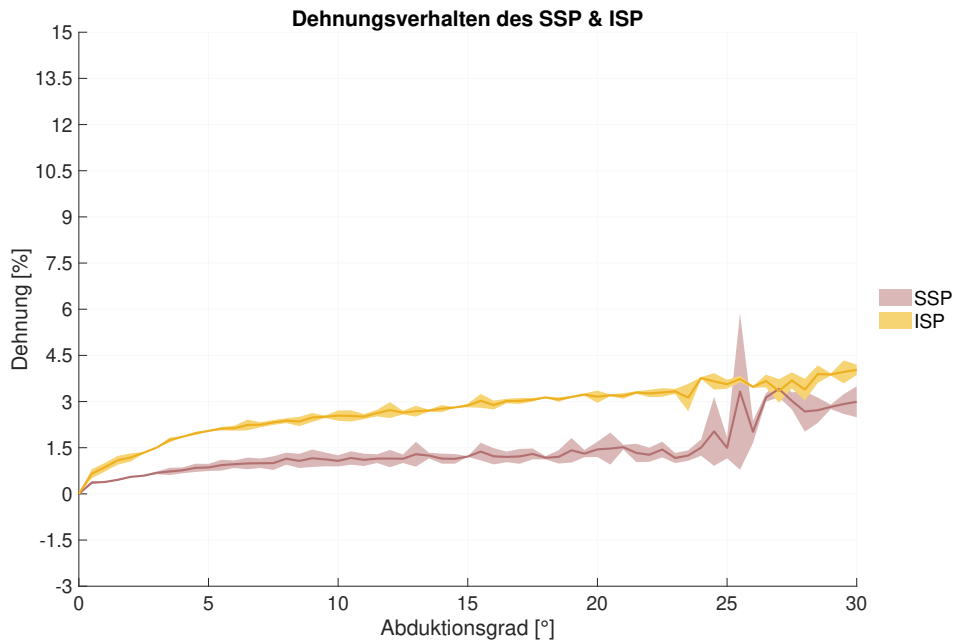


Abbildung A.49: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 1** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

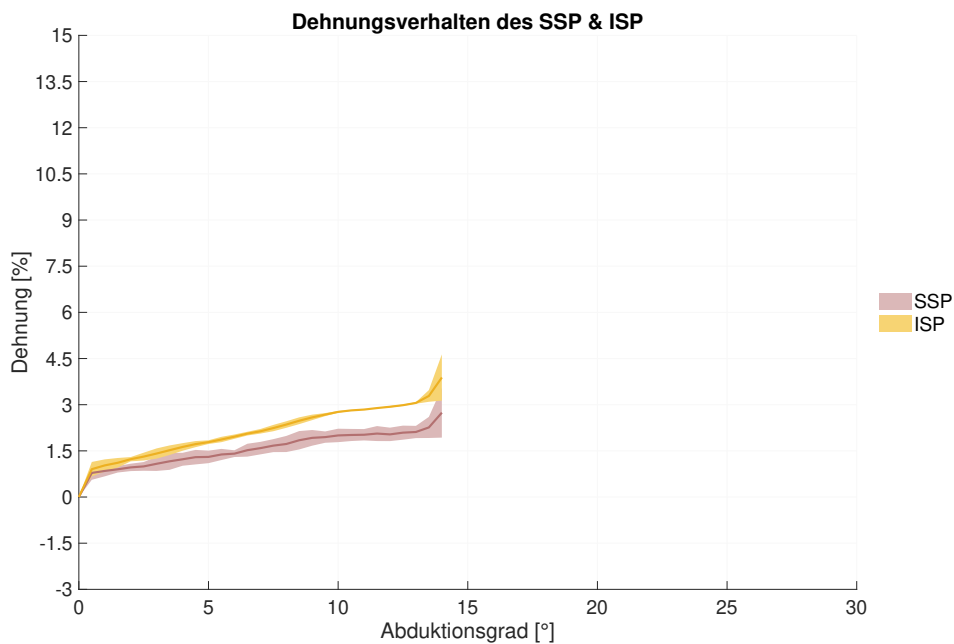


Abbildung A.50: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 2** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°



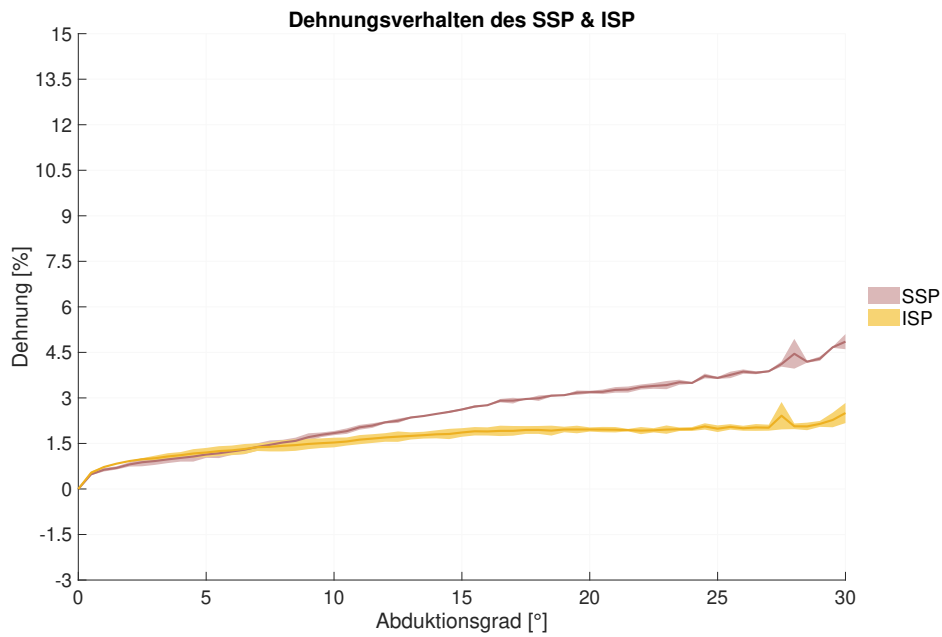


Abbildung A.51: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 3** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

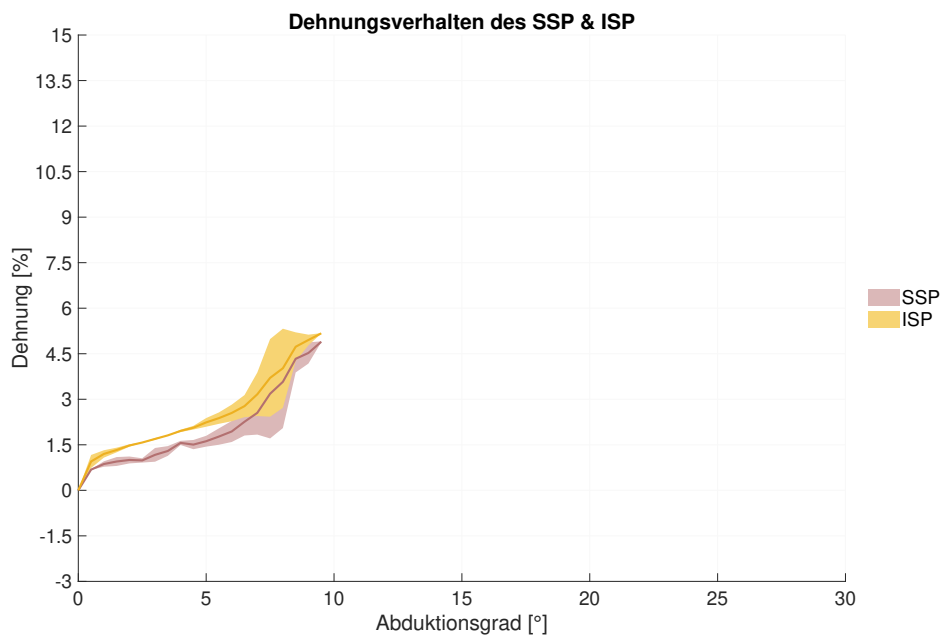


Abbildung A.52: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 4** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

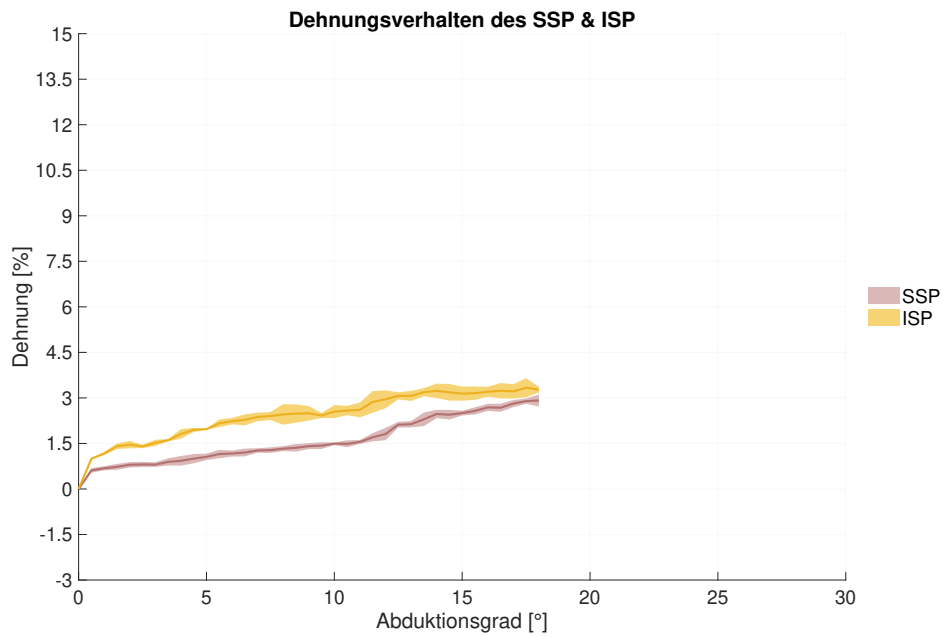


Abbildung A.53: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 5** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

