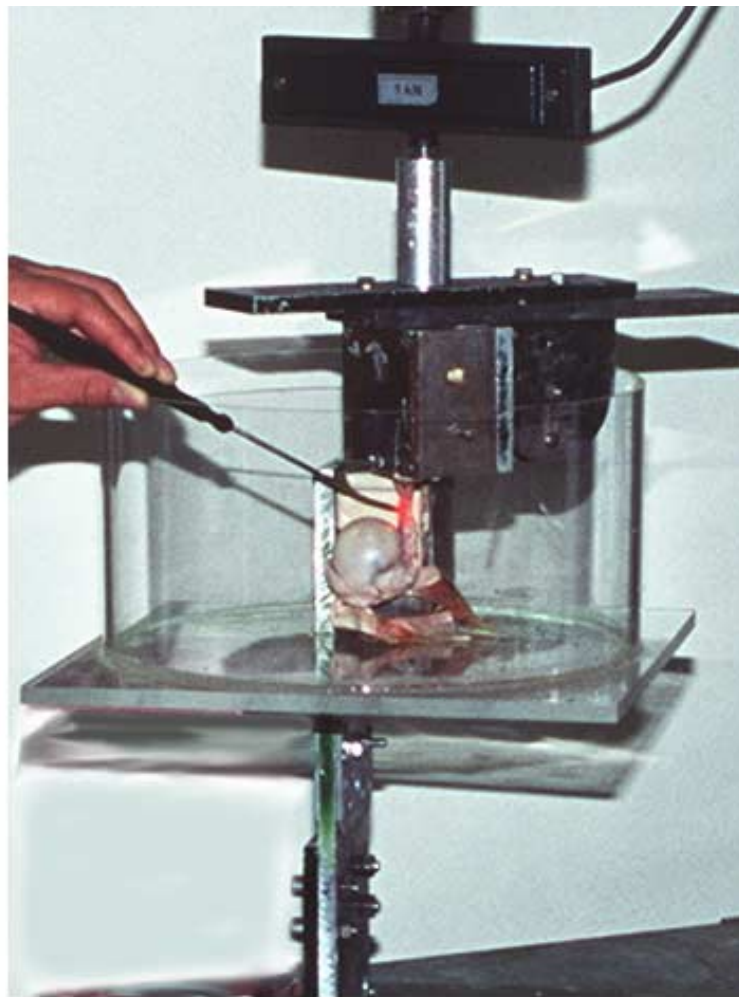


# Laser Assisted Capsular Shift (LACS)



Biomechanische Auswirkungen  
auf den  
inferioren glenohumeralen Ligament-Komplex

**Abteilung und Poliklinik für Sportorthopädie  
der Technischen Universität München  
( Leiter: Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff )**

Laser Assisted Capsular Shift (LACS) –  
Biomechanische Auswirkungen auf den  
inferioren glenohumeralen Ligament – Komplex

**Johannes Seifert**

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines  
Doktors der Medizin  
genehmigten Dissertation.

**Vorsitzender:** Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

**Prüfer der Dissertation:**

1. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff
2. Privatdozent Dr. Dr. J. Rechl

Die Dissertation wurde am 19.10.2000 bei der Technischen Universität  
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 16.05.2001  
angenommen.

## **Zusammenfassung**

Das „Laser Assisted Capsular Shift Procedure“, kurz LACS, bietet gegenüber bisherigen technisch anspruchsvollen arthroskopischen Techniken eine relativ einfache Möglichkeit, ein abnorm vergrößertes Kapselvolumen bei der Schulterinstabilität zu verkleinern und Remodellingvorgänge in der Kapsel einzuleiten.

Um die biomechanischen Auswirkungen des LACS auf die Schultergelenkkapsel zu untersuchen, wurden in der vorliegenden Arbeit die drei Bandanteile des inferioren glenohumeralen Ligamentkomplexes (IGHL), anteriores Band, „axillary pouch“ und posteriores Band (jeweils 16 Leichenpräparate) mittels eines Holmium:YAG-Lasers in drei verschiedenen Laserleistungsstufen (5,10 und 15 Watt) um 10 % ihrer Ausgangslänge geschrumpft. Vor und nach Laserapplikation wurden die einzelnen Bänder vermessen, anschließend in einer Universalprüfmaschine zunehmenden Zugbelastungen ausgesetzt und die Spannungs-/Dehnungskurven registriert. Aus dem Vergleich der Belastungskurven wurden die biomechanischen Veränderungen abgeleitet.

Zur Schrumpfung der Bänder um 10% waren bei Laserleistungen von 5 bzw. 10 Watt Laserenergiedichten von ca. 50J/cm<sup>2</sup>, bei 15 Watt von 27J/cm<sup>2</sup> nötig. Anteriores Band und „axillary pouch“ zeigten zusätzlich eine signifikante Schrumpfung ihrer Breite, so daß sich die anteroinferiore Kapsel zur Volumenverringering am besten eignen dürfte. Bei 10 Watt konnte die Laserenergie homogen auf die Bandinnenfläche aufgebracht und die Schrumpfung kontinuierlich gesteuert werden, so daß sich diese für die klinischen Anwendung eignet. Die Tiefenwirkung des Lasers und somit die Schrumpfung des kollagenen Gewebes nimmt mit der Laserleistung stark zu. Daher besteht zumindest bei 15 Watt, trotz geringerer applizierter Laserenergie, die Gefahr unkontrollierter Schrumpfung, punktueller Überhitzung und damit einer Schädigung tieferliegender Strukturen.

Bei der Spannungs-/Dehnungsmessung während der mechanischen Tests zeigte sich, daß durch die Laserbehandlung die Bruchdehnung und -spannung der Bänder verringert wurde, alle Bänder zerrissen im gelaserten Bereich. Je höher die Laserleistung, desto stärker nahmen Bruchdehnung und -spannung ab. Das posteriore Band, als dünnstes der glenohumeralen Bänder, wurde bei 15 Watt Laserleistung praktisch „durchlöchert“ und zeigte eine signifikant geringere Bruchspannung als bei der Behandlung mit 5 Watt. Das Elastizitätsmodul, das die Steifigkeit der Bänder

unabhängig von ihrem Querschnitt beschreibt, nahm durch die Laserbehandlung um ca. ein Drittel ab, wiederum am stärksten beim posterioren Band.

Die Erhitzung des kollagenen Gewebes unter Laserbestrahlung führt zu Denaturierung der Kollagenfibrillen in ein amorphes Gel und damit zu der gewünschten Verkürzung, gleichzeitig aber auch zu einer verminderten Belastbarkeit der glenohumeralen Bänder.

Die „unmittelbar postoperativen“ Ergebnisse dieser Arbeit scheinen im Widerspruch zu den positiven klinischen Stabilisationsergebnissen nach LACS zu stehen. Histologische Nachuntersuchungen an Patienten, die mit dem LACS behandelt wurden, zeigten im Verlauf Entzündungsreaktion, Fibroblastenproliferation und eine Einsproßung neuer Kollagenfasern in die nunmehr verkürzte Matrix der geschrumpften Schultergelenkkapsel. Sieben Monate postoperativ war wieder normales Kapselgewebe nachweisbar. Eine ausreichende Immobilisation und schonende Nachbehandlungsphase ist somit für das Stabilisationsergebnis nach LACS von entscheidender Bedeutung. Den Heilungsvorgängen muß genügend Zeit gewährt werden, wieder stabile Bandverhältnisse in der geschrumpften Kapsel herzustellen.

## **Abstract**

Compared with traditional arthroscopic procedures for shoulder instability the „Laser Assisted Capsular Shift“ procedure (LACS) is easy to perform and eliminates capsular redundancy and excessive joint volume.

To evaluate the effect of laser energy on the mechanical properties of shoulder joint capsule, the anterior band, axillary pouch and the posterior band (16 cadaveric specimens each) of the inferior glenohumeral ligament complex (IGHLC) were laser treated in three groups (5, 10 and 15 watts) to achieve shrinkage of approximately 10%. All specimen were first nondestructively mechanically tested to determine native properties, after laser applications the testing procedure was repeated, finally to failure. Stress/strain curves were recorded to determine the alterations of mechanical parameters.

Laser energy densities of 50J/cm<sup>2</sup> (5 / 10 watts), respectively 27J/cm<sup>2</sup> (15 watts) were necessary to gain 10% shrinkage. Only anterior band and axillary pouch shrank significantly in width, so for reducing joint volume these regions might be the best.

The depth of laser penetration and therefor tissue shrinkage increases extensively with laser energy. 15 watts laser application mode produces less controllable shortening and the risk to overheat and damage deeper structures like nerves etc., so 10 watts is the most common clinical application.

Mechanical testing revealed reduced stress/strain failure values after laser application, all ligaments failed in the laser treated area. The posterior band, the thinnest of the glenohumeral ligaments, got almost ”perforated“ by 15 watts, its failure stress was significantly less than in the 5 watts group. Tensile (Young’s) modulus was reduced by 30%, most at the posterior band.

The heating of collagen tissue by laser treatment results in denaturation of the collagen fibrils and transition into a amorphous gel, causing shrinkage but also reduced stiffness of the ligaments.

These just „postsurgery“ results seem to be inconsistent to the promising clinical experience with the LACS procedure. Histologic evaluations of laser treated glenohumeral joint capsule show inflammation, proliferation of fibroblasts secreting new collagen matrix to replace the shrunken hyalinized tissue. Seven months postsurgery the joint capsule appeared almost normal.

Sufficient immobilization and careful rehabilitation are necessary to achieve satisfying stabilization after LACS. Tissue healing and maturation after thermal treatment by LACS need enough time before the shortened joint capsule is again capable of withstanding physiological loads.

# 1. Einleitung

- 1.1 Stabilisationsmechanismen des Glenohumeralgelenks
- 1.2 Einteilung und pathologische Anatomie der Schulterinstabilität
- 1.3 Therapieansätze zum Management der Schulterinstabilität
- 1.4 Einführung des "Laser Assisted Capsular Shift-Procedures" (LACS)
- 1.5 Laser-Physik
- 1.6 Grundlagen zum LACS

# 2. Material und Methode:

- 2.1 Material
- 2.2 Identifikation und Präparation der Bandanteile des IGHL
- 2.3 Versuchsaufbau und -durchführung
- 2.4 Laserapplikation und Registrierung der erzielten Schrumpfung
- 2.5 Statistische und graphische Auswertung der Ergebnisse
  - 2.5.1 Statistische Auswertung
  - 2.5.2 Graphische Darstellung der Ergebnisse
  - 2.5.3 Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse

# 3. Ergebnisse

- 3.1 Applizierte Laserenergiedichte bzgl. 10% Schrumpfung
- 3.2 Anatomische Parameter vor und nach Laserapplikation
  - 3.2.1 Bandlänge
  - 3.2.2 Banddicke
  - 3.2.3 Bandbreite
  - 3.2.4 Bandvolumen
- 3.3 Biomechanische Parameter vor und nach Laserapplikation
  - 3.3.1 Dehnung der Bänder bei der mechanischen Testung
  - 3.3.2 Lasten und Spannung der Bänder bei der mechanischen Testung
  - 3.3.3 Benötigte Kräfte, um die geschrumpften Bänder auf Ausgangslänge zu dehnen

### 3.4 Materialparameter vor und nach Laserapplikation

#### 3.4.1 Elastizitätsmodul ( lineare Regression )

#### 3.4.2 Die Materialparameter A, B und C

( nichtlineare Regression )

##### 3.4.2.1 Materialparameter A

##### 3.4.2.2 Materialparameter B

##### 3.4.2.3 Materialparameter C

## **4. Diskussion**

## **5. Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse**

## **6. Literaturverzeichnis**

# **1. Einleitung**

Die Schulter hat den größten Grad an Beweglichkeit im Vergleich mit den anderen Gelenken des menschlichen Körpers. Nur ein kleiner Teil des relativ großen Humeruskopfes steht in allen möglichen Positionen der Schulter mit dem Glenoid in Kontakt, so daß die knöcherne Struktur des Glenohumeralgelenks die Translation des Humeruskopfes nur minimal einschränkt, d.h. der Weichteilmantel des Schultergelenks muß hauptsächlich für die Stabilität des Glenohumeralgelenks verantwortlich sein <sup>42</sup>.

Normalerweise beträgt die Translation des Humeruskopfes nur wenige Millimeter <sup>9</sup>, Stabilität wird erreicht durch statische Stabilisationsmechanismen, die mit den Ligamenten, Sehnen, der Gelenkkapsel und dem Labrum glenoidale assoziiert sind und durch dynamische Stabilisationmechanismen, die von den Muskeln des Schultergelenks erzeugt werden. Die Beweglichkeit der Skapula ermöglicht eine Anpassung des Glenoids bei Änderungen der Armposition und trägt so ebenfalls zur glenohumeralen Stabilität bei.

Der Weichteilmantel des Schultergelenks besteht im wesentlichen aus vier Schichten. Die oberflächlichste *Schicht (1)* wird vom M. deltoideus und M. pectoralis mit ihren Faszien gebildet. Die Clavipectoralfascie, das Lig. coracoacromiale und die Sehnen des M. coracobrachialis und des kurzen Bizepskopfes bilden ventral und die Scapularfaszie dorsal die *Schicht (2)*. Darunter umgeben die Muskeln der Rotatorenmanschette (*Schicht 3*) und als tiefste *Schicht (4)* schließlich die Schultergelenkskapsel mit den glenohumeralen Bändern und dem Labrum glenoidale direkt das Glenohumeralgelenk.

Diese vier Schichten interagieren in einem komplexen Belastungssystem, dessen Störung zur Instabilität der Schulter führen kann.

## **1.1 Stabilisationsmechanismen des Glenohumeralgelenks**

Die Kenntnis der verschiedenen Stabilisationsmechanismen und die differenzierte Diagnose der interferierenden Pathologie ist essentiell für das Verständnis der Genese einer Schulterinstabilität. Ziel eines operativen Eingriffs ist heutzutage die Eliminierung der vorliegenden Pathologie und die anatomisch möglichst exakte Restitution der betroffenen Stabilisationsmechanismen.

Im Prinzip tragen fünf Mechanismen zur Stabilisierung der Schulter bei <sup>42</sup>: Die Muskeln des Schultergelenks, die Rotatorenmanschette, der lange Kopf des



Bizeps und die Scapularotatoren stabilisieren das Glenohumeralgelenk durch ein koordiniertes System von selektiven Muskelkontraktionen. Die Kraftvektoren der Rotatorenmanschette zentrieren den Humeruskopf in der Gelenkpfanne und reduzieren somit die Dehnung der capsuloligamentären Anteile. Sie entfalten ihre größte Wirksamkeit bei mittelgradigen Bewegungen<sup>5</sup>. Der therapeutische Ansatz liegt hier vor allem in physiotherapeutischen Maßnahmen zur Kräftigung der Rotatorenmanschette und Training auf neurophysiologischer Basis.

Die knöcherne Konformität des Gelenks kann, wie gesagt, aufgrund der minimalen Kontaktfläche zwischen Humeruskopf und Glenoid nur wenig zur Stabilität des Gelenks beitragen. Abnormalitäten sind meist nicht ursächlich für eine Instabilität<sup>29</sup>, Hill-Sachs- und knöcherne Bankartläsionen sind eher die Folge einer Instabilität.

Der negative intraartikuläre Druck und die Gelenkkohäsion erzeugen ein relatives Vakuum, das die Translation des Humeruskopfes einschränkt. Patienten mit exzessiv vergrößertem Gelenkvolumen bei Bandlaxizität und redundanter Gelenkkapsel haben eine geringere Kohäsion und damit eine größere Translation des Humeruskopfes<sup>10</sup>, der Vakuumeffekt geht in der instabilen Schulter verloren<sup>13</sup>.

Das Labrum glenoidale vergrößert die Gelenkpfanne und somit die Kongruenz und Kohäsion des Gelenks. Eine künstliche, alleinige Ablösung des Labrums führt allerdings nur zu einer geringen Translationszunahme, kommt es nicht zur capsuloperiostalen Ablösung des Kapsellabrumkomplexes. Eine beträchtliche Dehnung oder eine schon zu weite, laxe Kapsel müssen hinzukommen, um zu einer Instabilität zu führen<sup>2, 48</sup>. Neuere Studien haben gezeigt, daß funktionell die Bedeutung der capsuloligamentären Strukturen höher einzustufen ist als die des Labrums<sup>22, 24, 25, 38, 52</sup>.

Die Schultergelenkskapsel ist normalerweise groß und schlaff und ermöglicht so das große Bewegungsausmaß des Schultergelenks, unter physiologischen Bedingungen bleibt das Gelenkvolumen aber aufgrund der Kohäsion und des relativen Vakuums klein. Sie wird durch diskrete Verdickungen, die sogenannten glenohumeralen Bänder verstärkt<sup>25, 39</sup>, die sich bei Extrembewegungen des Arms anspannen und so die Instabilität des Schultergelenks verhindern, wenn alle anderen Mechanismen nicht mehr greifen können<sup>25, 38</sup>. Der ventrale Anteil der Kapsel enthält das superiore (SGHL) und das mediale (MGHL) glenohumerale Ligament, der caudale Anteil der Kapsel wird vom inferioren glenohumeralen Ligamentkomplex (IGHL) gebildet, der in Form einer Hängematte ventral das anteriore Band, kaudal den „axillary pouch“ und dorsal das posteriore Band enthält<sup>39</sup>.

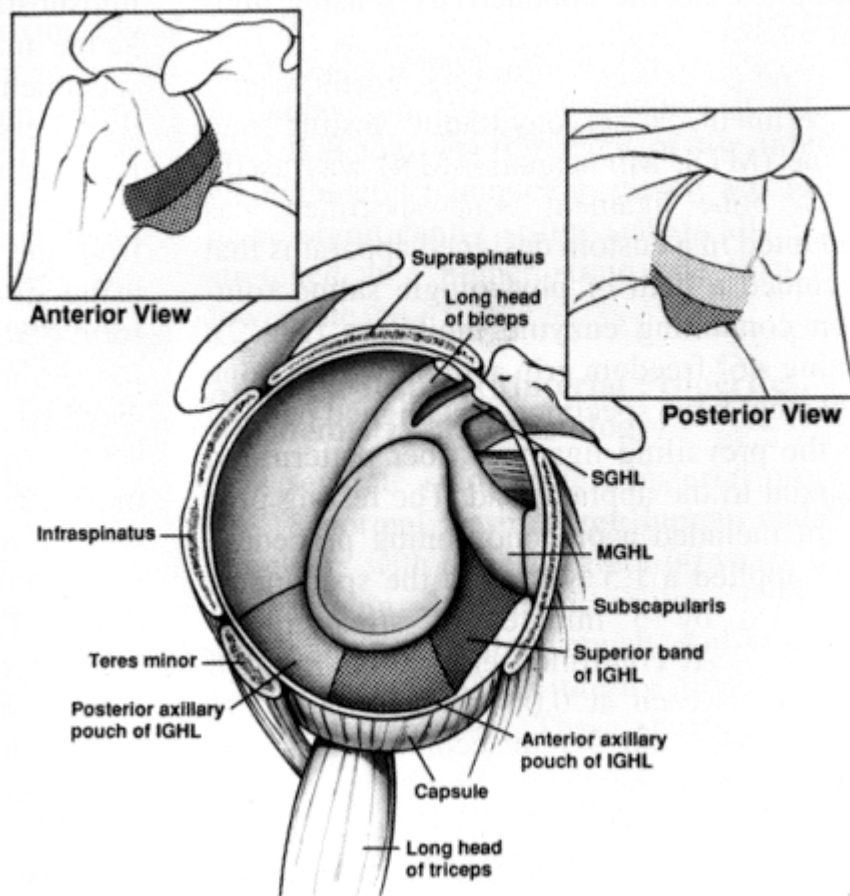


Fig. 1: Die anatomische Zeichnung zeigt die drei Regionen des inferioren glenohumeralen Ligaments (IGHL) in intra- und extrakapsulärer Ansicht. SGHL, superiores glenohumerales Ligament, MGHL, mittleres glenohumerales Ligament. (Aus „Glenohumeral stability“ Bigliani et al., Clinical orthopaedics and related research, 1996, No.330, pp 13-30 )

Die Rolle der glenohumeralen Bänder ist komplex und variiert mit der Armposition bzw. der Translationskraft <sup>25</sup>. Das SGHL stabilisiert bei Adduktion, das MGHL bei mittlerer Abduktion bis 45° bei Rotationsbewegungen, beide werden aber von den Muskeln der Rotatorenmanschette unterstützt <sup>49, 52</sup>.

Bereits 1910 beschrieb Delorme <sup>6</sup>, daß sich das IGHL bei Außenrotation und Abduktion anspannt. Jahre später zeigte Turkel et al., daß das IGHL bei Rotationsbewegungen des 90° abduzierten Armes, der führende Stabilisator des Schultergelenks ist, da in dieser Armposition alle anderen Stabilisierungsmechanismen außer Kraft gesetzt sind <sup>52</sup>. Das anteriore Band spannt sich bei maximaler Außenrotation, das posteriore Band bei maximaler Innenrotation an. Das IGHL windet sich somit um den Humeruskopf und presst ihn dadurch in die Gelenkspfanne (s. Fig.2).

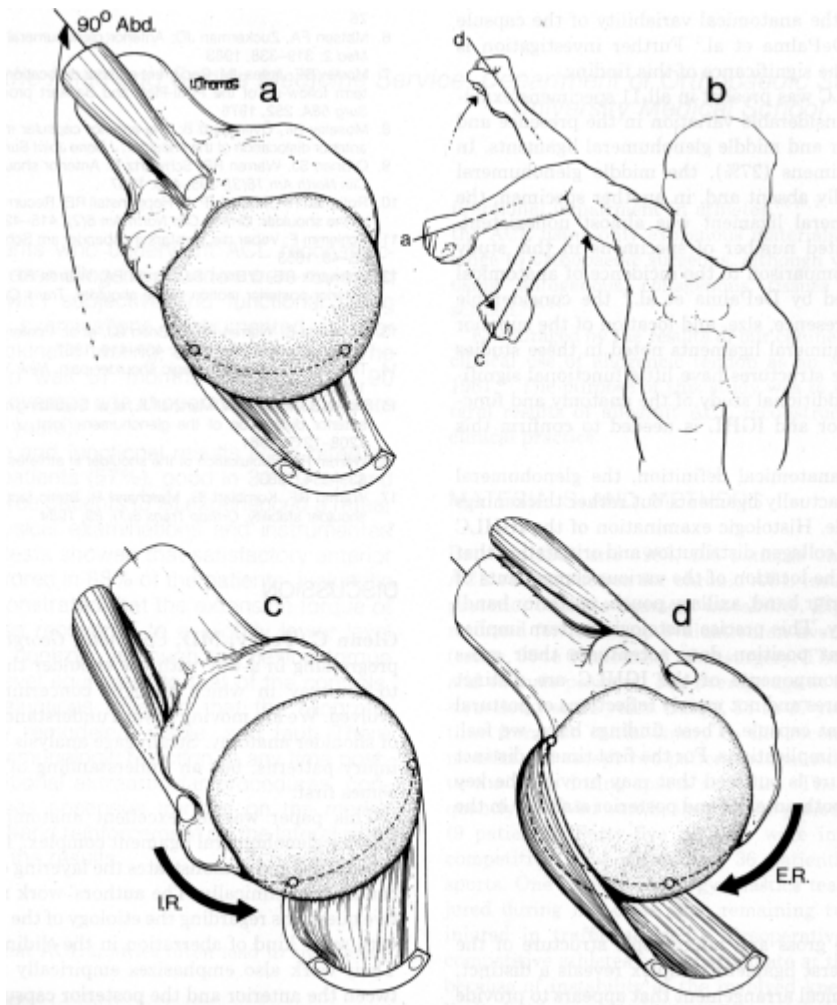


Fig.2: Die schematische Zeichnung zeigt, wie das IGHL bei abduziertem Arm den Humeruskopf stabilisiert. Der Arm befindet sich in Position a in 90° Abduktion und neutraler Rotationsstellung. Wird der Arm nun innenrotiert (b,c), windet sich das posteriore Band des IGHL's um den Humeruskopf und stabilisiert ihn gegen posteriore Translation. Analog windet sich das anteriore Band bei Außenrotation ventral um den Humeruskopf und stabilisiert ihn so gegen anteriore Translationsbewegungen (b,d). ( Aus „The anatomy and histology of the IGHL of the shoulder“, O'Brien et al., Am Jour Sport Med, 1990 Vol 18, No.5 )

Somit ist das anteriore Band des IGHL in typischer anteroinferiorer Luxationsrichtung der wichtigste Stabilisator<sup>52</sup>. Bei superoinferioren Translationsbewegungen übernimmt bei zunehmender Abduktion zunächst das anteriore, dann das posteriore Band diese Funktion<sup>25</sup>. Als Hauptstabilisator gegen posteriore Translation in typischer Luxationsstellung wirkt vor allem das posteriore Band des IGHL, wobei die anterosuperiore Kapsel ebenfalls limitierend wirkt („circle concept“)<sup>49</sup>.

Die herausragende Bedeutung des IGHL als Stabilisator des Schultergelenks bei Extreimbewegungen des Arms, gerade bei Überkopfsportarten, wie Schwimmen, Gewichtheben, Gymnastik oder Werfen, wird somit offensichtlich.

Versagen die hier beschriebenen Stabilisationsmechanismen, kommt es zur Instabilität der Schulter.

## 1.2 Einteilung und pathologische Anatomie der Schulterinstabilität

Bereits Hippokrates unterteilte die Ätiologie der Schulterinstabilität in eine traumatische und eine atraumatische Genese. Heutzutage berücksichtigen Klassifikationen neben der Ätiologie ebenso den Grad der Instabilität, die Richtung und die Frequenz (s. Tabelle 1).

Tabelle 1: **Klassifikation der Schulterinstabilität** <sup>56</sup>

<b>Ätiologie:</b>	traumatisch atraumatisch	willkürlich unwillkürlich	(positionsbedingt,muskulär)
	Microtrauma congenital neuromuskulär	(Zerebrale Parese, Epilepsie)	
<b>Grad:</b>	Subluxation Luxation		
<b>Richtung:</b>	anterior posterior superior	anterosuperior posterosuperior	
	inferior		
<b>Frequenz:</b>	akut rezidivierend chronisch verhackt		

Die verschiedenen Formen der Instabilität können dabei auf unterschiedliche Pathomorphologien zurückzuführen sein, für das Groß der instabilen Schultern ist aber meist das Versagen der capsuloligamentären Strukturen und des Labrums verantwortlich, Knochendefekte und Muskeldysbalance spielen im Vergleich eine untergeordnete Rolle <sup>35</sup>.

Patienten mit atraumatischer Schulterinstabilität weisen eine generalisierte Hypermobilität ihrer Gelenke auf. Sub- oder komplette Luxationen traten während ihres gesamten Lebens ohne adäquates Trauma auf. Die Instabilität ist meist multidirektional, aufgrund der allgemeinen Bandlaxizität liegen keine Ligament- bzw. Labrumverletzungen vor. Die redundante Gelenkkapsel ist hier pathognomonisch und für die Instabilität verantwortlich <sup>8, 35</sup>.

Traumatische Instabilitäten entstehen bei Patienten ohne Gelenklaxizität durch ein singuläres, signifikantes Trauma, das zu einer initialen Dislokation der Schulter führt.

In der Mehrzahl der Fälle führt dies zu einer unidirektionalen Instabilität nach anteroinferior.

Hierbei kommt es zu einer Ablösung des anteroinferioren Kapsel-Labrum-Komplexes, bekannt als sog. Bankart-Läsion, und möglichen Verletzung der Kapselbandstrukturen. Diese Verletzung heilt in der Regel nicht automatisch aus, sodaß Relaxationen wahrscheinlich sind, die durch wiederholte Überdehnung der Gelenkkapsel ebenfalls zu einem exzessiven Gelenkvolumen und persistierender Instabilität führen<sup>8, 35</sup>.

Die größte Gruppe der Patienten mit instabilen Schultern weist allerdings meist kein signifikantes Unfallereignis und keine generalisierte Gelenklaxizität in der Anamnese auf, so daß eine wiederholte Mikrotraumatisierung der Gelenkkapsel, vor allem durch Überkopftätigkeiten bzw. -sportarten, als Genese angenommen werden muß. Da das IGHL, wie oben beschrieben, der Hauptstabilisator bei Überkopfbewegungen des Armes ist, ist dieses primär von der Mikrotraumatisierung betroffen und somit für die erworbene Vergrößerung des glenohumeralen Gelenkvolumens verantwortlich. Das Labrum ist bei dieser Pathogenese der Schulterinstabilität anfangs noch intakt, mit wiederholten Dislokationen kann sich allerdings eine Ablösung des Labrums entwickeln. Dies führt dann zu ähnlichen Defekten wie bei traumatischen Dislokationen. Die Problematik dieser Gruppe von Schulterinstabilitäten liegt aber primär in der erworbenen Laxizität der Gelenkkapsel<sup>1, 8, 35</sup>.

Laxe glenohumerale Bänder, eine redundante Gelenkkapsel und ein exzessiv vergrößertes Gelenkvolumen, das sogenannte "laxity dilemma", ist somit ein häufig anzutreffender und fundamentaler Faktor in der Pathogenese der Schulterinstabilität<sup>8, 30, 36</sup>.

### **1.3 Therapieansätze zum Management der Schulterinstabilität**

Nichtoperative Rehabilitationsversuche können bis zu einem gewissen Grad die dynamischen Stabilisatoren, sprich die Muskeln der Rotatorenmanschette, stärken und dadurch eine Verbesserung der aktiven Stabilität und somit eine Schmerzreduktion erreichen. Es muß allerdings mit einer hohen Rezidivrate gerechnet werden und gerade bei jungen, sportlich aktiven Patienten stellt dieser Ansatz keine Lösung des Instabilitätsproblems dar, da die passiven Stabilisatoren nicht beeinflußt werden können<sup>4</sup>.

Um eine ausreichende Stabilität der betroffenen Schulter bei physiologischem Bewegungsumfang zu erreichen muß das "laxity dilemma" somit chirurgisch gelöst werden.

Traditionell offene Operationstechniken versuchen nach dem von Perthes bzw. Bankart eingeführten Prinzip, so gut als möglich anatomische Verhältnisse wiederherzustellen. Das bedeutet, daß das abgerissene Labrum transossär am Glenoidrand refixiert und mittels eines T-shift eine gestraffte Gelenkkapsel mit kompetenten glenohumeralen Bändern geschaffen werden muß. Als Nachteil beim Standardzugang erweist sich allerdings, daß die Subscapularissehne durchtrennt werden muß, was zu einer sportlich beeinträchtigenden Kraftabschwächung der aktiven Innenrotation führen kann<sup>57</sup>. Werden die Rezidivrate bei der offenen Versorgung als minimal (3,5%) und die funktionellen Ergebnisse meist als exzellent beschrieben<sup>43</sup>, so wird in der Literatur doch von teilweise erheblichen Einschränkungen der Außenrotation berichtet, die gerade bei Hochleistungssportlern ein Ende der professionellen Karriere bedeuten können<sup>3</sup>. Auch sind Komplikationen wie postoperative Schmerzen und eine verlängerte Rekonvaleszenzphase und Rehabilitation nicht zu unterschätzen<sup>33,55,58</sup>.