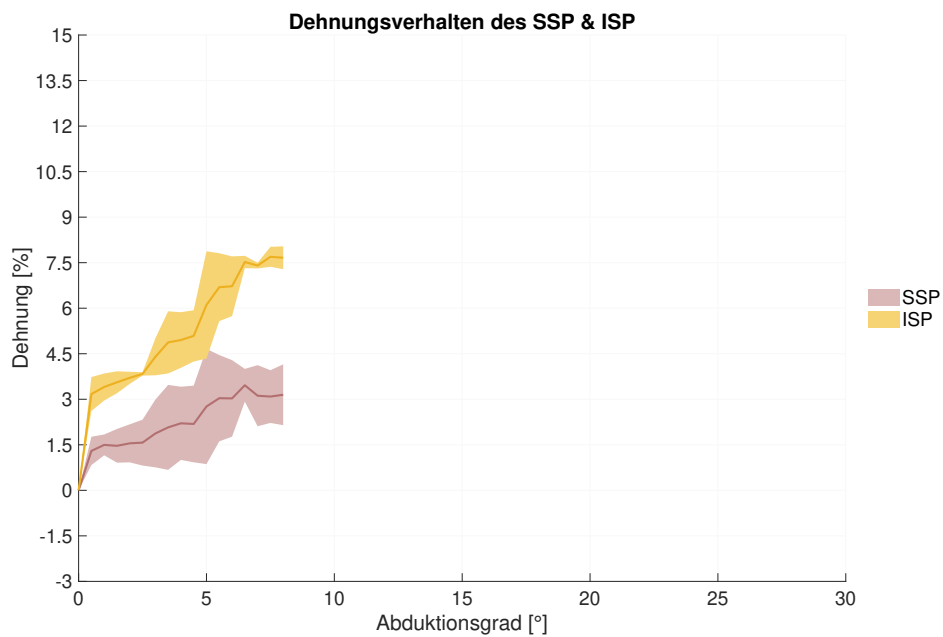


Abbildung A.54: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 6** nach Generierung einer 50%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

#### A.4.2 50%ige Reverse L-shaped Ruptur

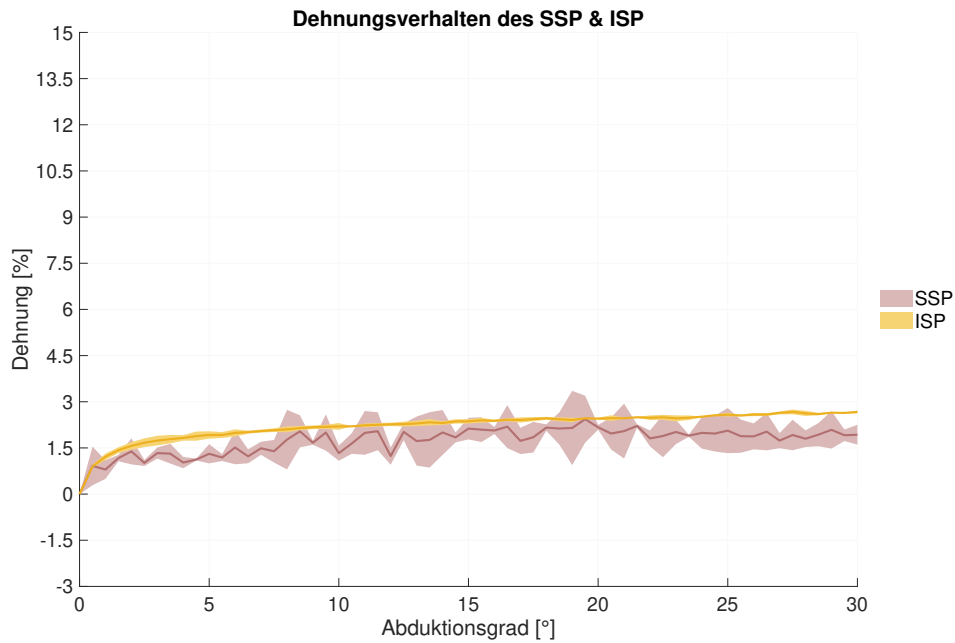


Abbildung A.55: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 7** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

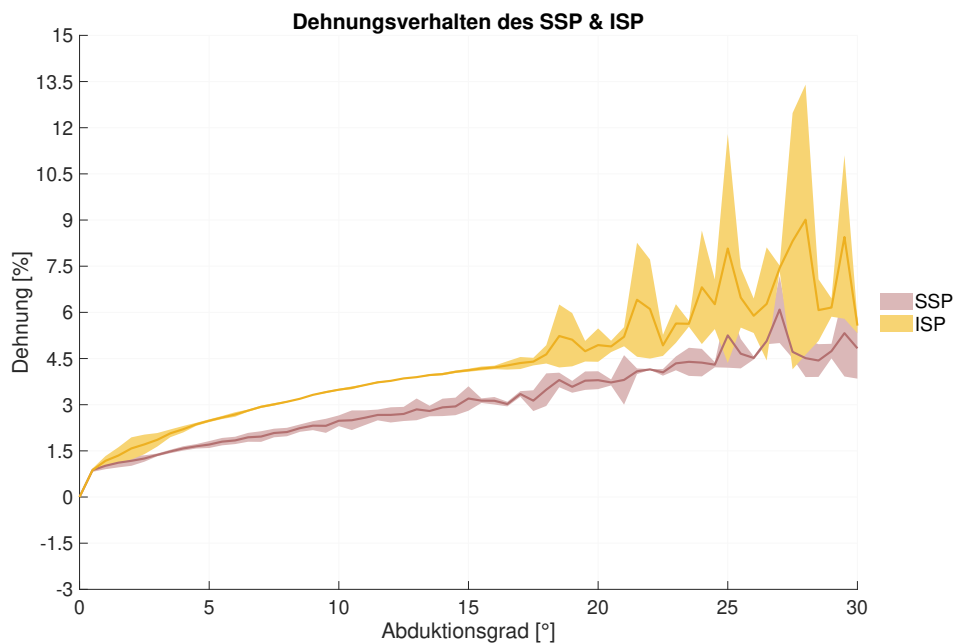


Abbildung A.56: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 8** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

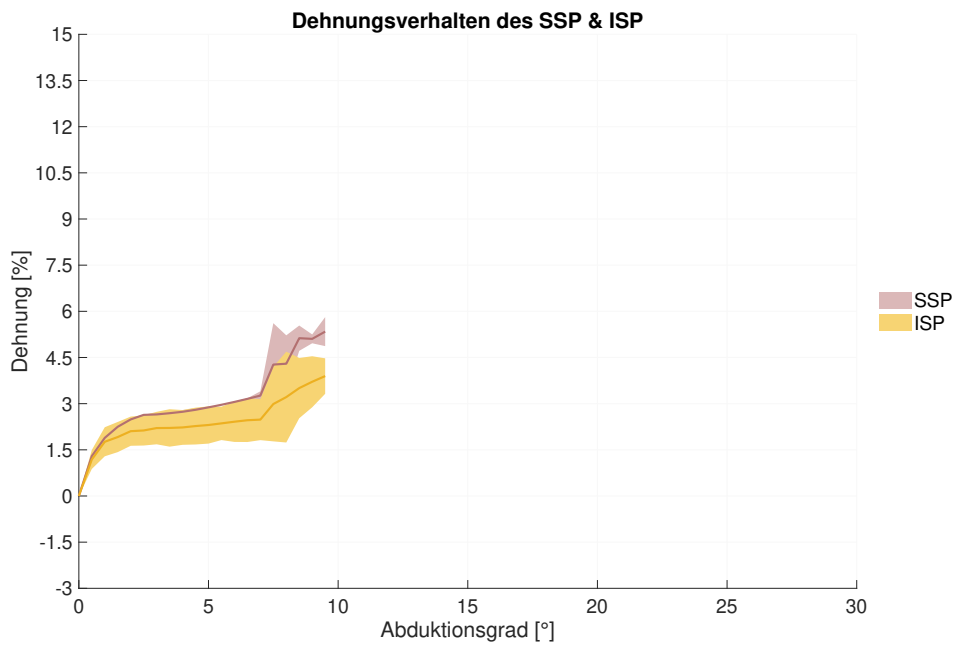


Abbildung A.57: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 9** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

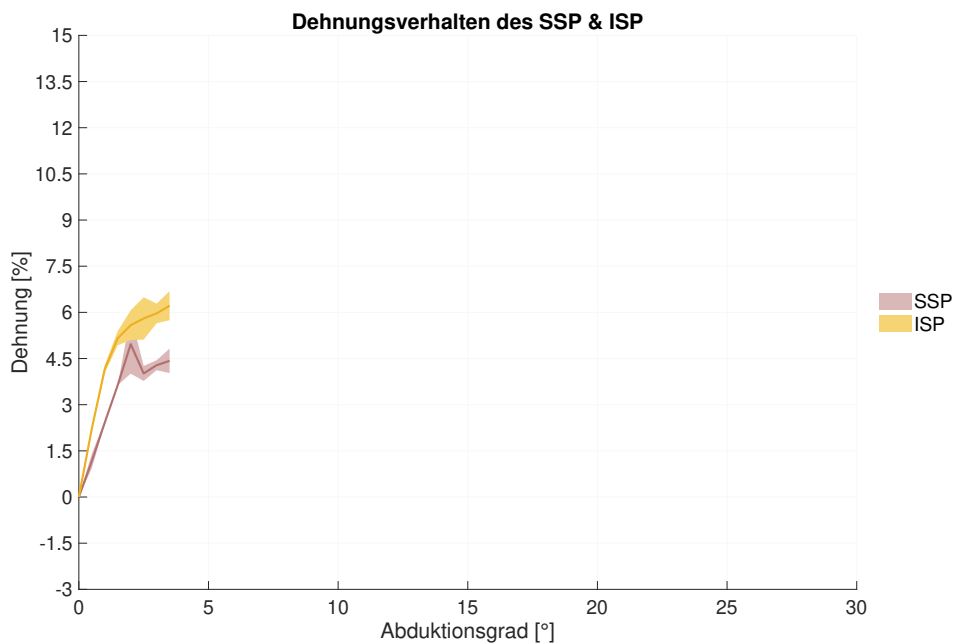


Abbildung A.58: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 10** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