Bei den modernen arthroskopischen Operationsverfahren, die sich ebenfalls auf die anatomische Rekonstruktion von Bankart stützen, ist aufgrund der minimalen Weichteilschädigung die postoperative Morbidität und die anschließende Rekonvaleszenz meist geringer. Ein Kapselshift mittels im Glenoidrand intra- oder extraartikulär zu platzierender Anker oder Dübel ist zwar möglich, aber aufgrund des technisch sehr anspruchsvollen Procedere nicht auf breiter Basis zu praktizieren<sup>27,28</sup>. Auch entsteht bei diesem Verfahren keine Narbe der Glenkkapsel, so daß die Laxität der Kapsel nicht ausreichend behoben werden kann, wodurch mit der Zahl der Luxationsereignisse die Rezidivhäufigkeit zunimmt<sup>12</sup>. Dies ist die hauptsächliche Ursache, daß bei arthroskopischer Versorgung der Schulterinstabilität die Rezidivrate noch beträchtlich höher lag als bei offener Versorgungstechnik (10-20%<sup>41</sup>, teilweise sogar bis zu 44%<sup>11,12</sup>). Durch eine strengere Indikationsstellung, eine stetige Verbesserung der Verfahrenstechniken und neuer Methoden zum Management der Kapselredundanz ließen sich in jüngster Zeit die Rezidivraten denen der offenen Verfahren angleichen (6,25%)<sup>26</sup>. Eine dieser neuen Techniken, die es ermöglicht, die Redundanz der Kapsel arthroskopisch anzugehen, ist das „Laser Assisted Capsular Shift-Procedure“, kurz LACS, dessen biomechanische Auswirkungen auf die glenohumeralen Bänder der Schultergelenkkapsel in dieser Arbeit untersucht werden sollen.

Es ist ein operatives Verfahren, das voraussichtlich eine geringe Morbidität aufweist, leicht und auf breiter Basis durchzuführen wäre und dabei das „laxity dilemma“ bei der arthroskopischen Schulterstabilisierung zu lösen vermag<sup>14,23</sup>.

## **1.4 Einführung des “Laser Assisted Capsular Shift –Procedures”**

### **(LACS)**

Bei einem Treffen im August 1991 demonstrierte Gary S. Fanton, (MD, Menlo Park, Kalifornien) seinem Kollegen Robert H. Horne (MD, Sandy Hill, Utah) das Debridement des posterioren Labrums und der hinteren Kapsel mit Hilfe eines Holmium-YAG-Lasers bei einem Patienten mit multidirektionaler Instabilität. Während des labralen Debridements kam der Laserstrahl mit der hinteren Kapsel in Kontakt, was zu einer sofortigen Schrumpfung der Kapsel führte. Horne griff diese Idee auf und schrumpfte im Labor daraufhin mittels Holmium-YAG-Laser verschiedene Arten kollagenen Bindegewebes, wie z.B. Teile eines vorderen Kreuzbandes und einer Bizepssehne, die bei verschiedenen Operationen angefallen waren. Nachdem derselbe Schrumpfungseffekt auch bei Hühnerhaut aufgetreten war, startete er eine klinische Studie, in der der Holmium-YAG-Laser zur gezielten Schrumpfung der ausgeweiteten Gelenkkapsel bei Patienten mit Schulterinstabilität eingesetzt wurde. 1992, beim jährlichen Treffen der International Laser Society (IMLAS) stellte Horne diese Ergebnisse erstmals vor und stellte fest, daß William P. Thorpe (MD, Cape Girardeau, Mo.) ebenfalls Laser zur Schrumpfung der Gelenkkapsel bei Schulterinstabilitäten einsetzte. Im Februar 1993 wurde daraufhin offiziell die Laser Shoulder Study Group gegründet, in der verschiedene arthroskopisch orientierte Orthopäden Fälle von Patienten einbrachten, die von ihnen mit dem neuen Verfahren LACS, mit dem “Laser Assisted Capsular Shift- Procedure” behandelt worden waren. Eine prospektive Studie wurde eingeleitet und mit dem schnell zunehmenden Interesse an diesem Operationsverfahren auch die biomechanischen und histologischen Aspekte betreffenden Forschungsarbeiten <sup>31</sup>.

## **1.5 Laser-Physik**

Laser ist ein Akronym für “light amplification by stimulated emission of radiation”. Laserlicht unterscheidet sich von sichtbarem Licht dadurch, daß die Lichtstrahlen praktisch perfekt parallel, die Lichtwellen in Zeit und Raum phasengleich und von identischer Wellenlänge (monochromatisch) sind. Der Laser wurde erstmals von Maiman 1960 entwickelt, einem in der Luft und Raumfahrtindustrie beschäftigten Ingenieur, basierend auf der Atomtheorie Neil Bohrs und den Theorien Albert Einsteins zur stimulierten versus spontanen Lichtemission. Das Laserlicht wird in

einer Kammer erzeugt, die das Lasermedium, z.B. einen Holmium durchsetzten Yttrium/Aluminium/Garnet-Kristall enthält. Dieser Kristall wird als optischer Resonator durch extrem starkes Blitzlicht angeregt und durch zwei parallele Spiegel, einer 100%, der andere 50% reflektierend, wird die Lichtemission des Kristalls verstärkt und durch den halbdurchlässigen Spiegel als Laserstrahl emittiert. Das Lasermedium bestimmt dabei die Wellenlänge des emittierten Lichts und somit auch die spezifischen Wechselwirkungen des Laserstrahls mit dem bestrahlten Gewebe<sup>36</sup>.

Der Holmium-YAG-Kristall emittiert eine Wellenlänge von 2,1 $\mu$ m, die im mittleren Infrarotspektrum liegt und sehr gut von Wasser absorbiert wird. Aufgrund der kurzen Absorbtionslänge ist die thermische Schädigung des Gewebes sehr begrenzt, wodurch sich der Holmium-YAG-Laser als präzises chirurgisches Instrument erwiesen hat<sup>7, 36</sup>.

1987 wurde er experimentell als erster durch ein Glasfaseroptiksystem in einem Wassermedium applizierbarer Laser in die Arthroskopie eingeführt, 1989 für alle Applikationen an peripheren Gelenken zugelassen und zuerst in der Kniearthroskopie und der Bandscheibenchirurgie eingesetzt. 1992 wurde das Anwendungsspektrum, wie erwähnt, auch auf die Schulterarthroskopie ausgedehnt<sup>21, 36</sup>.

## **1.6 Grundlagen zum LACS**

Laserlicht ist nur eine Form von Energie, die in diesem Fall von Photonen transportiert wird. Diese Energie wird bei der Absorption durch Gewebe in Wärmeenergie umgewandelt, welche die Temperatur des entsprechenden Gewebes derart erhöht, daß es möglich ist, mit dem Laserstrahl sehr präzise zu schneiden, zu koagulieren, zu vaporisieren und zu abladieren<sup>21, 36</sup>.

Den Effekt, den der Laserstrahl auf ein Gewebe hat, hängt zum einen vom bestrahlten Gewebe selber, zum anderen von der Wellenlänge, der Expositionsdauer, der Laserenergie und dem Laserstrahldurchmesser ab. Da der Laserstrahl kegelförmig aus der Glasfaseroptik austritt, ist die applizierte Energiedichte (Joules/cm<sup>2</sup>) nicht nur über die Laserenergie, sondern auch über den Abstand der Optik zum behandelnden Gewebe regulierbar. Der Holmium-YAG-Laser wird zumeist im “near-contact-modus” verwendet, was ein Zukoagulieren der Glasfaserspitze verhindert. Zudem erlaubt die getaktete Laseremission (150-350 $\mu$ s Taktdauer bei variabler Frequenz) dem Operateur die spezifische Gewebewirkung möglichst optimal, d.h. ohne ungewollte thermische Schädigung umliegenden Gewebes, zu erzielen. Die dünnen Laserhandstücke, die geradlinig oder in verschiedenen Winkeln erhältlich sind, ermöglichen es dem Arthroskopeur selbst in eng und schwer zu bearbeitende Räume vorzudringen<sup>7, 21, 36</sup>.



Moderne Lasergeräte, wie der in dieser Arbeit verwendete Ho-YAG-Laser (VersaPulse, Coherent, Palo Alto, Kalifornien), lassen eine große Bandbreite möglicher Energie- und Applikationsmodi zu. Zur Schrumpfung der Schultergelenkscapsel hat sich ein nichtablativer Energiemodus durchgesetzt, den die meisten Operateure für den LACS empfehlen: Pulsdauer: 250µs, 10W Laserleistung bei einer Frequenz von 10 Hz, dies entspricht 1 Joule/Puls<sup>14, 23</sup>. Das Laserhandstück wird dabei kontinuierlich in einem Zickzack-Kurs über die Innenfläche der zu behandelnden Kapselabschnitte geführt, wobei die Geschwindigkeit und die Dichte des gelaserten Kurses das Ausmaß der Kapselschrumpfung bestimmen.

Daß kollagenes Gewebe durch Applikation nichtablativer Laserenergie schrumpft, ist nicht erst seit der Einführung des LACS-Procedures bekannt. Beim "laser tissue welding" und in der lasergestützten Augenchirurgie zur Korrektur der Hyperopie wird bereits seit längerem von der Fähigkeit des Laserlichts, durch Temperaturerhöhung des Gewebes eine Änderung der Kollagenstruktur herbeizuführen, Gebrauch gemacht<sup>45, 46</sup>. Bereits 1949 wurde die thermische Schrumpfung von Kollagen durch Lenox et al. beschrieben<sup>32</sup>. Typ-I-Kollagen, wie es zum größten Teil auch in der Schultergelenkkapsel vorhanden ist, ist ein hochorganisiertes Polypeptid, das aus einer, durch intra- und intermolekulare Bindungen stabilisierten Triplehelix besteht. Thermische Energie unterbricht diese molekularen Bindungen und überführt das Kollagen von seiner fibrillären, kristallinen Struktur in einen kontrahierten, denaturierten Zustand, der sich makroskopisch als Schrumpfung des kollagenen Gewebes äußert. Diese Schrumpfung ist zeit- und temperaturabhängig und beginnt bei ca. 57°C, erreicht bei 60-65°C ihr Maximum von ca. 1/3 der Ausgangslänge und führt überhalb von 75°C zur kompletten Denaturierung mit Verlust der fibrillären Kollagenstruktur<sup>34</sup>.

Wie sich die Schrumpfung kollagenen Kapselgewebes mittels nichtablativer Laserenergie auf die biomechanischen Eigenschaften des im Problemkreis der Schulterinstabilität so bedeutenden IGHL-Kompexes auswirkt, ist der Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

## **2. Material und Methode:**

### **2.1 Material**

Für diese Studie wurden insgesamt 16, sofort nach der Entnahme eingefrorene, menschliche Leichenschultern verwendet. Die Zuordnung der jeweiligen Schulter in die 5, 10 und 15W Laserapplikationsgruppe wurde durch die Reihenfolge der Sektionen bestimmt, wobei 6 Schultern für die in der Praxis momentan gebräuchlichen 10W Laserleistung vorgesehen waren, jeweils 5 Schultern für die 5 und 15W-Gruppe, um eventuell Abweichungen der Parameter von der Hauptgruppe aufzeigen zu können.

Da das LACS häufig bei jüngeren, sportlich aktiven Patienten eingesetzt wird<sup>14, 23</sup>, war ein Testkollektiv mit einer Altersspanne von 20-40 Jahren anvisiert worden : der Median aller 16 Leichenschultern betrug 39 Jahre (33±8,8a), die tatsächliche Altersspanne 16-42 Jahre. Zwischen den einzelnen Laserleistungsgruppen bestand hinsichtlich des Alters bzw. der Altersstruktur kein signifikanter Unterschied.

Alle Schultern wurden bei -20°C unmittelbar nach der Entnahme eingefroren und jeweils einzeln 12 Stunden vor der Präparation schonend aufgetaut. Die mechanische Testung sowie die Laserapplikation erfolgte direkt anschließend, wobei während sämtlicher Arbeitsschritte darauf geachtet wurde, durch ständiges Befeuchten des Präparates bei der geometrischen Vermessung bzw. durch mechanische Testung und Laserapplikation in physiologischer Kochsalzlösung, eine Dehydratation der glenohumeralen Bänder zu vermeiden.

### **2.2 Identifikation und Präparation der Bandanteile des IGHL**

Die Entfernung der Rotatorenmanschette, speziell die anfangs stumpfe, zum Ansatz hin scharfe Trennung der Subscapularissehne von der darunterliegenden Kapsel wurde mit großer Sorgfalt vorgenommen, um eine Schädigung der Kapsel und deren knöcherner Ansätze zu vermeiden. Der Humerusschaft wurde bei der Entnahme ca. 10cm distal des Kapselansatzes durchsägt, sowie Coracoid und Acromion teilweise entfernt.

Die drei Bandanteile des inferioren glenohumeralen Ligaments (IGHL): das anteriore Band (ab), der „axillary pouch“ (ap) und das posteriore Band (pb), wurden auf zwei verschiedene Weisen identifiziert:

Das IGHL leistet seine Hauptstabilisationsfunktion bei 90° Abduktion und maximaler Außen- bzw. Innenrotation des Armes<sup>52</sup>. Dieser Stellung des Armes entsprechend

konnte bei einer Abduktion des Humerus von ca 90° bezüglich der Scapula und maximaler Außenrotation (bei noch geschlossener Kapsel) das 'anterior band' durch seine deutlich tastbare Anspannung leicht von der umliegenden Kapsel abgegrenzt werden (s. Foto 2.2.1).

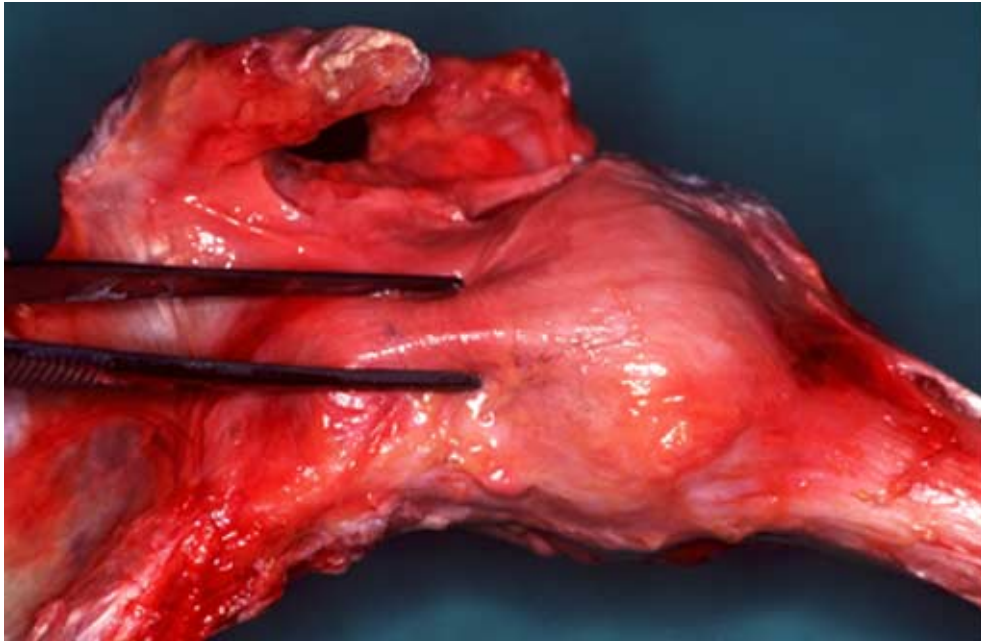


Foto 2.2.1: Abgrenzung des anterioren Bandes durch seine Anspannung bei 90° Abduktion und maximaler Außenrotation gegenüber der noch geschlossenen, entspannten Kapsel.

Die Identifikation des posterioren Bandes erfolgte entsprechend bei ca. 90° Abduktion und maximaler Innenrotation. Die vermeintlichen Grenzen wurden mit einem feinen Gewebestift markiert. Die Eröffnung der Kapsel oberhalb der begrenzten Bänder ermöglichte bei "hängendem" Humerus anhand des typischen Faltenwurfs der Bänder im Inneren der Kapsel die Verifizierung der äußeren Marken, entlang derer daraufhin die Kapsel inzidiert wurde (s. Foto 2.2.2). Das anteriore Band war deutlich palpabel von der übrigen Kapsel abgrenzbar, das posteriore Band hob sich hingegen nur in der Minderzahl der Schultern von der hinteren Kapsel ab. Als „axillary pouch“ wurde ein dem anterioren bzw. posterioren Band entsprechend breiter Streifen in den distalsten Teil der Kapsel geschnitten (s. Foto 2.2.2).