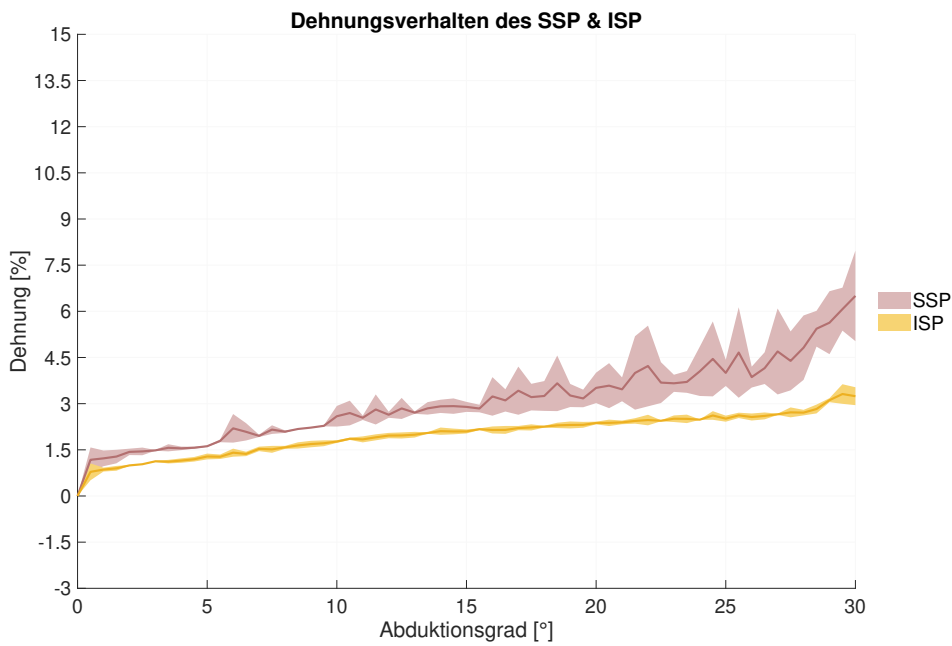


Abbildung A.59: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 11** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

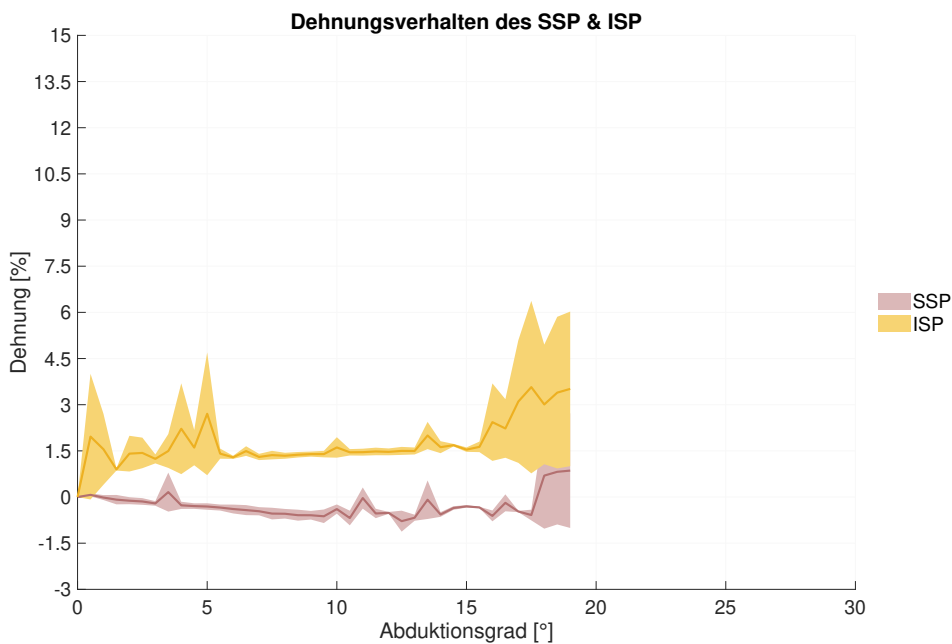


Abbildung A.60: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 12** nach Generierung einer 50%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

### A.4.3 100%ige Crescent-shaped Ruptur

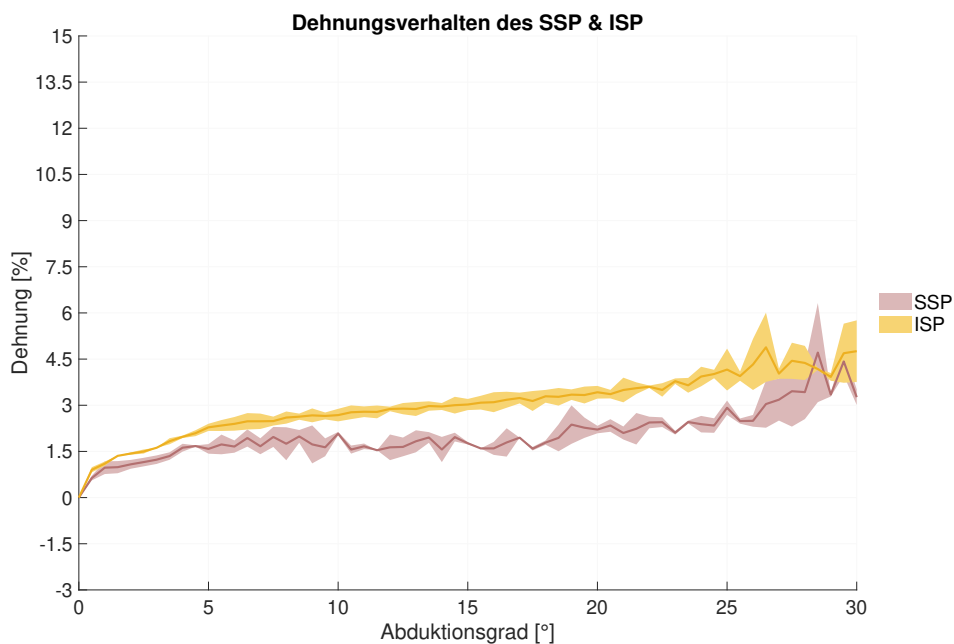


Abbildung A.61: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 1** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

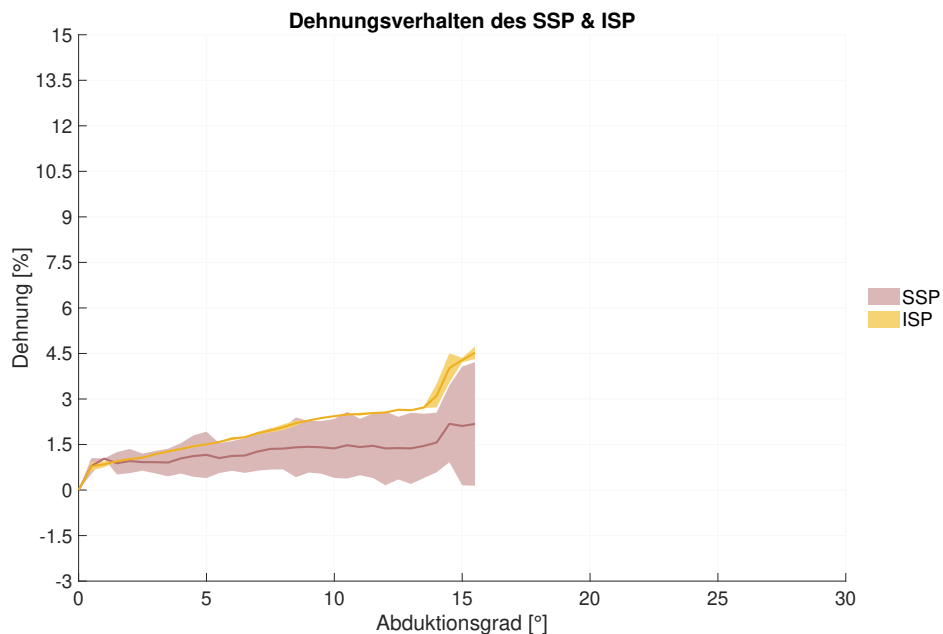


Abbildung A.62: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 2** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

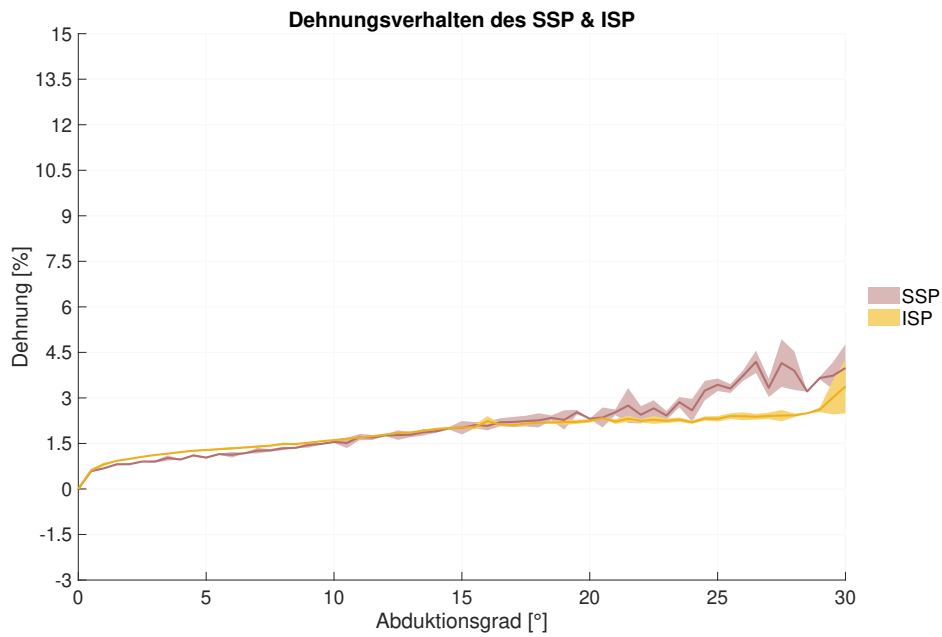


Abbildung A.63: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 3** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