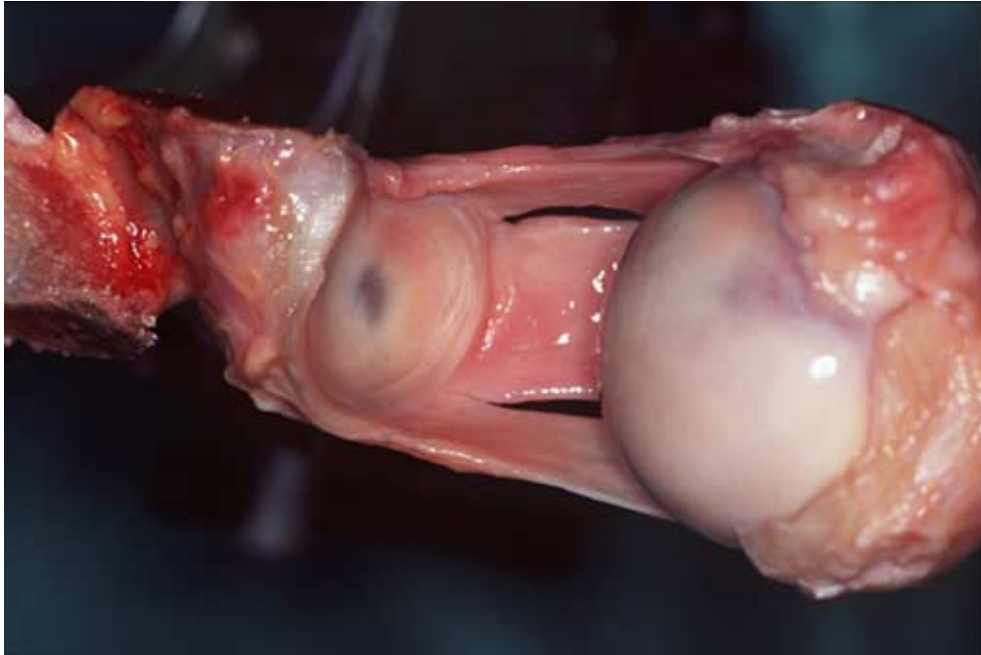


Foto 2.2.2: Das IGHL nach Entfernung der restlichen Schultergelenkscapsel und Aufteilung in seine drei Bandanteile (im Foto): anteriores Band (oben), „axillary pouch“ (Mitte) und posteriores Band (unten)

Anhand der Bandgrenzen an den knöchernen Ansätzen der Kapsel am Glenoid konnte dieses in drei gleich große Knochenblöcke zersägt werden. Alle drei Bänder samt Glenoidblöcken verblieben am Humerus, um später bei der mechanischen Testung physiologische Zugbedingungen zu gewährleisten.

### **2.3 Versuchsaufbau und -durchführung**

Sowohl Humerusschaft als auch der dem zu testenden Band entsprechende Glenoidblock wurden nach der Präparation umgehend in Quaderformen mit Hilfe eines kaltaushärtenden Epoxidharzes (Ureol, Ciba Geigy) eingebettet, wobei die Ligament-/Glenoidgrenze ca. 5mm über der Einbettebene blieb, um Schäden am Bandansatz zu vermeiden. Nach Aushärten des Harzes wurde das Präparat samt Gußformen in eine Universalprüfmaschine (Wolpert TZZ-707 (50kN), Istron Wolpert GmbH, Darmstadt, Deutschland) montiert (s. Foto 2.4). Der Glenoidblock wurde dabei über ein Kugelgelenk beweglich über eine 1kN-Kraftmeßdose an der Traverse befestigt. Der Humerus wurde horizontal so auf der in xy-Richtung frei beweglichen

Basisplatte justiert, daß bei Bewegung der Traverse in z-Richtung ein axialer Zug in Kollagenfaserorientierung des Ligaments erzeugt werden konnte (s. Foto 2.3).



Foto 2.3: zeigt ein zur mechanischen Testung in die Universalprüfmaschine montiertes Präparat. Der Humerus ist dabei horizontal auf die Grundplatte montiert, die Traverse der Prüfmaschine mit dem Glenoidblock erzeugt einen axialen Zug auf eines der glenohumeralen Bänder (hier axillary pouch).

Während der Einbettung und der Justierung des Präparates in der Prüfmaschine blieb das Band nach Möglichkeit in einem laxen Zustand, um eine Vorbelastung zu vermeiden. Vor der mechanischen Belastungsmessung wurde jeweils vor und direkt nach Laserapplikation bei jedem Band die Ursprungslänge  $L_0$  zur Bestimmung der Dehnung  $\Delta L/L_0$  mit einer Schieblehre (Genauigkeit:  $\geq 0,1\text{mm}$ ) gemessen, sowie die

Breite B und die Dicke D des Bandes zur Berechnung der Querschnittsfläche A, deren reziproker Wert multipliziert mit der gemessenen Kraft F, die jeweilige Spannung  $S = F/A$  des Bandes bei entsprechender Dehnung ergab.

Um die Reproduzierbarkeit der geometrischen Vermessung zu gewährleisten, wurden mit einem Gewebestift Markierungen für die Längenmessung jeweils am Übergang Labrum/Band und direkt am Humerusansatz in der Mitte des Bandes angebracht. Für die Bestimmung der Querschnittsfläche kann diese bei den Bändern des IGHL als annähernd rechteckig angenommen und als Produkt aus Breite und Dicke berechnet werden. Da das anteriore Band tendenziell fächerförmig am Humerus ansetzt, somit am Glenoid eher schmal und dick, am Humerus dünner, aber breiter ist, wurde die Länge gesechstelt, um aus drei Querschnitten - in der Mitte des Bandes sowie jeweils ein sechstel der Länge von den Bandansätzen entfernt - einen mittleren Querschnitt für das jeweilige Band berechnen zu können.

Alle Messungen wurden unter 0,1N Vorlast in der Universalprüfmaschine durchgeführt, wobei ständiges Besprühen der Bänder mit physiologischer Kochsalzlösung bis zur mechanischen Testung im Wasserbad einer Dehydratation vorbeugte. Die erhobenen geometrischen Daten für Breite, Dicke und Länge der Bänder wurden dem biologischen Material entsprechend auf eine Stelle hinter dem Komma gerundet.

Für die Spannungs-/Dehnungsmessungen und die Laserapplikation wurde die für die geometrische Vermessung des Bandes benutzte Basisplatte durch eine ihr ähnliche mit einem Plexiglasaquarium ausgestattete Konstruktion ersetzt, welche ein Eintauchen des gesamten Präparates bis zum Glenoidknochenblock gewährleisten konnte, was von Nöten war, um während der Laserapplikation ein ohne Wasser zwangsläufiges Verschmoren des Ligaments zu verhindern.

Sowohl zu Beginn der mechanischen Testung als auch während der Schrumpfung des Bandes mit Hilfe des Lasers wurde 0,1N Vorlast an das zu testende bzw. zu behandelnde Band angelegt. Die Alterationen der Bänder während des Tests wurden mit Hilfe eines analogen, an die Prüfmaschine angeschlossenen XY-Schreibers als Kraft/Weg-Diagramme aufgezeichnet und nachträglich in Spannungs-/Dehnungskurven transformiert (s. Foto2.4). Um die Materialparameter der Bänder vor und nach Laserbehandlung zu bestimmen, kam jeweils dasselbe Testprotokoll zur Anwendung:

Alle Testzyklen wurden mit einer Dehnungsgeschwindigkeit von 1%/sec durchgeführt, zur Präkonditionierung wurde das Band in 5 Zyklen um ca. 10% seiner Ausgangslänge gedehnt und wieder entspannt. Für die Bestimmung der Steifigkeitsänderung des Bandes war es wichtig, annähernd weit genug in den

quasilinearen Teil der Spannungs/Dehnungskurve zu gelangen, ohne die kritische plastische Verformung kurz vor dem Versagen zu erreichen, da nur bei elastischer Verformung, d.h. also bei Nichtschädigung des Bandes durch die mechanische Testung, die Laserwirkung auf die Materialparameter bestimmt werden kann.

Zu diesem Zweck waren in einer vorgeschalteten Testreihe die jeweiligen Bänder des IGHL einiger Präparate bis zum Versagen getestet worden. Aus den Bruchspannungen bzw. -dehnungen dieser Bänder (in der vorliegenden Studie nicht mitveröffentlicht) ließ sich eine submaximale Dehnung (ca. 25% von  $L_0$ ) ableiten, bei der noch keine plastische Verformung der Bänder auftrat. Diese wurde als Referenz in das Protokoll vor Laserapplikation aufgenommen. Die eigentliche mechanische Testung vor Laserapplikation umfaßte drei weitere Zyklen mit der besagten Dehnung von ca. 25%, nach Laserapplikation wurde das Testprotokoll wiederholt und daraufhin das Band zerrissen.

## **2.4 Laserapplikation und Registrierung der erzielten**

### **Schrumpfung**

Die Laserenergie, die für eine Schrumpfung des Bandes von 10% nötig war, wurde je nach Gruppe mit 5, 10 bzw. 15W Laserleistung in physiologischer Kochsalzlösung bei Raumtemperatur mit einem Ho:YAG-Laser (Versa Pulse, Coherent) durch ein jeweils neues 1,7mm-InfraTome-Handstück (400 $\mu$ m Glasfaseroptikdurchmesser, Coherent) manuell auf der gesamten Bandinnenfläche aufgebracht. Während der manuellen Applikation wurde das Laserhandstück in direktem Kontakt in Form eines „Zickzackkurses“ über die Kapseloberfläche bewegt. Die Glasfaseroptik ist aufgrund ihrer retrahierten Lage im Laserhandstück nicht direkt mit der Kapseloberfläche in Kontakt, ein Verschweißen mit dem gelaserten Gewebe ist bei ausreichender Geschwindigkeit nicht zu erwarten<sup>7, 36</sup>. Die Applikationsgeschwindigkeit wurde so gewählt, daß auf der Kapseloberfläche die einzelnen Einschläge der Laserpulse noch auszumachen waren. Der Laser war dabei mit jeweils 10 Pulsen/sec und einer Pulsdauer von 250 $\mu$ s getaktet. Die applizierte Energie wurde in kJ auf dem Display nach zehnprozentiger Schrumpfung des Bandes registriert (s. Foto 2.4).



Foto 2.4: zeigt die manuelle Laserapplikation unter 0,1N Vorlast in der Universalprüfmaschine. Die Schrumpfung des Bandes konnte dabei auf dem analogen XY-Schreiber aufgezeichnet werden.

Die Schrumpfung des Bandes konnte direkt während der Laserbestrahlung über das Wegmeßsystem der Universalprüfmaschine in 0,001mm-Einheiten abgelesen werden, da die Prüfmaschine während des Schrumpfungsvorgangs die vorgegebenen 0,1N Vorlast durch Verfahren der Traverse einhielt. Da dieser Regelungsvorgang mit einer gewissen Trägheit erfolgte und nach der Laserbestrahlung meist eine geringe Relaxation einsetzte, war eine Schrumpfung um genau 10% nicht immer möglich. Die registrierte Schrumpfung nach erfolgter Laserapplikation konnte durch Vermessen der resultierenden Bandlänge mit der Schieblehre bestätigt werden.

## **2.5 Statistische und graphische Auswertung der Ergebnisse**

### **2.5.1 Statistische Auswertung**

Da pro Gruppe 6 bzw. jeweils 5 Schultern getestet wurden und damit der Nachweis einer Normalverteilung der jeweils gemessenen Werte nicht zu führen war, wurden



zur statistischen Analyse der un- bzw. der abhängigen Variablen nichtparametrische Tests verwendet.

Um die Unterschiede zwischen den aufgrund der Laserwirkung voneinander abhängigen Variablen zu analysieren, wurde der Wilcoxon-Test verwendet, für die Unterschiede zwischen den unabhängigen Variablen, sowohl innerhalb einer Laserleistungsgruppe zwischen den einzelnen Bandanteilen des IGH als auch zwischen den einzelnen Gruppen selbst, der H-Test nach Kruskal-Wallis (KWT).

Zeigte dieser Test Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen bzw. den Bandanteilen, so wurden diese einzeln mit dem U-Test nach Mann-Whitney untersucht. Als signifikant unterschiedlich galten die untersuchten Werte bei einem Wahrscheinlichkeitsniveau von 95% ( $p \leq 0,05$ ), als tendentiell unterschiedlich, wenn  $p \leq 0,1$  war. Bestanden zwischen den verschiedenen Laserleistungen pro Band keine statistischen Unterschiede so wurden diese zu einer „Gesamtgruppe der Bänder“ (N=48) zusammengefaßt und nun die Unterschiede zwischen den Bandanteilen (jeweils N=16) untersucht. Bestanden zwischen den Bandanteilen keine Unterschiede so wurde eine „Laserleistungsgesamtgruppe“ (N=48) gebildet und die verschiedenen Laserleistungen (5W: N=15; 10W: N=18; 15W: N=15) in ihren Auswirkungen auf Unterschiede untersucht.

### **2.5.2 Graphische Darstellung der Ergebnisse**

Zur graphischen Darstellung der erhobenen und berechneten Daten und der durch die Laserwirkung bedingten Veränderungen wurden den statistischen Tests entsprechend Boxplots verwendet, in denen Median und 25%/75%-Quartile das Niveau der Werte bzw. deren Schwankungsbreite verdeutlichen. In den Tabellen wurden zusätzlich Mittelwert und Standardabweichung angegeben, um den Vergleich mit anderen Veröffentlichungen zu erleichtern.

Die Tests bzw. die Boxplots wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 7.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA), alle übrigen Berechnungen und Graphiken mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Office 97 Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) erstellt.

### **2.5.3 Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse**

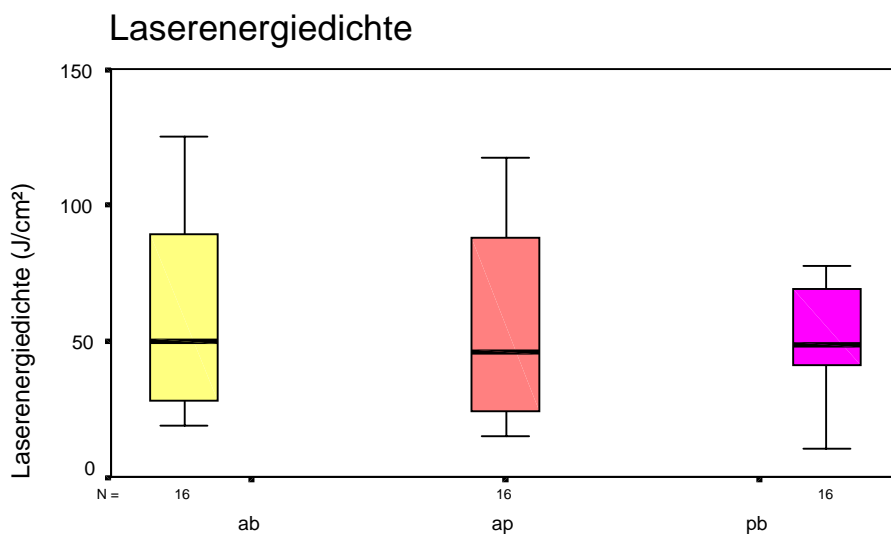
Die gemessenen und berechneten Ergebnisse der Bändergesamtgruppe und der Laserleistungsgesamtgruppe werden in tabellarischer Form im Anhang dargestellt.

### 3. Ergebnisse:

#### 3.1 Applizierte Laserenergiedichte bzgl. 10% Schrumpfung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung der anatomischen und biomechanischen Veränderungen bei einer durch Laserenergie in verschiedenen Leistungstufen erzeugten Längenschrumpfung der jeweiligen Bandanteile des IGHL's von ca. 10%. Im folgenden wird die Laserenergiedichte auf die anvisierten 10% Längenänderung bezogen. Ein linearer Zusammenhang zwischen applizierter Laserenergie und der erzeugten Schrumpfung konnte bereits nachgewiesen werden<sup>15</sup>. Die auf die Innenfläche der verschiedenen Bänder des IGHL applizierte Laserenergiedichte (registrierte Laserenergie/Bandinnenfläche) zeigte keine Unterschiede zwischen den Bändern, weder in den Laserleistungsgruppen noch in der Gesamtgruppe.

Sie betrug für das anteriore Band **49,9J/cm<sup>2</sup>** (58,8±33,0J/cm<sup>2</sup>), für den „axillary pouch“ **45,7J/cm<sup>2</sup>** (55,1±32,5J/cm<sup>2</sup>) und für das posteriore Band **48,4J/cm<sup>2</sup>** (63,9±45,2J/cm<sup>2</sup>), um eine Längenschrumpfung von 10% zu erreichen (s. Boxplot 3.1.1).