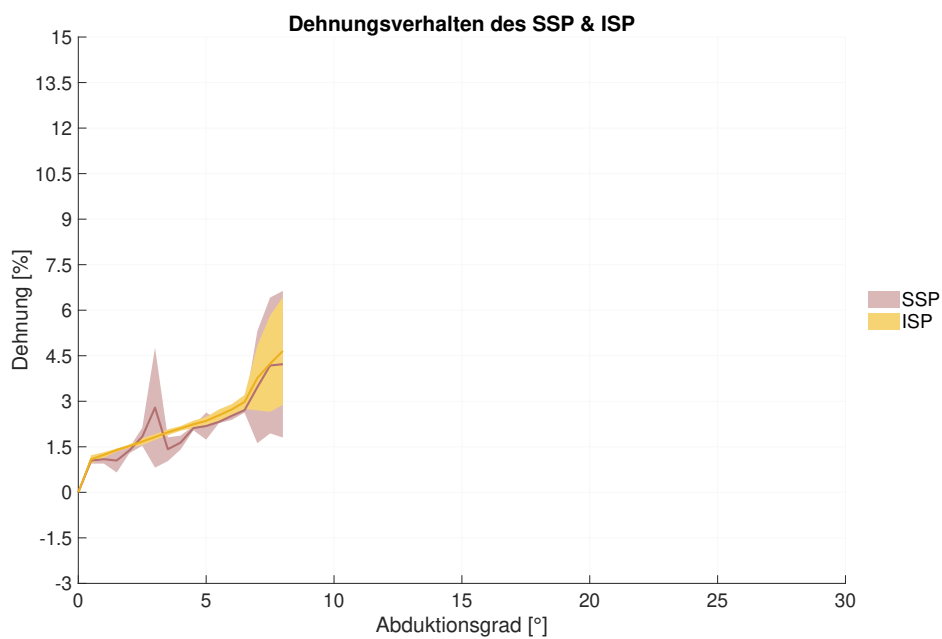


Abbildung A.64: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 4** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

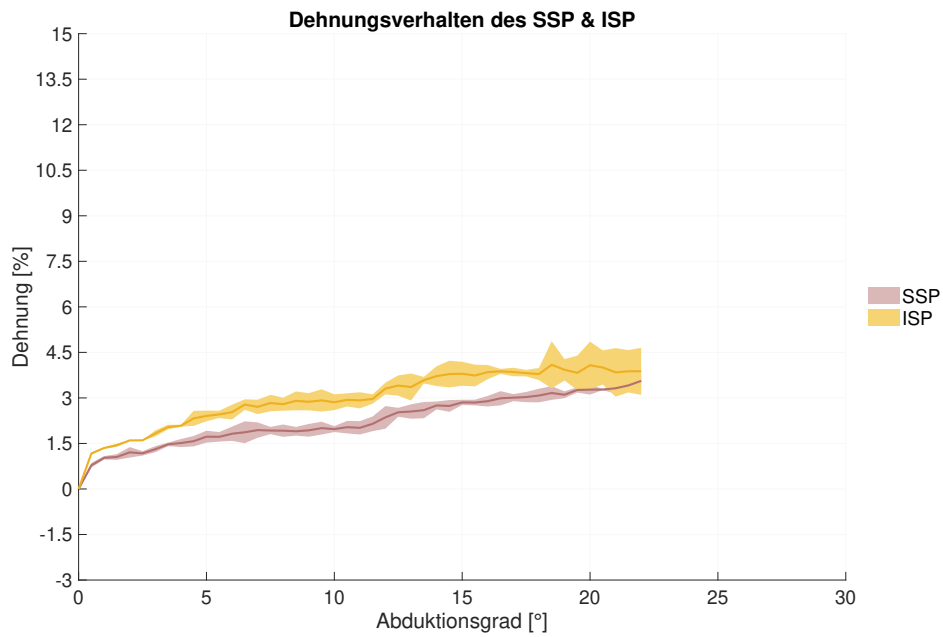


Abbildung A.65: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 5** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

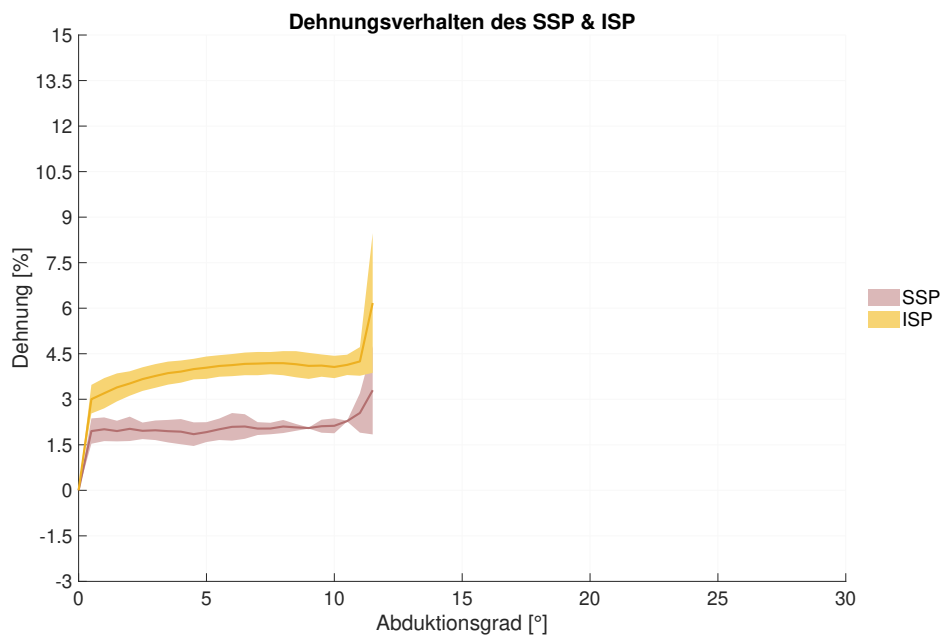


Abbildung A.66: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 6** nach Generierung einer 100%igen Crescent-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°



#### A.4.4 100%ige Reverse L-shaped Ruptur

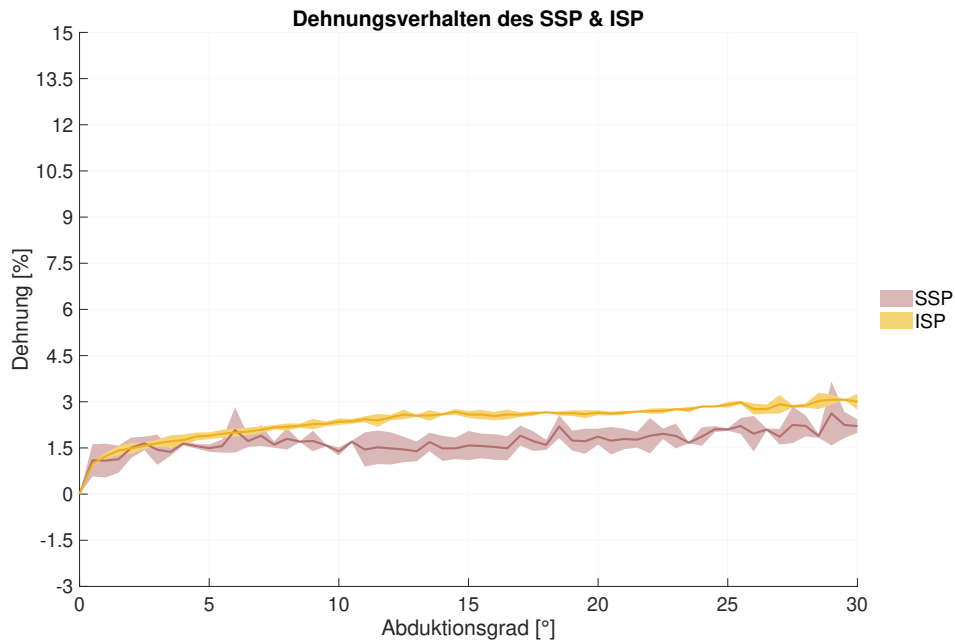


Abbildung A.67: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 7** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

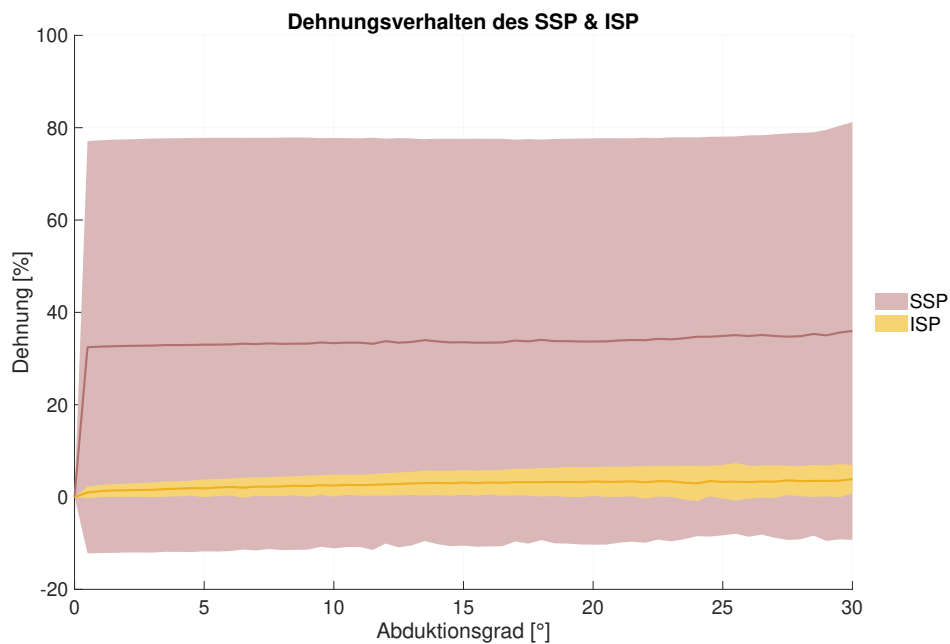


Abbildung A.68: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 8** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