Gesamtvergleich der Bänder

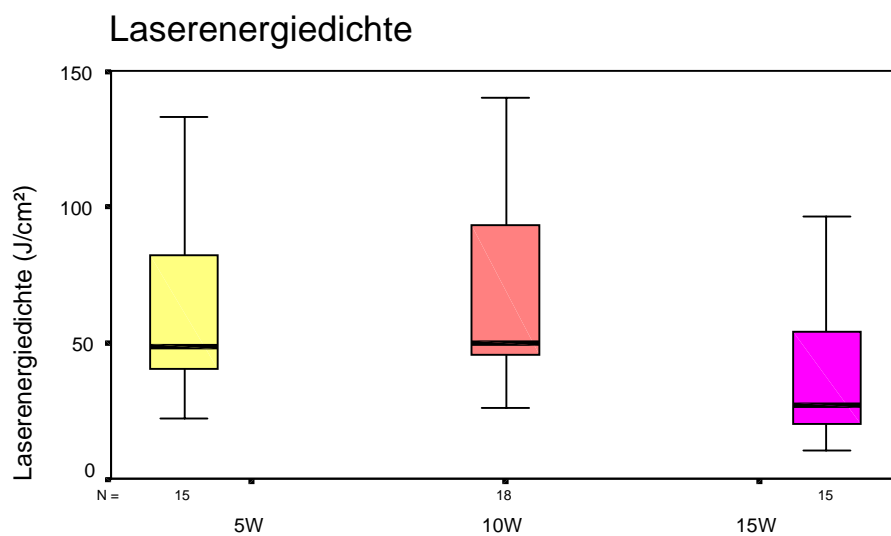
Boxplot 3.1.1

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band

Dabei bestand zwischen den Bändern weder ein Unterschied in der mit Hilfe des Laserdisplays registrierten Laserenergie (ab: 0,24 kJ (0,30±0,24 kJ), ap: 0,23kJ

( $0,28 \pm 0,23$  kJ) und pb:  $0,21$ kJ ( $0,30 \pm 0,21$  kJ) ) noch zwischen den bestrahlten Innenflächen der Bänder.

Es zeigten sich allerdings Unterschiede zwischen den verwendeten Laserleistungen (KWT:  $p_{\text{ges}} < 0,05$ ). Für eine konstante Längenschrumpfung von 10% mußte mit 15W Laserleistung eine signifikant geringere Laserenergiedichte appliziert werden als mit 5 oder 10W. Sie betrug bei 15W Laserleistung  **$26,9 \text{ J/cm}^2$**  ( $43,6 \pm 34,4 \text{ J/cm}^2$ ), während für die gleiche Schrumpfung bei 5 Watt  **$48,6 \text{ J/cm}^2$**  ( $61,7 \pm 31,2 \text{ J/cm}^2$ ) ( $5\text{W} > 15\text{W}$ :  $p < 0,1$ ) und 10Watt  **$49,9 \text{ J/cm}^2$**  ( $70,4 \pm 40,1 \text{ J/cm}^2$ ) ( $10\text{W} > 15\text{W}$ :  $p < 0,05$ ) nötig waren (s. Boxplot 3.1.2).



Gesamtvergleich der Laserleistungen pro IGHL

Boxplot 3.1.2

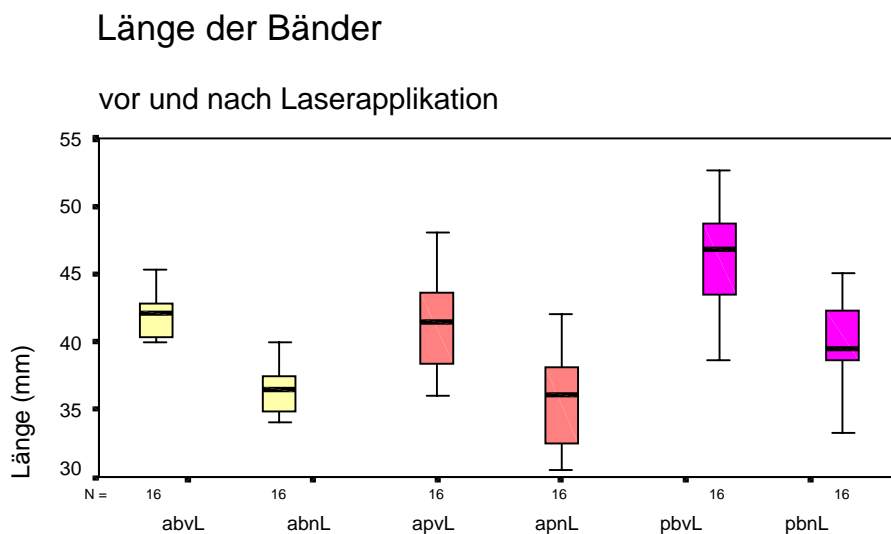
Die registrierte Laserenergie betrug in der 5W-Gruppe  $0,24$  kJ ( $0,31 \pm 0,22$ kJ), in der 10W-Gruppe  $0,27$ kJ ( $0,32 \pm 0,18$ kJ) und in der 15W-Gruppe  $0,14$ kJ ( $0,30 \pm 0,21$ kJ). Der Vergleich der Innenflächen zeigte wiederum keinen Unterschied zwischen den Gruppen.

### 3.2 Anatomische Parameter vor und nach Laserapplikation

Die Tatsache, daß durch die Applikation von nichtablativer Laserenergie eine signifikante Schrumpfung kollagenen Gewebes erreicht werden kann, ist bereits mehrfach in der Literatur beschrieben worden<sup>15-20, 34, 40, 44, 47, 51, 53</sup>. Die durch die Schrumpfung der Kapsel hervorgerufenen anatomischen und biomechanischen Veränderungen der Materialparameter des IGHL's werden im folgenden genauer untersucht.

#### 3.2.1 Bandlänge

Die vermessenen Ausgangslängen vor Laserapplikation zeigten, gesamt betrachtet, signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Bandanteilen (KWT:  $p_{\text{ges}} < 0,05$ ) und zwar war das posteriore Band mit einem Median von **46,9mm** ( $46,1 \pm 3,8\text{mm}$ ) deutlich länger ( $p_{\text{b}} > \text{ab/ap}$ :  $p < 0,05$ ) als der „axillary pouch“ mit **41,5mm** ( $41,5 \pm 4,0\text{mm}$ ) und das anteriore Band mit **42,1mm** ( $41,7 \pm 4,1\text{mm}$ ) (s. Boxplot 3.2.1.1).



Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.2.1.1

**ab**: anteriores Band, **ap**: axillary pouch, **pb**: posteriores Band  
**vL**: vor, **nL**: nach Laserapplikation

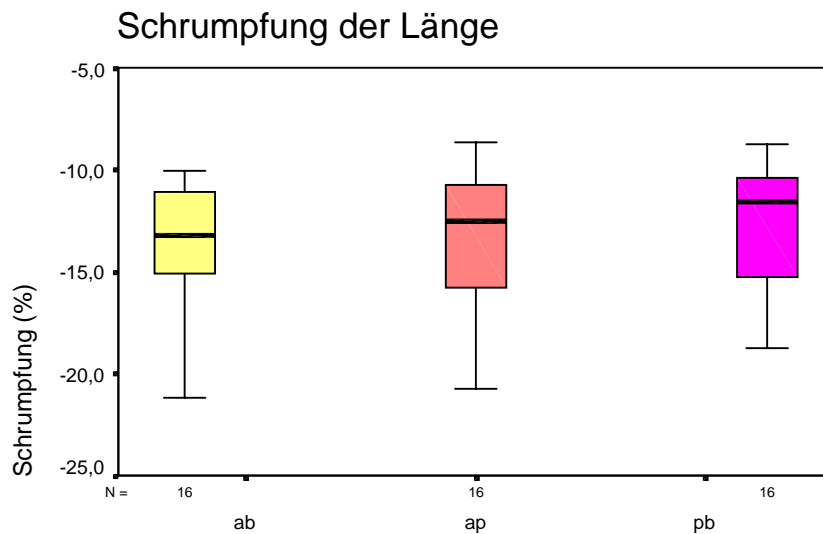
Anteriore Band und „axillary pouch“ unterschieden sich in ihrer Ausgangslänge weder in der Gesamt- noch in den einzelnen Laserleistungsgruppen.

Aufgrund der in allen Gruppen anvisierten, nahezu konstanten Schrumpfung (s. Boxplot 3.2.1.2) änderten sich diese Verhältnisse auch nach Laserapplikation nicht.

Die Laserapplikation erzeugte in jeder Laserleistungsgruppe bei jedem Band eine signifikante, in der Gesamtgruppe eine hoch signifikante Längenabnahme (Länge nL<vL:  $p_{5,10,15W}<0,05$ ;  $p_{ges}<0,001$ ).

Wie bereits oben beschrieben, konnte aufgrund des Nachregulierungsvorgangs eine exakte Schrumpfung um 10% der Ausgangslänge nicht erreicht werden, ein statistischer Unterschied zwischen den erreichten Schrumpfungen bestand aber weder zwischen den Bändern (s. Boxplot 3.2.1.2) noch bei den verwendeten Laserleistungen (s. Boxplot 3.2.1.3).

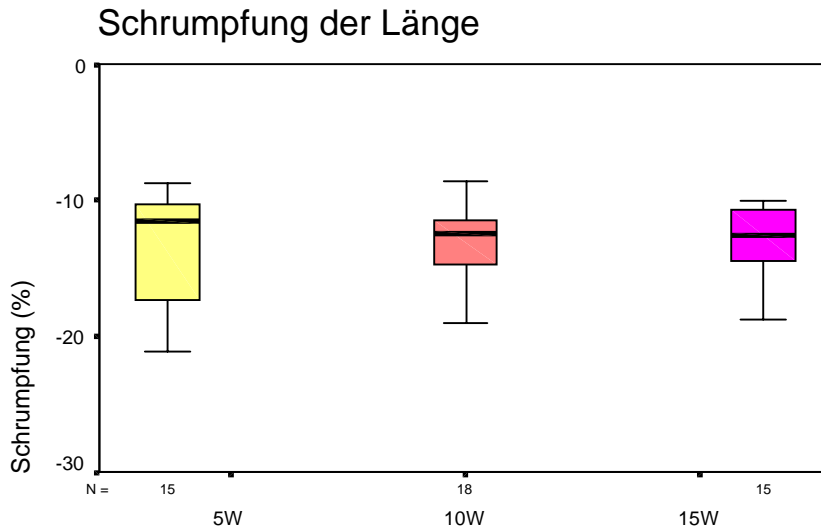
Die für das anteriore Band erreichte Schrumpfung lag bei **13,2%** ( $13,6\pm 3,2\%$ ), für den „axillary pouch“ bei **12,5%** ( $13,6\pm 3,7\%$ ) und für das posteriore Band bei **11,5%** ( $13,1\pm 4,1\%$ ) (s. Boxplot 3.2.1.2).



Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.2.1.2

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation



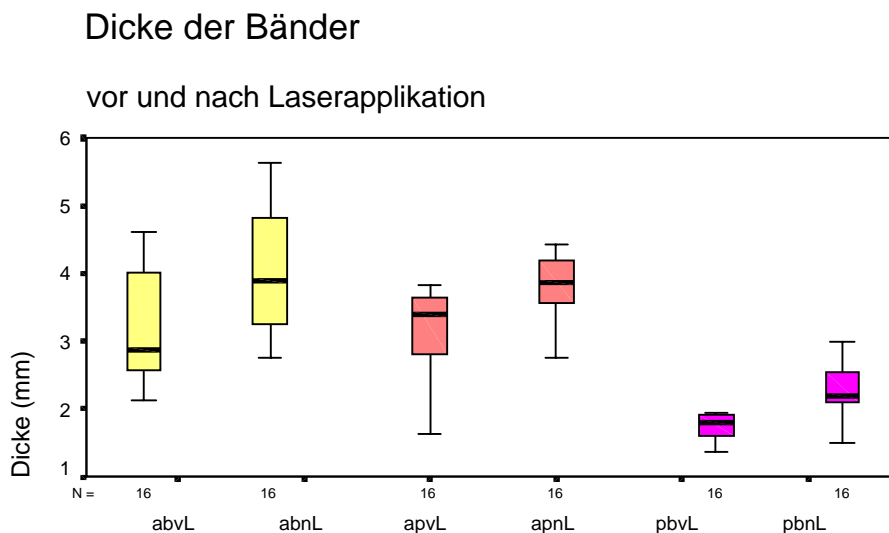
Gesamtvergleich der Laserleistungen pro IGHL

Boxplot 3.2.1.3

### 3.2.2 Banddicke

Auch die vermessenen Dicken der einzelnen Bandanteile des IGHL's zeigten vor Laserapplikation signifikante Unterschiede (KWT:  $p_{5,10,15W} < 0,05$ ;  $p_{ges} < 0,001$ ).

Das posteriore Band war mit einem Median von **1,8mm** ( $1,8 \pm 0,4$ mm) deutlich dünner als das anteriore Band mit **2,9mm** ( $3,2 \pm 0,8$ mm) Dicke und der „axillary pouch“ mit **3,4mm** ( $3,2 \pm 0,6$ mm) Dicke ( $p_{pb < ab/ap} < 0,001$ ) (s. Boxplot 3.2.2.1).



Gesamtvergleich der Bänder

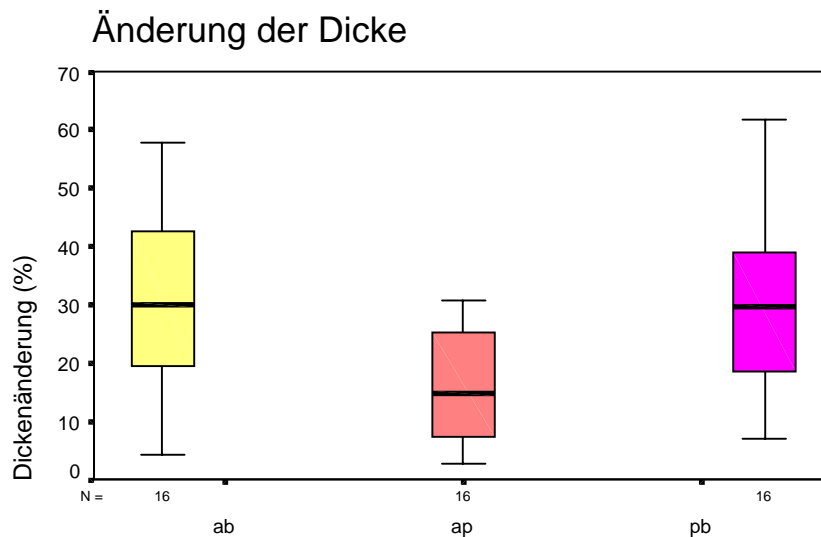
Boxplot 3.2.2.1

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation

Diese Unterschiede blieben auch nach Laserapplikation erhalten (s. Boxplot 3.2.2.1). Anteriores Band und „axillary pouch“ unterschieden sich statistisch weder vor noch nach Lasereinwirkung in ihrer Dicke voneinander.

Die Laserapplikation erzeugte bei jedem Band eine deutliche Dickenzunahme (nL>vL:  $p_{5,10,15W} < 0,05$ ;  $p_{ges} < 0,001$ ).

Im graphischen Vergleich der Bänder fällt die vergleichsweise geringere Zunahme der Dicke des „axillary pouchs“ auf. Statistisch ließ sich dieser Trend aber nur zwischen posteriorem Band (**29,7%** ;  $34,4 \pm 25,9\%$ ) und „axillary pouch“ (**14,9%** ;  $24,6 \pm 32,1\%$ ) nachweisen ( KWT:  $p_{ges} < 0,1$  ;  $ap < ab$ :  $p_{ges} = 0,12$  ;  $ap < pb$ :  $p_{ges} < 0,05$ ). Posteriore Band und anteriores Band (**30,0%** ;  $29,5 \pm 16,2\%$ ) unterschieden sich statistisch nicht in ihrer Dickenzunahme (s. Boxplot 3.2.2.2).



Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.2.2.2

**ab**: anteriores Band, **ap**: axillary pouch, **pb**: posteriore Band

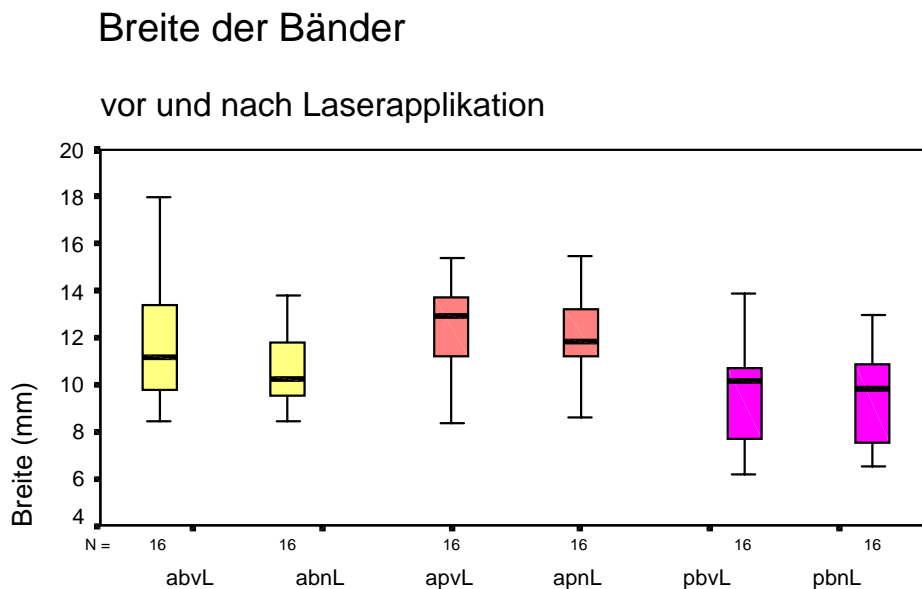
Bei konstanter Längenschumpfung erzeugte die Applikation verschiedener Laserleistungen keine statistisch unterschiedliche Dickenzunahme bei den einzelnen Bändern.

Die Dicke der Bänder der 15W-Gruppe war tendentiell größer als die der anderen Laserleistungsgruppen (KWT: vL/nL:  $p_{15W} < 0,1$ ), was zu einem größeren, resultierenden Volumen der 15W-Gruppe führt.

### 3.2.3 Bandbreite

Nur bei der Betrachtung der Gesamtgruppe der Bänder ließen sich Unterschiede zwischen den einzelnen Bandanteilen nachweisen (KWT:  $p_{\text{ges}} < 0,05$ ). Dabei war das posteriore Band mit einer Breite von **10,2mm** ( $9,7 \pm 2,1\text{mm}$ ) tendentiell schmaler als das anteriore Band ( $\text{pb} < \text{ab}$ :  $p_{\text{ges}} < 0,1$ ) mit einer Breite von **11,2mm** ( $11,8 \pm 2,6\text{mm}$ ) und signifikant schmaler als der „axillary pouch“ ( $\text{pb} < \text{ap}$ :  $p_{\text{ges}} < 0,05$ ) mit **13,0mm** ( $12,4 \pm 2,0\text{mm}$ ) Breite. Anteriore Band und „axillary pouch“ unterschieden sich statistisch vor Laserapplikation nicht voneinander.

Der Laser bewirkte nur beim anterioren Band und „axillary pouch“ eine signifikante Schrumpfung der Breite ( $\text{nl} < \text{vL}$ :  $p_{\text{ges}} < 0,05$ ), beim posterioren Band war statistisch keine Breitenabnahme ( $\text{nl} < \text{vL}$ :  $p_{\text{ges}} = 0,109$ ) nachweisbar (s. Boxplot 3.2.3.1).



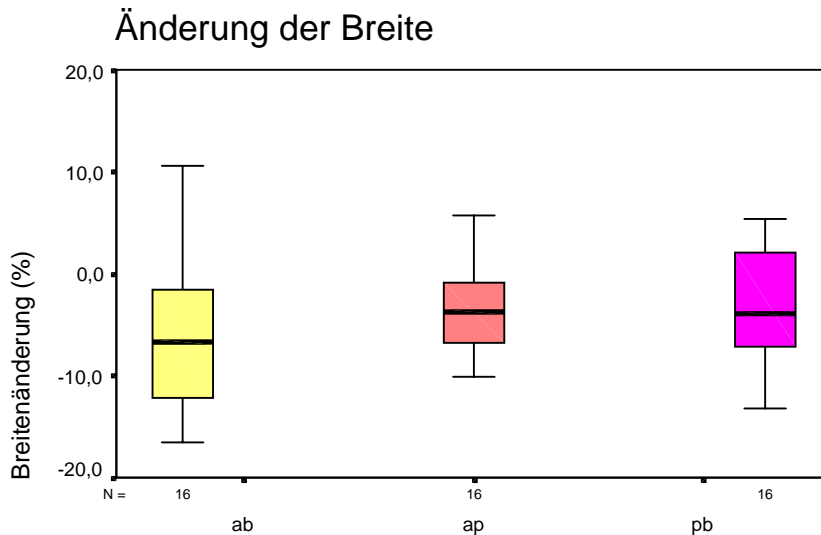
Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.2.3.1

**ab**: anteriores Band, **ap**: axillary pouch, **pb**: posteriores Band  
**vL**: vor, **nL**: nach Laserapplikation

Nach Lasereinwirkung unterschieden sich anteriores Band und „axillary pouch“ in ihrer Breite tendentiell ( $p_{\text{ges}} < 0,1$ ), da das anteriore Band mit einem Median von **6,8%** ( $6,3 \pm 7,4\%$ ) stärker schrumpfte als der „axillary pouch“ ( $\text{ab} > \text{ap}$ :  $p_{\text{ges}} = 0,149$ ) mit **3,7%** ( $3,2 \pm 4,2\%$ ) und das posteriore Band ( $\text{ab} > \text{ap}$ :  $p_{\text{ges}} = 0,138$ ) mit **3,9%** ( $1,1 \pm 10,7\%$ ) Schrumpfung (s. Boxplot 3.2.3.2).





Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.2.3.2

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band

### 3.2.4 Bandvolumen

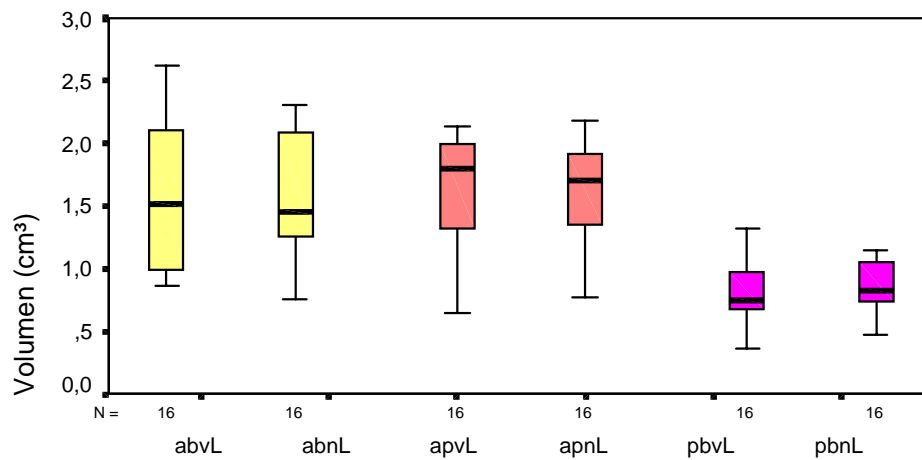
Die Volumen der einzelnen Bänder wurden aus den oben besprochenen Parametern Länge, Dicke und Breite berechnet.

Die Volumen der Bänder unterschieden sich deutlich (KWT:  $p_{5,10,15w} < 0,05$ ;  $p_{ges} < 0,001$ ; s. Boxplot 3.2.4.1). Wobei das anteriore Band mit **1,5cm<sup>3</sup>** ( $1,6 \pm 0,6 \text{cm}^3$ ) und der „axillary pouch“ mit **1,8cm<sup>3</sup>** ( $1,6 \pm 0,4 \text{cm}^3$ ) deutlich voluminöser ( $ab/ap > pb$ :  $p_{5,10,15w} < 0,05$ ;  $p_{ges} < 0,001$ ) als das posteriore Band mit **0,8cm<sup>3</sup>** ( $0,8 \pm 0,2 \text{cm}^3$ ) waren.

Durch die Lasereinwirkung konnte keine signifikante Veränderung des Volumens festgestellt werden. Die verschiedenen Laserleistungen bewirkten keine unterschiedlichen Veränderungen.

## Volumen der Bänder

vor und nach Laserapplikation



### Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.2.4.1

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation

Im Vergleich der Laserleistungen pro IGHL waren die berechneten Volumina der 15W-Gruppe aufgrund der größeren Dicke der Bänder (s.o.) tendenziell größer (KWT:  $p_{\text{ges}}=0,109$ ;  $15W>5W/10W$ :  $p<0,1$ ) als die der 5 bzw. der 10W-Gruppe. Die Laserapplikation mit den verschiedenen Laserleistungendeuten änderte an diesen Verhältnissen nichts.

### **3.3 Biomechanische Parameter vor und nach Laserapplikation**

Da es für die Untersuchung der Laserwirkung auf die biomechanischen Parameter der Bänder entscheidend war, eine durch die mechanische Testung vor Laserapplikation hervorgerufene plastische Verformung zu vermeiden, konnte, wie in der Methodik des Versuchaufbaus beschrieben, eine Dehnung der Bänder vor Laserapplikation bis zum Versagen nicht durchgeführt werden. Ein direkter Vergleich zwischen Dehnung und Spannung der Bänder beim Zerreißen mit den Werten vor Laserapplikation war daher nur bedingt möglich.

#### **3.3.1 Dehnung der Bänder bei der mechanischen Testung**

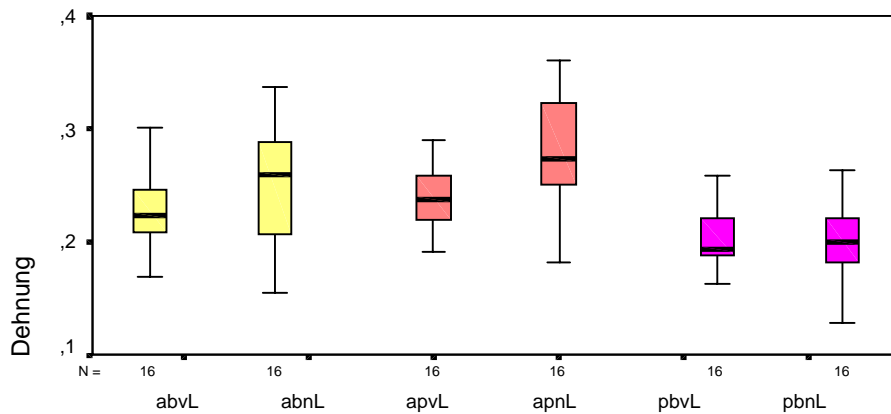
Bei der mechanischen Testung der Bänder vor Laserapplikation war für das posteriore Band mit 19% ( $20 \pm 3\%$ ) eine signifikant geringere Dehnung (KWT:  $p_{ges} < 0,5$ ) als für das anteriore Band mit 22% ( $23 \pm 4\%$ ) und den „axillary pouch“ mit 24% ( $24 \pm 3\%$ ) ( $p_{b < ab/ap} : p_{ges} < 0,001$ ) nötig, um einen ausreichend langen, linearen Anteil der Dehnungs-/Spannungskurve zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls E zu erhalten. Anteriore Band und „axillary pouch“ unterschieden sich hierin nicht. Nur beim anterioren Band und „axillary pouch“ war die Dehnung vor Laserbehandlung geringer als die Dehnung beim Versagen ( $vL < nL : ab/ap : p_{ges} < 0,05$ ). Für das posteriore Band zeigte sich kein Unterschied zwischen den Dehnungen vor und nach Laserapplikation (s.Boxplot 3.3.1.1).

Bei der Dehnung nach Laserapplikation wurden die Bänder zunächst wieder auf ihre Ausgangslänge gedehnt (die dafür notwendigen Lasten werden in 3.3.3 angegeben) und anschließend bis zum Versagen. Diese Dehnung von der Ausgangslänge bis zum Versagen des Bandes wird im folgenden als „Dehnung nach Laser“ bezeichnet.

Bei dieser Dehnung bis zum Versagen bestand zwischen „axillary pouch“ mit **27%** ( $28 \pm 5\%$ ) und anteriorem Band mit **26%** ( $27 \pm 9\%$ ) wiederum kein statistischer Unterschied (KWT:  $p_{ges} < 0,05$ ). Die Dehnung des posterioren Bandes war mit **20%** ( $20 \pm 4\%$ ) signifikant geringer ( $p_{b < ab} : p_{ges} < 0,05$ ;  $p_{b < ap} : p_{ges} < 0,001$ ) als die der anderen beiden Bandanteile (s.Boxplot 3.3.1.1).

## Dehnung der Bänder

vor und nach Laserapplikation



Gesamtvergleich der Bänder

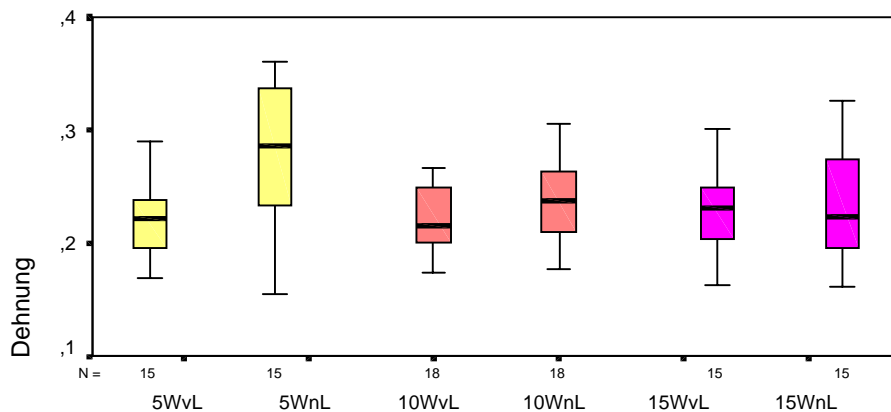
Boxplot 3.3.1.1

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation

Im Gesamtvergleich der Laserleistungen (KWT:  $p_{ges} < 0,1$ ) sind die Dehnungen pro IGHL bei Versagen in der 5W-Gruppe mit **29%** ( $29 \pm 10\%$ ) größer als die der 10W-Gruppe mit **24%** ( $23 \pm 5\%$ ) und der 15W-Gruppe mit **22%** ( $23 \pm 5\%$ ) ( $5W > 10W/15W$ :  $p_{ges} < 0,1$ ), während vorher keine Unterschiede bestanden (Korrelation: Laserleistung/Dehnung nL:  $-0,30$  ( $p < 0,05$ ); s.Boxplot 3.3.1.3).