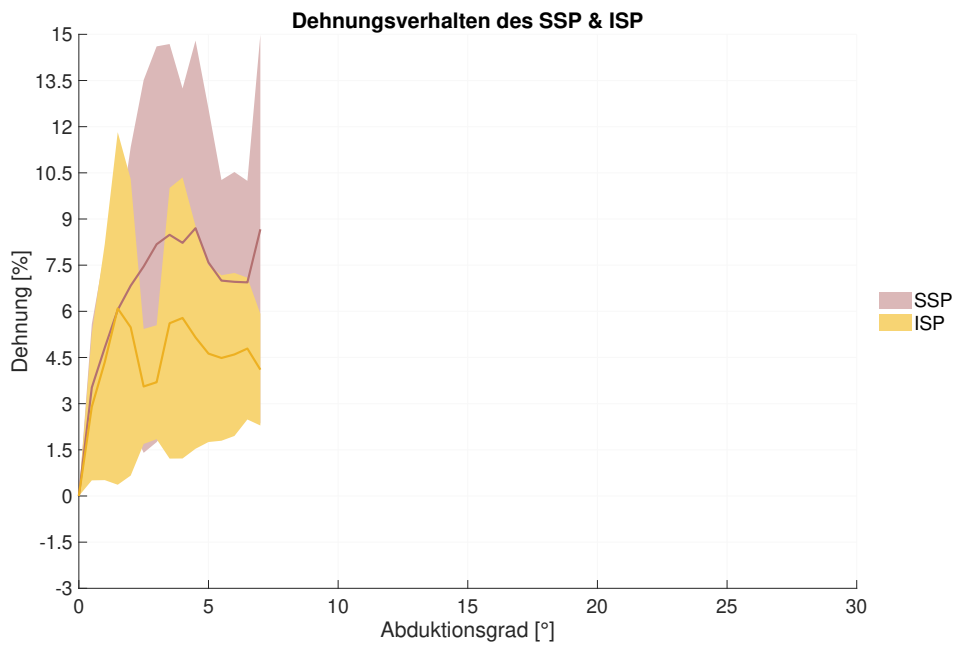


Abbildung A.69: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 9** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

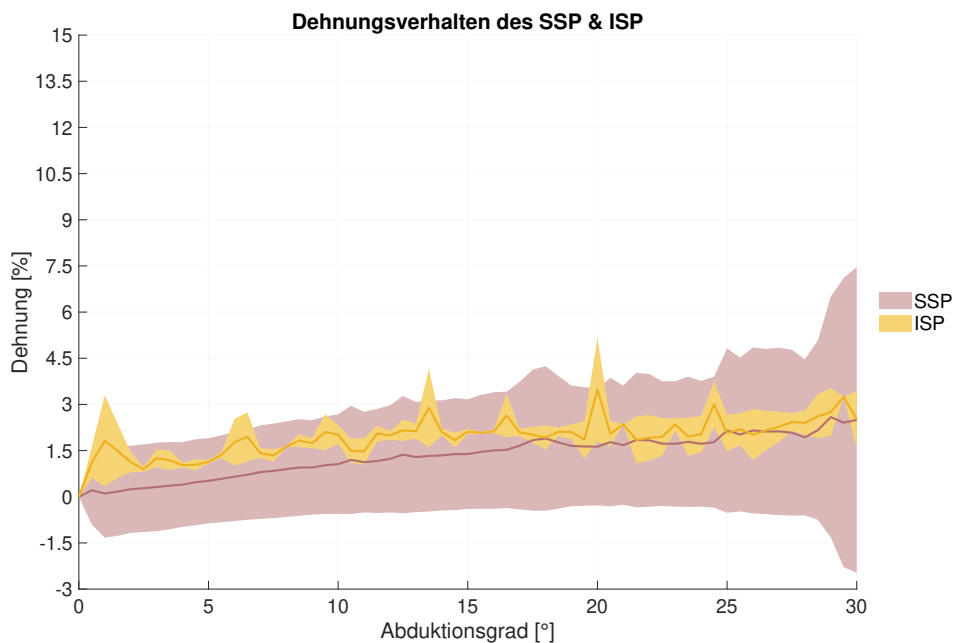


Abbildung A.70: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 11** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

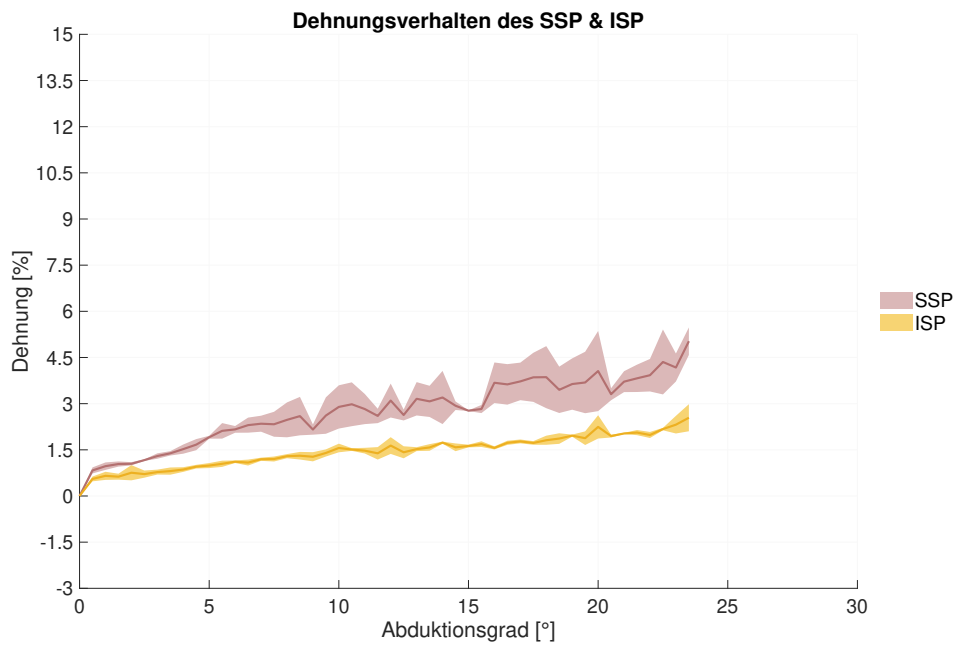


Abbildung A.71: Dehnung des SSP und ISP von **Präparat Nr. 12** nach Generierung einer 100%igen Reverse L-shaped Ruptur bei blockierter Rotation bis zu einer Abduktion des Humerus von 30°

## A.5 Dehnung am Rupturrand - freie Rotation

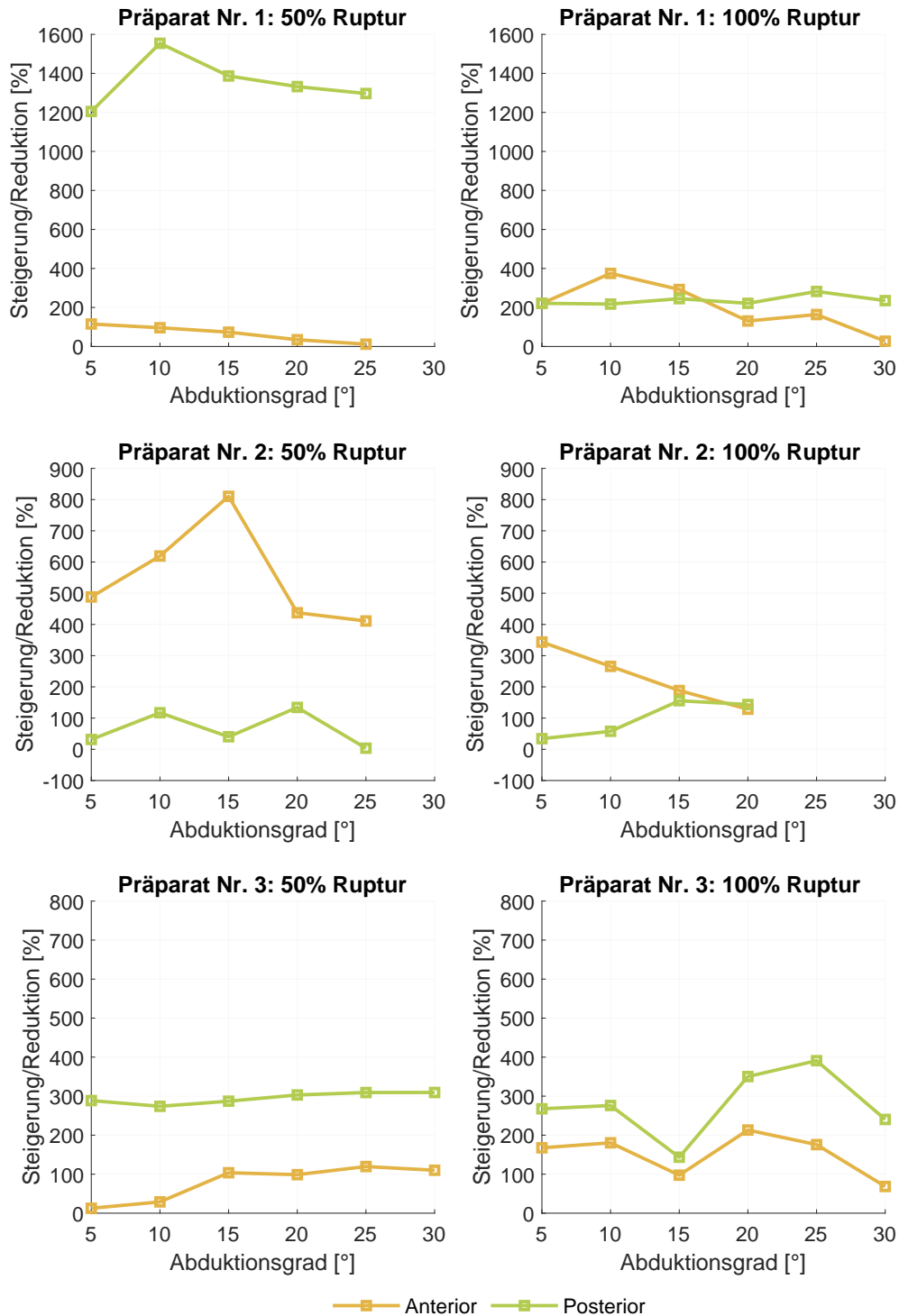


Abbildung A.72: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur und freier Rotation