## Dehnung pro IGHL

vor und nach Laserapplikation



Gesamtvergleich der Laserleistungen pro IGHL

Boxplot 3.3.1.2

**5W, 10W, 15W:** Laserleistungen in Watt  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation

### 3.3.2 Lasten und Spannung der Bänder bei der mechanischen Testung

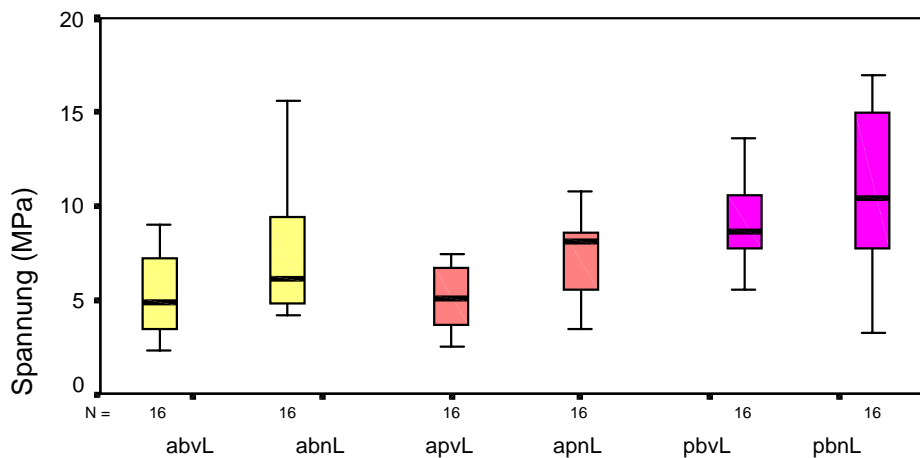
Die applizierten Lasten bei der axialen Zugbelastung der Bänder vor Laserapplikation waren signifikant geringer ( $vL < nL$ :  $p_{ges} < 0,05$ ) als die bei Versagen der Bänder gemessenen. Während vor Laserexposition kein statistischer Unterschied zwischen den Bändern bestand (KWT:  $p_{ges} = 0,21$ ), war nach Laserapplikation die Bruchlast des posterioren Bandes mit **222N** ( $244 \pm 154N$ ) signifikant geringer als die des anterioren Bandes (**297N** ;  $297 \pm 71N$ ) und die des „axillary pouch“ (**309N** ;  $325 \pm 113N$ ) ( $p_{b < ab/ap} < 0,05$ ).

Aufgrund des hochsignifikant geringeren Querschnitts des posterioren Bandes und der deutlichen Zunahme des Bandquerschnitts durch die Laserbestrahlung ( $nL > vL$ :  $p_{ges} < 0,05$ ) zeigten die berechneten Spannungen der Bänder Unterschiede gegen über den registrierten Lasten. So waren die Spannungen vor Laserapplikation nur beim anterioren Band und beim „axillary pouch“ geringer ( $vL < nL$ :  $p_{ges} < 0,05$ ) als beim Versagen der Bänder. Bei der Testung des posterioren Bandes waren die Spannungswerte beim Versagen praktisch genauso groß wie die vor Laserapplikation, obwohl dort die Belastung im linearen Bereich abgebrochen wurde. Im Gegensatz zu den registrierten Lasten der Bänder zeigte das posteriore Band bei geringerer Dehnung bis in den quasilinearen Teil der Belastungskurve eine höhere Spannung ( $8,6MPa$ ;  $9,7 \pm 3,4MPa$ ) als das anteriore Band ( $4,9MPa$  ;  $5,4 \pm 2,1MPa$ ) und der „axillary pouch“ ( $5,1MPa$  ;  $5,1 \pm 1,6MPa$ ) (KWT:  $p_{ges} < 0,001$   $p_{b > ab/ap} < 0,001$  s. Boxplot 3.3.2.1).

Nach Laserapplikation konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Spannungen beim Zerreißen nur noch in der 5W-Gruppe (KWT:  $p_{5w} < 0,05$ ) und ein nur noch tendentieller in der Gesamtgruppe (KWT:  $p_{ges} < 0,1$ ) nachgewiesen werden ( s. Boxplot 3.3.2.1 ). Die Spannung des posterioren Bandes war beim Versagen mit **10,4MPa** ( $10,7 \pm 4,5MPa$ ) immer noch größer als die des anterioren Bandes mit **6,2MPa** ( $7,4 \pm 3,2MPa$ ) und die des „axillary pouch“ mit **8,1MPa** ( $7,2 \pm 2,3MPa$ ) ( $p_{b > ab/ap} < 0,05$ ) (s. Boxplot 3.3.2.1). Dies obwohl die Bruchlast des posterioren Bandes geringer war als die der anderen beiden Bänder.

## Spannung der Bänder

vor und nach Laserapplikation



Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.3.2.1

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation

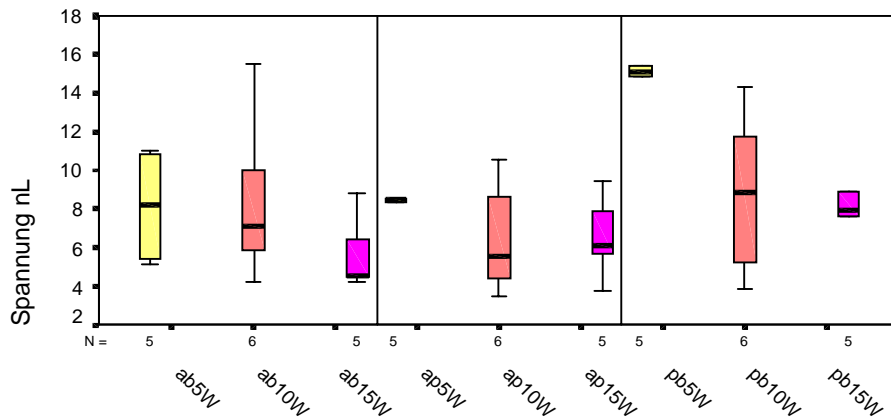
Beim Vergleich der verschiedenen Laserleistungsgruppen zeigten die erreichten Lasten vor Laserapplikation keine Unterschiede. Nach Laserbestrahlung konnten in der 5Watt-Gruppe tendentiell höhere Bruchlasten (KWT:  $p_{\text{ges}}=0,06$ ) als in der 10- bzw. 15Watt-Gruppe bei Versagen der Bänder gemessen werden (KWT:  $p_{\text{ges}}=0,06$ ;  $5W>10W$ :  $p<0,05$ ;  $5W>15W$ :  $p<0,1$ ).

Entsprechend verhielten sich die Spannungen im Vergleich der Laserleistungen, da weder vor noch nach Laserapplikation unterschiedliche Querschnitte in den Laserleistungsgruppen vorhanden waren.

Nach Laserapplikation waren die erreichten Spannungen der 5W-Gruppe, ähnlich wie die Dehnungen, deutlich größer als die der 10W- und der 15W-Gruppe (KWT:  $p_{\text{ges}}<0,05$ ;  $5W>10W$ :  $p<0,1$ ;  $5W>15W$ :  $p<0,05$ , Korrelation: Laserleistung/Spannung nL:  $-0,39$  ( $p<0,05$ )). Besonders deutlich wirkt sich dieser Trend auf das posteriore Band aus (KWT:  $p<0,05$ ;  $15W<5W/10W$ :  $p<0,05$ ), das mit seiner geringen Dicke empfindlicher gegenüber der höheren Eindringtiefe des Lasers bei 15Watt Leistung ist (Korrelation: Laserleistung/Spannung nL:  $-0,56$  ( $p<0,05$ ); s. Boxplot 3.3.2.2).

## Spannung der Bänder

nach Laserapplikation



Vergleich der Laserleistungen pro Band

Boxplot 3.3.2.2

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**5W, 10W, 15W:** Laserleistungen in Watt

### 3.3.3 Benötigte Kräfte, um die geschrumpften Bänder auf Ausgangslänge zu dehnen

Zusätzlich wurde die Kraft nach Laserapplikation anhand der aufgezeichneten Belastungskurven ermittelt, die notwendig war, das geschrumpfte Band auf seine ursprüngliche Länge zu dehnen.

Im Vergleich mit derjenigen Kraft, die bei einer, der Schrumpfung betragsgleichen Dehnung vor Lasereinwirkung nötig gewesen wäre, war diese wesentlich geringer ( $p_{ges} < 0,001$ ). So waren für das anteriore Band **9,4N** ( $20,5 \pm 33,1N$ ) (vL: 29,6N ( $61,6 \pm 97,4N$ )), für den „axillary pouch“ **6,5N** ( $9,9 \pm 8,4N$ ) (vL: 38,7N ( $52,5 \pm 55,7N$ )) und für das posteriore Band **13,6N** ( $13,1 \pm 10,6N$ ) (vL: 38,8N ( $44,5 \pm 27,2N$ )) nötig, um die Bänder auf Ausgangslänge zu dehnen. Weder zwischen den Bändern noch den verschiedenen Laserleistungen bestanden statistische Unterschiede.

### 3.4 Materialparameter vor und nach Laserapplikation

Zur Bestimmung der Materialparameter A, B, C, und E der drei Bandanteile des IGHL's wurden zwei verschiedene Methoden angewandt.

Um das (Young'sche) Elastizitätsmodul E zu erhalten, wurde mit Hilfe einer linearen Regression die Tangente des quasilinearen Anteils der Dehnungs-/Spannungskurve vor und nach Laserapplikation berechnet, deren Steigung dem Elastizitätsmodul entspricht (s. 3.4.1). Das Elastizitätsmodul ist dabei die Steifigkeit der Bänder bei endgradigen Dehnungen unabhängig ihres geometrischen Querschnitts, der bei den einzelnen Bändern des IGHL's, wie bereits beschrieben, erheblich variiert.

Mit Hilfe einer nichtlinearen Regression konnte durch ein einfaches exponentielles Gesetz (s. 3.4.2) die gesamte aufgezeichnete nichtlineare Dehnungs-/Spannungskurve von ihrem Beginn bis zum Endpunkt vor, bzw. bis zum Versagen des Bandes nach Laserapplikation beschrieben werden und so die Materialparameter A,B und C berechnet werden.

#### 3.4.1 Elastizitätsmodul E ( lineare Regression )

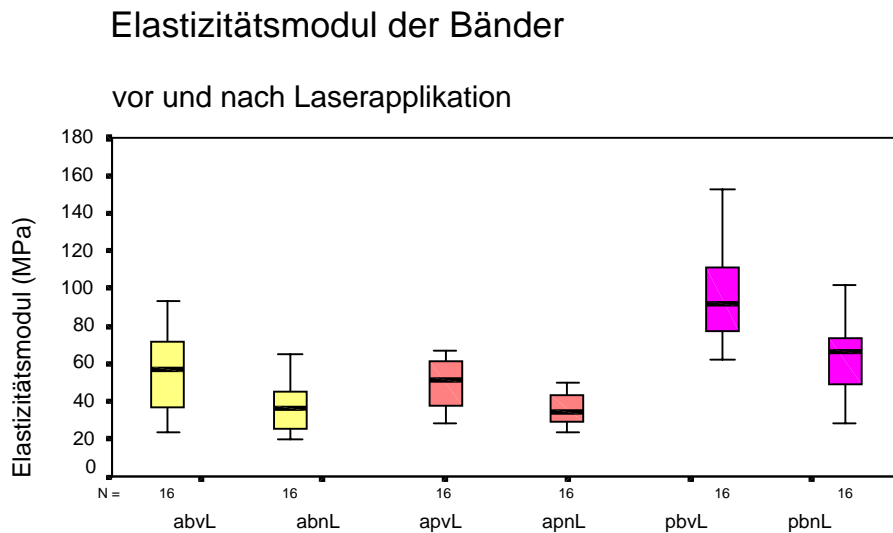
Die applizierte Laserenergie verringerte das Elastizitätsmodul der drei Bandanteile des IGHL's in jeder der drei Laserleistungsgruppen signifikant ( $p < 0,05$ ), bezogen auf die Gesamtgruppe hochsignifikant ( $p < 0,001$ ).

Sowohl in den verschiedenen Laserleistungsgruppen wie auch in der Gesamtgruppe konnten vor und nach Laserapplikation zwischen den Elastizitätsmodulen der einzelnen Bänder signifikante Unterschiede (KWT:  $p_{5,10,15W} < 0,05$ ;  $p_{ges} < 0,001$ ) festgestellt werden. Stets war das Elastizitätsmodul des posterioren Bands signifikant größer als das der anderen beiden Bänder ( $p_b > a_b/a_p$ :  $p_{5,10,15W} < 0,05$ ). Berücksichtigen muß man hierbei wiederum die unterschiedlichen Querschnitte der Bänder (KWT:  $p_{ges} < 0,001$ ;  $vL/nL$ :  $p_b < a_b/a_p$ :  $p_{ges} < 0,001$ ) und die deutliche Zunahme des Querschnitts durch die Laserapplikation ( $nL > vL$ :  $p_{ges} < 0,001$ ). Das anteriore Band nahm um 19,0% ( $21,3 \pm 20,1\%$ ), der „axillary pouch“ um 11,4% ( $20,9 \pm 32,1\%$ ) und das posteriore Band nahm um 28,7% ( $35,5 \pm 44,2\%$ ) im Querschnitt durch die Laserbestrahlung zu (KWT:  $p_{ges} = 0,25$ ).

Anteriore Band und „axillary pouch“ unterschieden sich in ihrem Elastizitätsmodul nicht, weder vor noch nach Laserapplikation, obwohl das Elastizitätsmodul des anterioren Bandes mit **56,6MPa** ( $56,4 \pm 21,1\text{MPa}$ ) ( nL: **36,4MPa**;  $37,1 \pm 13,2\text{MPa}$ ) höher liegt als das des „axillary pouchs“ mit **50,1MPa** ( $49,9 \pm 12,4\text{MPa}$ ) ( nL: **34,8MPa**;



35,6±7,9MPa). Das Elastizitätsmodul des posterioren Bandes ist dagegen mit **92,0MPa** (97,0±27,2MPa) ( nL: **66,1MPa** , 64,1±20,7MPa) hochsignifikant größer ( $p_{ges}>ab/ap$ :  $p_{ges}<0,001$ ) als das der anderen beiden Bandanteile (s. Boxplot 3.4.1.1).

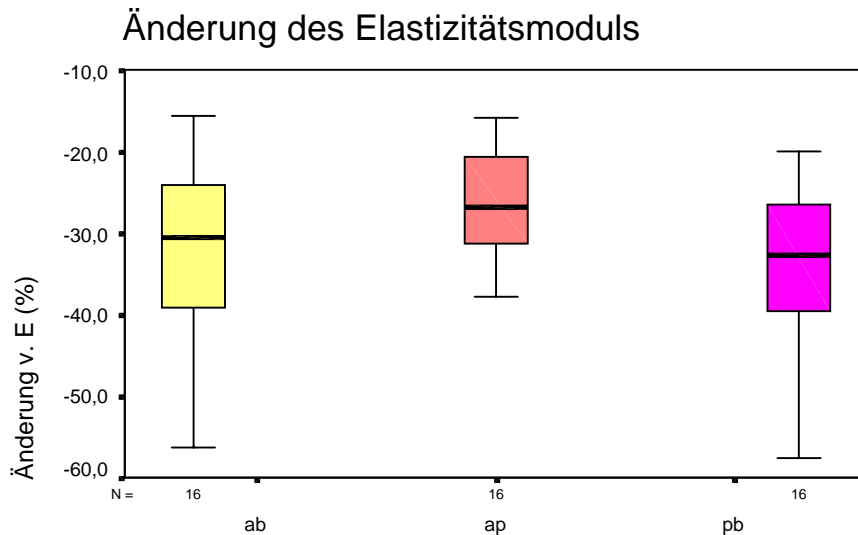


#### Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.4.1.1

**ab**: anteriores Band, **ap**: axillary pouch, **pb**: posteriores Band  
**vL**: vor, **nL**: nach Laserapplikation

Ein signifikanter Unterschied in der Abnahme des Elastizitätsmoduls zwischen den Bändern konnte nicht nachgewiesen werden (KWT:  $p_{ges}=0,122$ ). Der „axillary pouch“ verlor durch die Laserbehandlung mit **26,9%** ( $27,4\pm 9,2\%$ ) am geringsten an Steifigkeit, weniger als das posteriore Band mit **32,7%** ( $34,3\pm 10,3\%$ ) und geringfügig weniger als das anteriore Band mit **30,5%** ( $32,5\pm 10,8\%$ ) (s. Boxplot 3.4.1.2).



Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.4.1.2

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band

Es bestand eine signifikante Korrelation zwischen der Schrumpfung der Bänder und der Abnahme des Elastizitätsmoduls (0,35;  $p < 0,02$ ). Die verschiedenen Laserleistungen erzeugten keine unterschiedliche Abnahme des Elastizitätsmoduls.