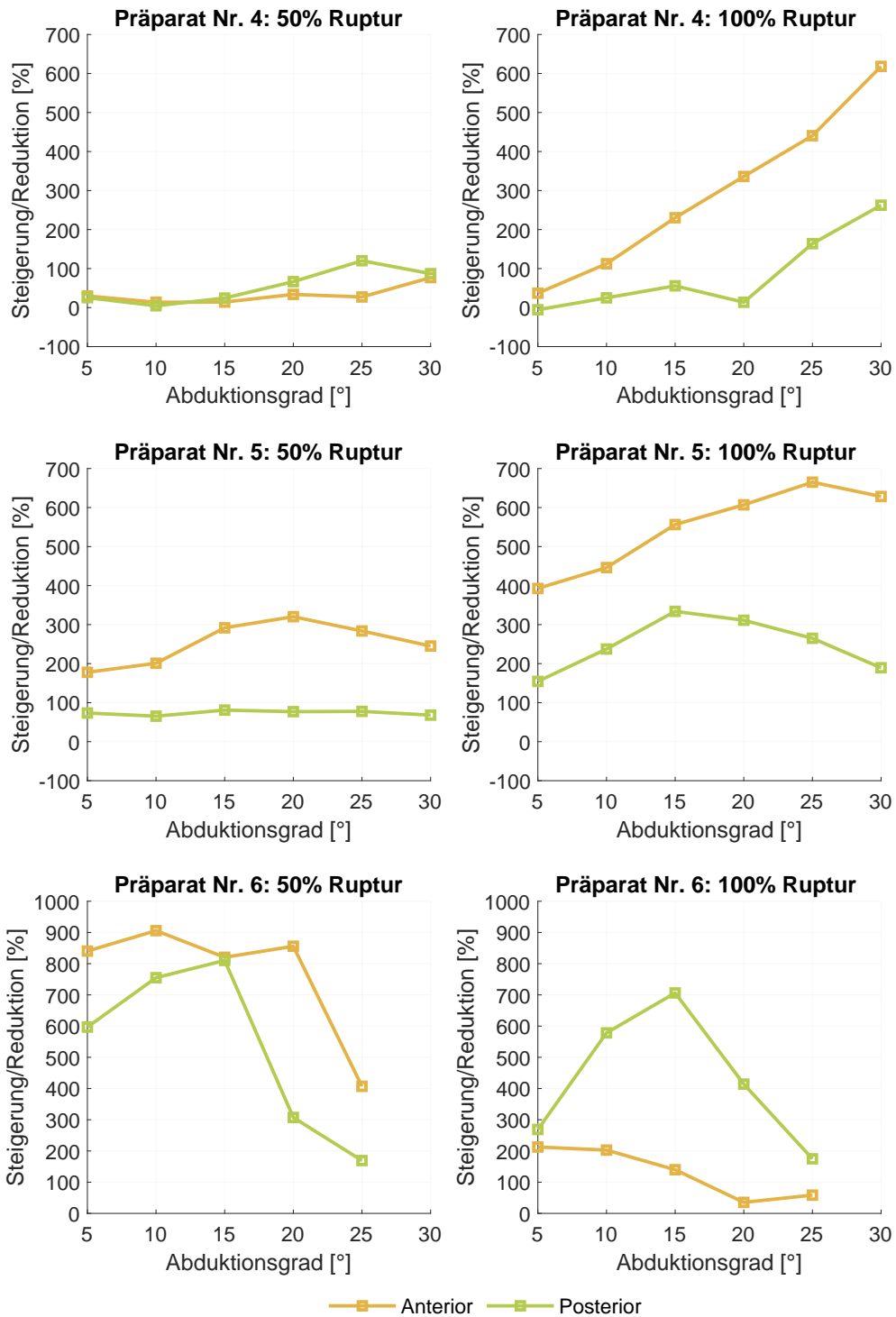


Abbildung A.73: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur und freier Rotation

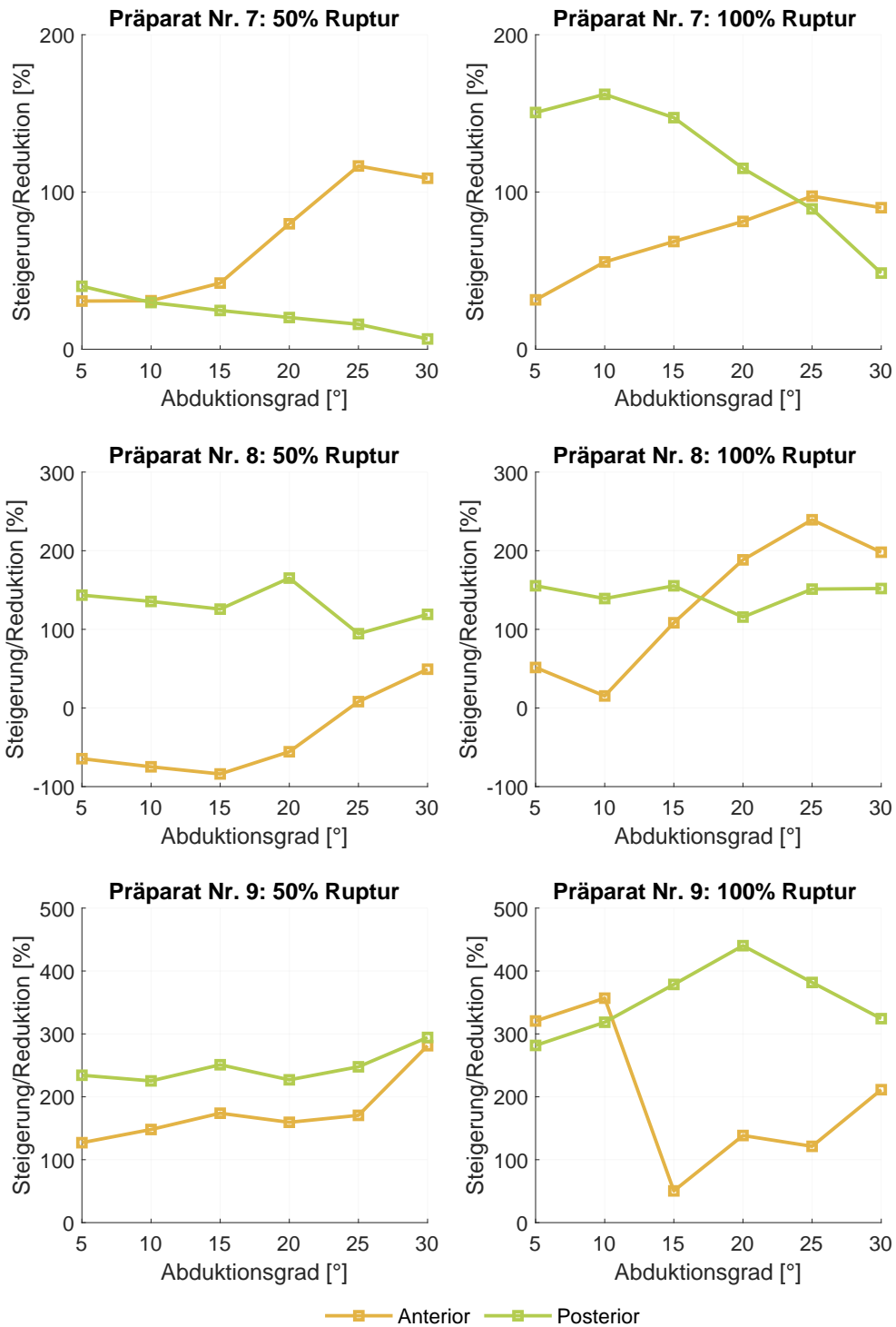


Abbildung A.74: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur und freier Rotation

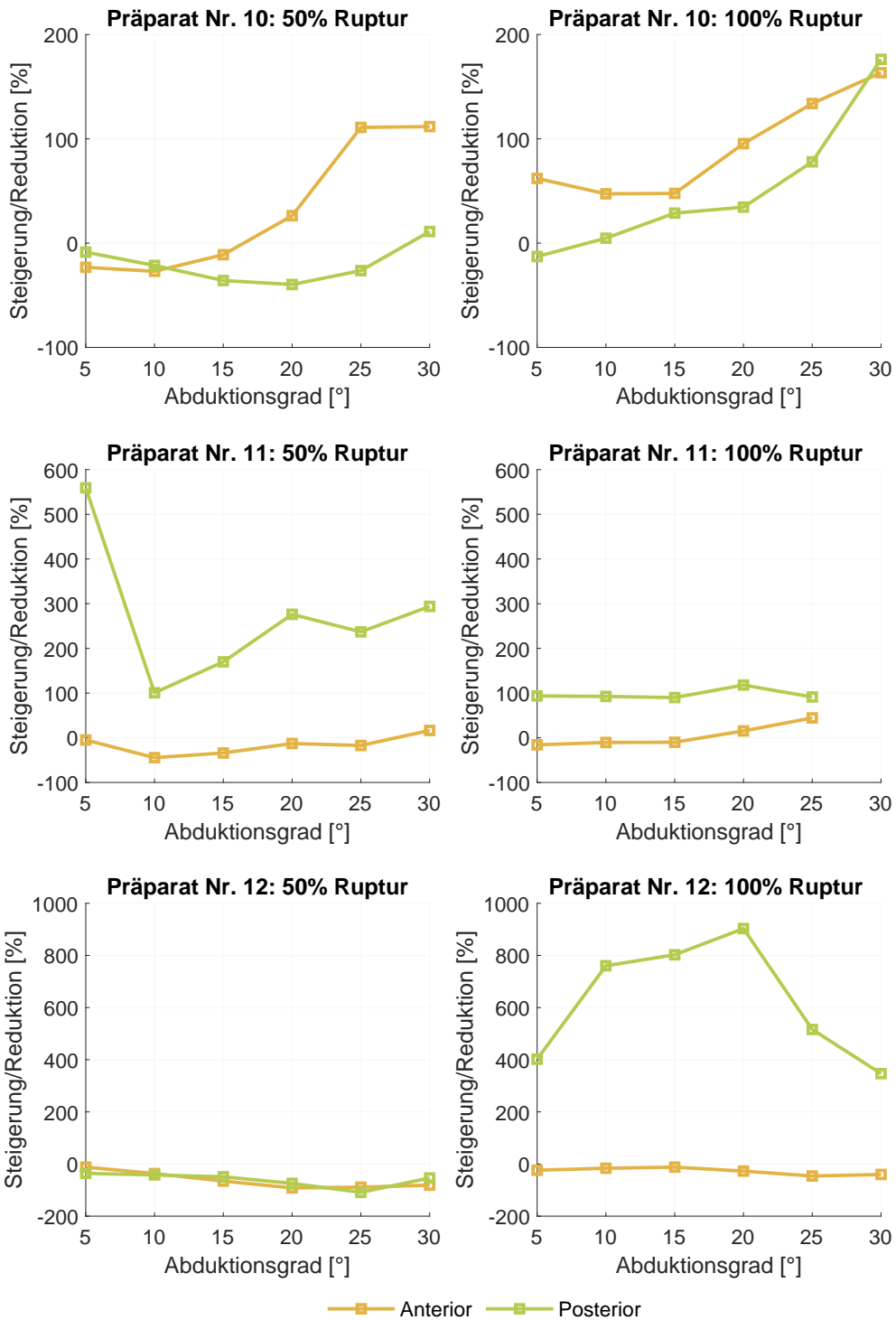


Abbildung A.75: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur und freier Rotation

## A.6 Dehnung am Rupturrand - freie vs. blockierte Rotation

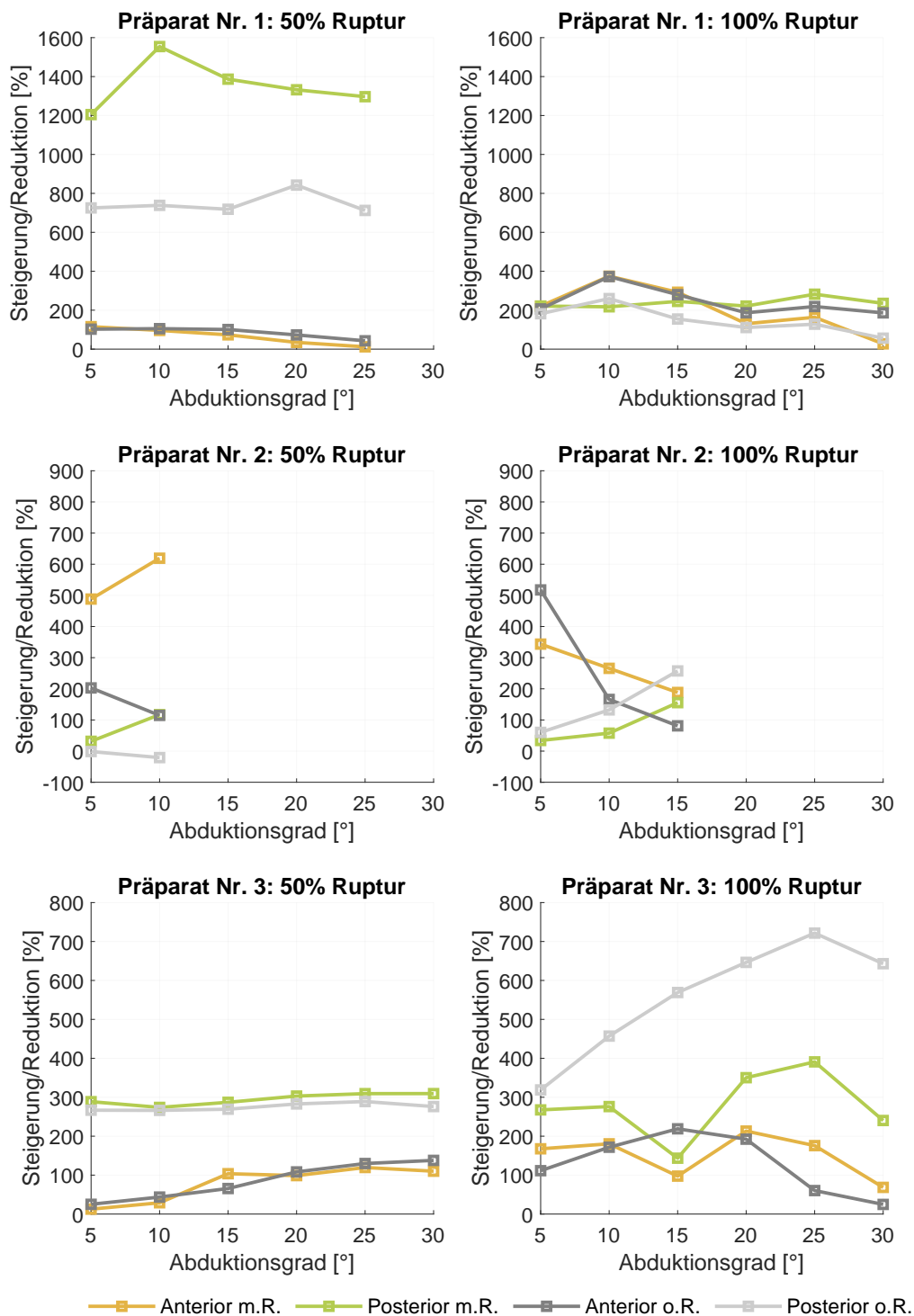


Abbildung A.76: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation



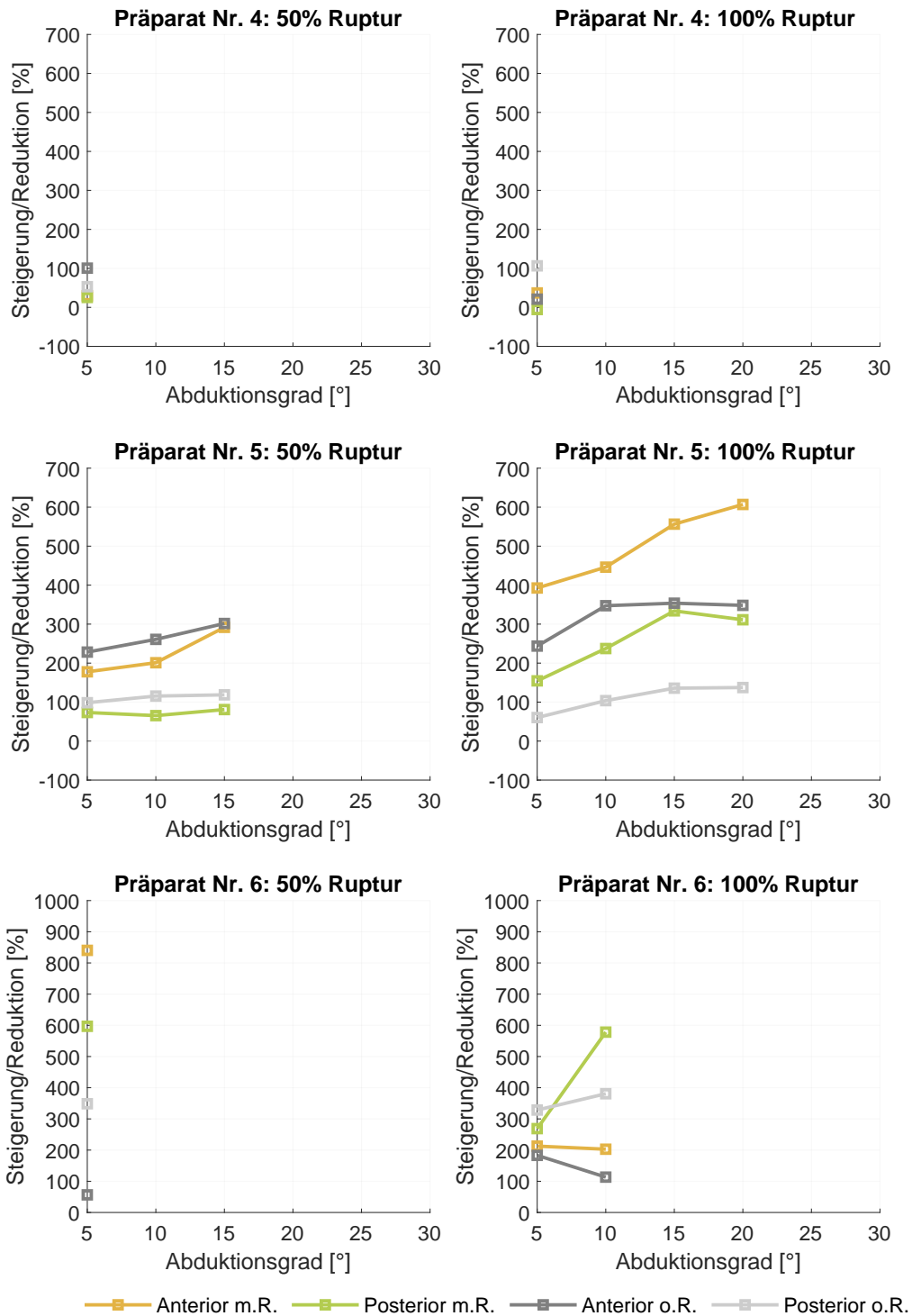


Abbildung A.77: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Crescent-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation

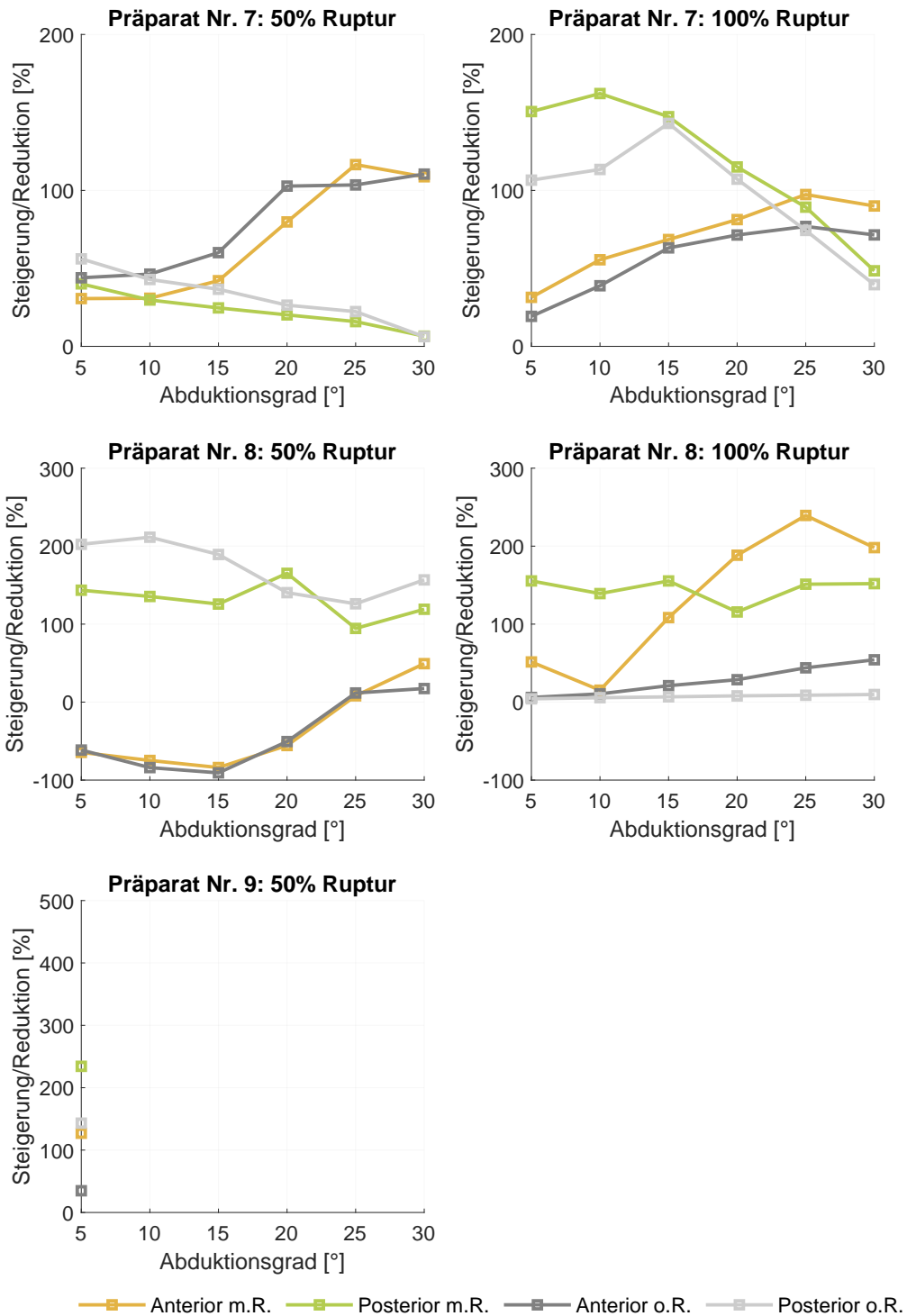
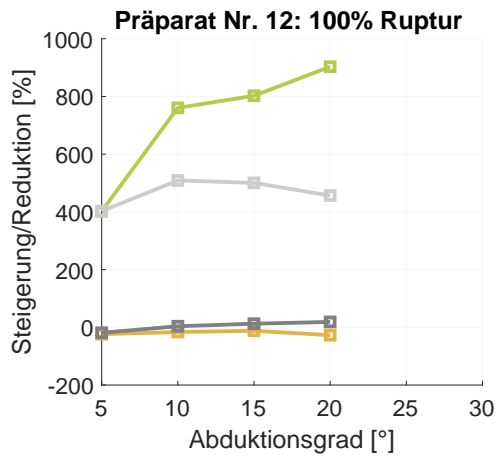
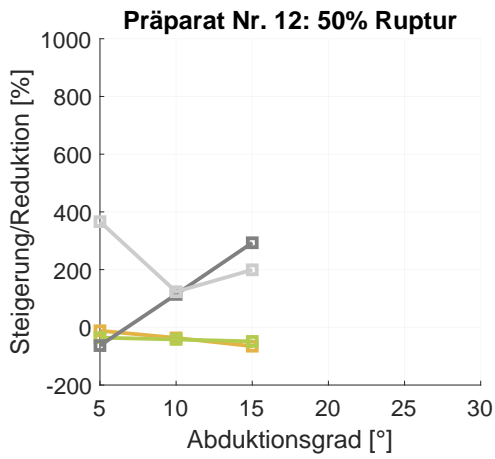
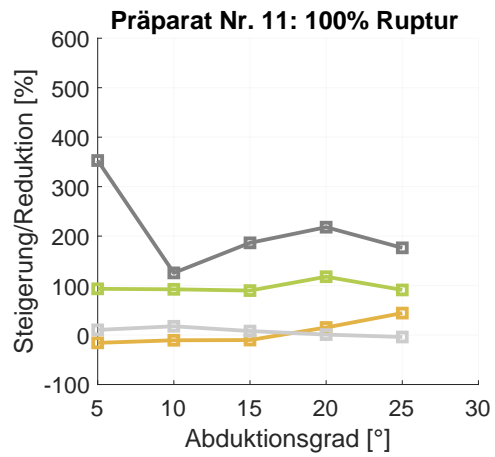
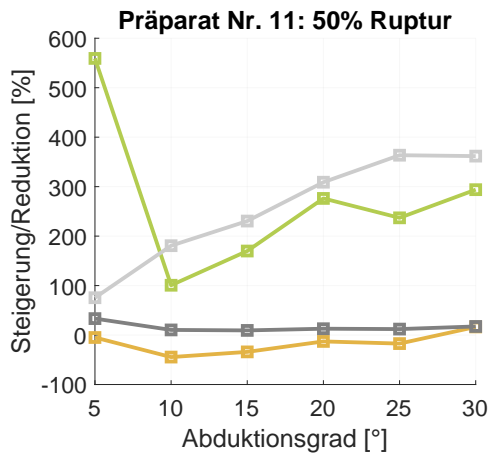


Abbildung A.78: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation



—■— Anterior m.R.    —■— Posterior m.R.    —■— Anterior o.R.    —■— Posterior o.R.

Abbildung A.79: Dehnung des anterioren/posterioren Schnittrandes im Vergleich zur durchschnittlichen Dehnung des SSP nach 50%iger und 100%iger Reverse L-shaped Ruptur bei freier (m.R.) und blockierter (o.R.) Rotation



# Affidavit

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

**Einfluss von Form und Größe transmuraler Supraspinatusrupturen auf die Dehnung der Sehnenplatte und Kinematik des Glenohumeralgelenks**

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, 27.07.2024

---

Ort, Datum

Lieselotte Pichler

---

Unterschrift



# Curriculum Vitae

Lieselotte Pichler



<b>Persönliche Daten</b>	Geburtsdatum	10. Februar 1997
	Geburtsort	Bozen, IT
	Staatsangehörigkeit	Italienisch
<b>Ausbildung</b>	2017 – 2023	<b>Humanmedizin</b> <b>Ludwig-Maximilians-Universität München</b> München, DE
	2016 – 2017	<b>Ingenieurwissenschaften</b> <b>Technische Universität München</b> München, DE
	2011 – 2016	<b>Klassisches Gymnasium</b> <b>Walther von der Vogelweide</b> Bozen, IT
<b>Berufsspezifische Weiterbildung</b>	2023 Dauer: 4 Monate	<u>Praktisches Jahr (Innere Medizin):</u> <b>Medizinische Klinik und Poliklinik IV</b> <b>Klinikum Innenstadt</b> München, DE
	2023 Dauer: 4 Monate	<u>Praktisches Jahr (Wahlfach):</u> <b>Orthopädie</b> <b>Schulthess Klinik</b> Zürich, CH
	2022/23 Dauer: 4 Monate	<u>Praktisches Jahr (Chirurgie):</u> <b>Unfall- /Viszeral- /Thoraxchirurgie</b> <b>Klinikum Großhadern</b> München, DE

	2022	<u>Famulatur:</u> <b>Neurochirurgie</b> <b>Krankenhaus Bozen</b> Bozen, IT
	2021	<u>Kongressteilnahme:</u> <b>CCC München - School of Oncology</b> 4. Herbstseminar „Interdisziplinäre Onkologie“ Online
	2021	<u>Famulatur:</u> <b>Interdisziplinäre Notaufnahme</b> <b>Katharinenhospital</b> Stuttgart, DE
	2020	<u>Famulatur:</u> <b>Orthopädie</b> <b>Deutsches Schulterzentrum, ATOS Klinik</b> München, DE
	2020	<u>Famulatur:</u> <b>Allgemeinmedizin</b> <b>Hausarztpraxis am Isartor</b> München, DE
	2019	<u>Krankenpflegepraktikum &amp; studentische Hilfskraft:</u> <b>Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde</b> <b>HNO-Klinik Dr. Gaertner</b> München, DE
	2018	<u>Krankenpflegepraktikum:</u> <b>Thorax- &amp; Kinderchirurgie</b> <b>Universitätskrankenhaus Padua (AOUP)</b> Padua, IT
	2018	<u>Krankenpflegepraktikum:</u> <b>Gefäßchirurgie &amp; Gastroenterologie</b> <b>Universitätskrankenhaus Padua (AOUP)</b> Padua, IT
<b>Weiteres</b>	2022	<b>Stipendium der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie e.V. (DGOOC)</b>
<b>Sprachkenntnisse</b>	Deutsch	Muttersprache
	Italienisch	Zweitsprache (Muttersprachniveau)
	Englisch	Fließend



# Publikationen & Kongressbeiträge

## Publikationen

- I. Santos, L. Pichler, M. M. Saller, C. Thorwächter, J. G. Müller, H. Traxler, M. F. Pietschmann, M. Tauber, and P. E. Müller. Effect of shape and size of supraspinatus tears in rotator cuff strain distribution: an in-vitro study. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 2023.

## Poster

- L. Pichler, E. Böhm, G. Siebenbürger, T. Helfen, E. Fleischhacker, and F. Gilbert. Osteosyntheseversagen als häufige Frühkomplikation bei osteoporotischen Olecranonfrakturen. *29. Jahreskongress der DVSE (Hamburg)*, 2023.
- I. Santos, L. Pichler, M. Saller, C. Thorwächter, H. Traxler, and P. E. Müller. Einfluss der humeralen Rotation auf die Dehnung und Kinematik der Rotatorenmanschette: eine in-vitro Studie. *DKOU (Berlin)*, 2023

## Vorträge

- Einfluss von Form und Größe einer transmuralen Supraspinatusruptur auf die biomechanischen Eigenschaften der Rotatorenmanschette: eine in-vitro Studie
  - *28. Jahreskongress der DVSE (München)*, 2022
  - *DKOU (Berlin)*, 2022
- Einfluss der humeralen Rotation auf die Dehnung und Kinematik der Rotatorenmanschette: eine in-vitro Studie
  - *29. Jahreskongress der DVSE (Hamburg)*, 2023
  - *40. AGA Kongress (Berlin)*, 2023
- Effect of shape and size of supraspinatus tears in rotator cuff strain distribution: an in-vitro study
  - *27th Congress of the ESB (Porto)*, 2022 - Referentin: Inês Santos
- Effect of humeral rotation on rotator cuff strain, loading and kinematic: an in-vitro study
  - *28th Congress of the ESB (Maastricht)*, 2023 - Referentin: Inês Santos