### 3.4.2 Die Materialparameter A, B und C ( nichtlineare Regression )

Die nichtlineare Regression, die für die Beschreibung der Dehnungs-/Spannungskurve vom Beginn bis zur maximalen Dehnung herangezogen wurde, beruht auf einem einfachen exponentiellen Dehnungs-/Spannungsgesetz, das für kollagenes Gewebe wie Haut, Knorpel und Bänder bereits mehrfach beschrieben und angewendet wurde<sup>2</sup>. Es ist gegeben durch die Gleichung:

$$\sigma = A(e^{B\varepsilon} - 1) \quad (1)$$

wobei  $\sigma$  die Spannung des Bandes bei entsprechender Dehnung  $\varepsilon$  ist, und  $\varepsilon$  durch  $\Delta L/L_0$  ( $\Delta L$  ist die Änderung der Länge,  $L_0$  ist die Ausgangslänge des Bandes) gegeben ist, A und B sind Materialparameter.

Die Steifigkeit  $d\sigma/d\varepsilon$  ( für jede Spannung  $\sigma$  ) ist im Falle dieser Gesetzmäßigkeit eine lineare Funktion der Spannung  $\sigma$  :

$$d\sigma/d\varepsilon = B\sigma + C \quad (2)$$

womit ein für kollagene Bindegewebe allgemein akzeptiertes Versteifungsphänomen<sup>2</sup> bei zunehmender Spannung treffend beschrieben wird. Der Materialparameter B entspricht hierbei der Versteifungsgeschwindigkeit bei zunehmender Spannung und kann als Rekrutierungsrate der Kollagenfasern während der Dehnung des Bandes angesehen werden.

Der Materialparameter C ist die Anfangssteifigkeit des Bandes zu Beginn der Testung, also bei einer Spannung nahe null und ist durch das Produkt der Materialparameter A und B gegeben.

A und B wurden durch das Regressionsprogramm (Sigma Plot 3.0, Jandel Scientific) berechnet.

#### **3.4.2.1 Materialparameter A**

In der Gesamtgruppe unterschieden sich die Bänder hoch signifikant (KWT: vL/nL:  $p_{\text{ges}} < 0,001$ ;  $p_{10w} < 0,05$ ;  $p_{15w} < 0,1$ ), wobei der Materialparameter A des posterioren Bandes am größten war: **pb: 0,62MPa** ( $0,65 \pm 0,39\text{MPa}$ ) (nL:  $0,34\text{MPa}$ ;  $0,34 \pm 0,17\text{MPa}$ ) ( $p_b > a_b / a_p$ :  $p < 0,001$ ); **ab: AvL: 0,23MPa** ( $0,27 \pm 0,13\text{MPa}$ ) (nL:  $0,10\text{MPa}$  ,  $0,13 \pm 0,08\text{MPa}$ ), **ap: AvL: 0,23MPa** ( $0,22 \pm 0,14\text{MPa}$ ) (nL:  $0,10\text{MPa}$  ,  $0,10 \pm 0,06\text{MPa}$  ).

Anteriore Band und „axillary pouch“ unterschieden sich in den Werten für A weder vor noch nach Laser. Die Verringerung des Materialparameter A durch die Lasereinwirkung war bei allen Bandanteilen des IGHl's signifikant (vL/nL:  $p_{\text{ges}} < 0,05$ ). Sie betrug für das anteriore Band **48,3%** ( $44,2 \pm 28,9\%$ ), für den „axillary pouch“ **58,1%** ( $45,3 \pm 36,9\%$ ) und für das posteriore Band **40,2%** ( $37,4 \pm 34,7\%$ ).

Statistisch ließ sich allerdings kein Unterschied in der Abnahme zwischen den Bändern oder den Laserleistungen feststellen.

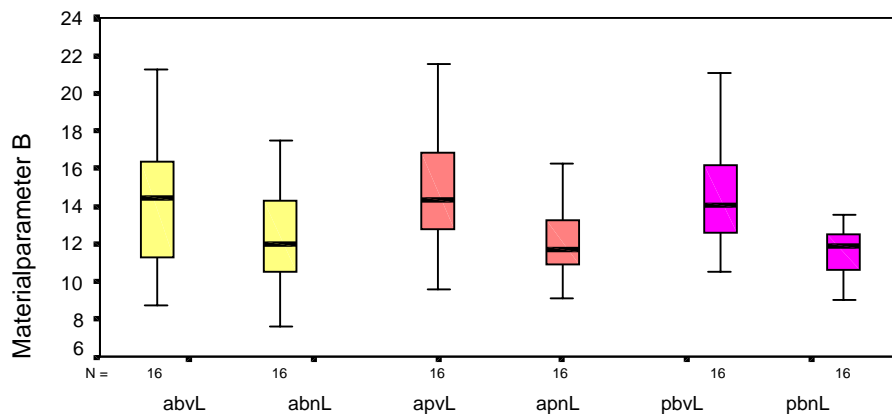
#### **3.4.2.2 Materialparameter B**

Bezüglich des Materialparameter B, also ihrer Kollagenfaserrekrutierungsrate, waren die drei Bandanteile des IGHl's gleich.

Er betrug für das anteriore Band: **14,4** ( $14,3 \pm 3,5$ ), (nL:  $12,0$  ;  $12,1 \pm 2,7$ ), für den „axillary pouch“: **14,3** ( $15,1 \pm 3,3$ ), (nL:  $11,7$  ;  $12,5 \pm 2,8$ ) und für das posteriore Band **14,0** ( $14,5 \pm 2,6$ ), (nL:  $11,9$  ;  $11,8 \pm 1,7$ ) (s.Boxplot 3.4.2.2.1).

## Materialparameter B der Bänder

vor und nach Laserapplikation



Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.4.2.2.1

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation

Gesamt gesehen, bewirkte die Laserapplikation eine signifikante, aber nicht unterschiedliche Verringerung des Materialparameters B bei allen drei Bändern (vL/nL:  $p < 0,05$ ): **16,8%** ( $13,3 \pm 17,3\%$ ) beim anterioren Band, **18,8%** ( $16,8 \pm 8,6\%$ ) beim „axillary pouch“ und **18,9%** ( $18,0 \pm 9,6\%$ ) beim posterioren Band.

Die verschiedenen Laserleistungen bewirkten keine unterschiedlichen Veränderungen.

### 3.4.2.3 Materialparameter C

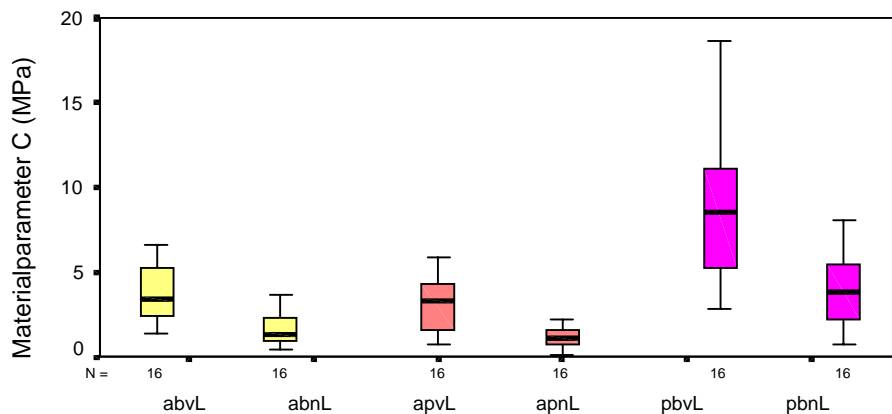
Die Materialparameter C (= AB), also die Anfangssteifigkeiten (bei  $\sigma \rightarrow 0$ ) der einzelnen Bandanteile des IGHL's unterschieden sich vor und nach Laserapplikation sowohl in verschiedenen Laserleistungsgruppen (KWT: vL/nL:  $p_{5,10,15W} < 0,05$ ) als auch in der Gesamtgruppe (KWT: vL/nL:  $p_{ges} < 0,001$ ).

Dabei war die Anfangssteifigkeit des posterioren Bandes mit **8,6MPa** ( $9,0 \pm 4,9\text{MPa}$ ), nL: 3,8MPa ( $3,9 \pm 2,0\text{MPa}$ ) deutlich größer (vL/nL:  $pb > ab/ap$ :  $p_{ges} < 0,001$ ;  $p_{5,10,15W} < 0,05$ ) als die des anterioren Bandes mit **3,4MPa** ( $3,6 \pm 1,6\text{MPa}$ ), nL: 1,3MPa ( $1,6 \pm 0,9\text{MPa}$ ) und die des „axillary pouchs“ mit **3,3MPa** ( $3,0 \pm 1,5\text{MPa}$ ), nL: 1,1MPa ( $1,1 \pm 0,6\text{MPa}$ ); s. Boxplot 3.4.2.3.1 .

Anteriore Band und „axillary pouch“ unterschieden sich statistisch nicht.

## Materialparameter C der Bänder

vor und nach Laserapplikation



Gesamtvergleich der Bänder

Boxplot 3.4.2.3.1

**ab:** anteriores Band, **ap:** axillary pouch, **pb:** posteriores Band  
**vL:** vor, **nL:** nach Laserapplikation

Die Abnahme der Anfangssteifigkeit durch die Lasereinwirkung war in allen Gruppen für alle Bänder signifikant ( $p_{\text{ges}} < 0,001$ ;  $p_{5,10,15\text{W}} < 0,05$ ) und betrug **51,9%** ( $53,2 \pm 22,0\%$ ) beim anterioren Band, **65,9%** ( $55,1 \pm 29,6\%$ ) beim „axillary pouch“ und **53,4%** ( $50,8 \pm 23,6\%$ ) beim posterioren Band.

Unterschiede zwischen den einzelnen Bändern bzw. den verschiedenen Laserleistungen konnten statistisch nicht nachgewiesen werden.

## 4. Diskussion

Die Tatsache, daß thermische Energie, insbesondere nichtablative Laserenergie, eine signifikante Schrumpfung kollagenen Gewebes erzeugen kann, ist in verschiedensten Arbeiten belegt<sup>15-21, 23, 32, 34, 40, 44-47, 51, 53</sup>. Als „Laser Assisted Capsular Shift-Procedure“ (LACS) wird dieses Phänomen bereits arthroskopisch zur Reduktion eines abnorm vergrößerten Kapselvolumens bei Schulterinstabilitäten klinisch erprobt<sup>14, 23, 50</sup>.

Mehrere Veröffentlichungen untersuchten biomechanische<sup>15, 51, 53</sup> und histologische<sup>16-20, 34, 44</sup> Veränderungen thermisch geschrumpften Kapselgewebes bzw. die Alterationen des Kollagens in seiner Ultrastruktur<sup>18</sup> an sich. Diese wurden zum größten Teil im Tierversuch durchgeführt. Nur wenige Arbeiten untersuchten die Auswirkungen des LACS am humanen inferioren glenohumeralen Ligament (IGHL) selbst<sup>16, 47</sup>.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Auswirkungen des LACS auf die von Bigliani et al.<sup>2</sup> beschriebenen anatomischen und biomechanischen Verhältnisse des IGHL zu untersuchen.

Die Bandanteile des IGHL wurden dazu um ca. 10% ihrer Länge durch Applikation nichtablativer Laserenergie mit verschiedenen Laserleistungen (5, 10 bzw. 15 Watt) geschrumpft und daraufhin die anatomischen und biomechanischen Veränderungen der einzelnen Bänder untersucht. Dabei wurden zum einen die Auswirkungen der Laserapplikation zwischen den Bändern, zum anderen die der verschiedenen Laserleistungen verglichen.

Bei 5 bzw. 10 Watt Laserleistung war bei allen Bändern eine Laserenergiedichte von ca. 50J/cm<sup>2</sup> für die Schrumpfung nötig, wobei die durch das Lasergerät registrierte Laserenergie auf die bestrahlten Innenflächen der Bänder bezogen wurde.

Bemerkenswert erscheinen die äquivalenten Laserenergiedichten der Bänder im Hinblick auf die anatomischen Daten des posterioren Bandes, das gemeinhin wesentlich dünner und schmaler ist als das anteriore Band oder der „axillary pouch“ (s.u.), d.h. man würde eine geringere Laserenergie erwarten. Bei der geometrischen Vermessung der in dieser Studie verwendeten posterioren Bänder zeigte sich allerdings eine signifikant größere Länge, die eine größere absolute Längenänderung bei prozentual gleicher Schrumpfung erfordert. Somit wird für eine zehn prozentige Schrumpfung entsprechend mehr Laserenergie benötigt.

Mit steigender Laserleistung nimmt die Tiefenwirkung<sup>20, 47</sup> und damit die Schrumpfung des kollagenen Gewebes überproportional zu<sup>44</sup>. Bei 15 Watt Laserleistung war daher eine signifikant geringere Laserenergiedichte (27J/cm<sup>2</sup> gegenüber ca. 50J/cm<sup>2</sup> bei 5 bzw. 10 Watt) nötig, um dieselbe Schrumpfung zu

erreichen. Auch schrumpften die Bänder bei 15 Watt nach visuellem Aspekt wesentlich schneller und aufgrund der groben Verteilung der Lasereinschläge inhomogener. Bei 10 Watt konnte die Laserenergie homogen auf die Bandinnenfläche aufgebracht und die Schrumpfung kontinuierlich gesteuert werden, so daß sich diese für die klinischen Anwendung eignet. 5 Watt Laserleistung erfordert mehrere „Gänge“ über die gesamte Bandinnenfläche, um die gewünschte Schrumpfung zu erreichen.

In anderen Arbeiten konnte die Abhängigkeit des Schrumpfungsvorganges kollagenen Bindegewebes in Bezug auf Temperatur und Einwirkdauer dargelegt werden <sup>34, 40</sup>. Bei Temperaturen über 65°C erfolgt die maximale Schrumpfung des Kollagens in kürzester Zeit <sup>34</sup>. Hier zeigt sich ein Nachteil des Lasers gegenüber anderen thermischen Verfahren <sup>40</sup> zur Kollagenschrumpfung: ein Thermoprofil des Gewebes und damit ein feed back für den Arthroskopeur ist nicht möglich. Die Gefahr der punktuellen Überhitzung, aber auch ein zu starkes, unkontrolliertes Schrumpfen der Kapsel kann zumindest bei einer Laserleistung von 15 Watt auftreten.

Die Untersuchung der anatomischen Verhältnisse des IGHL zeigte ähnliche Ergebnisse wie bereits in der Literatur beschrieben <sup>2</sup>. Das anteriore Band war deutlich palpabel, während das posteriore Band sich nur bei maximaler Abduktion und Innenrotation von der übrigen hinteren Kapsel durch seine Anspannung abhob. Anteriore Band und „axillary pouch“ waren in der geometrischen Vermessung im wesentlichen gleich und signifikant dicker (ca. 3,2mm) als das posteriore Band (1,8mm). Dieses war aber, wie bereits erwähnt, mit ca. 47mm deutlich länger als die anderen beiden Bänder mit annähernd 42mm.

Die Laserapplikation zeigte unterschiedliche Auswirkungen auf die anatomischen Verhältnisse der glenohumeralen Bänder. Während das posteriore Band durch die Schrumpfung praktisch nur an Dicke zunahm (30%) und keine Schrumpfung der Breite zeigte, konnte beim anterioren Band eine ähnliche Dickenzunahme, aber auch eine signifikante Schrumpfung der Breite (7%) registriert werden. Der „axillary pouch“ zeigte in Bezug auf eine Veränderung der Dicke bzw. Breite die geringsten Veränderungen (15% bzw. 4%). Dies deutet auf eine graduelle Abnahme der radiär verlaufenden Kollagenfasern von ventral nach dorsal hin und würde die Möglichkeit, das Kapselvolumen durch Schrumpfung des dorsalen Anteils des IGHL zu verringern, erschweren.

Um die Veränderung der biomechanischen Parameter durch die Laserbestrahlung untersuchen zu können, mußte in der vorliegenden Arbeit eine plastische Deformierung der Bänder vor Laserapplikation vermieden werden. Die Zugbeanspruchung mußte daher, nachdem ein ausreichend linearer Bereich der Dehnungs-/Spannungskurve zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls erreicht war, vor dem Versagen der Bänder abgebrochen werden. Die Auswirkung der Laserapplikation auf die Bruchdehnung bzw. -spannung der glenohumeralen Bänder konnte somit nur mit nichtgelaserten Kollektiven in der Literatur<sup>2</sup> verglichen werden.

Hierbei zeigte sich, daß die Bruchdehnungen nach Laserapplikation (ab: 26%, ap: 27%, pb: 20%, nach Normalisierung auf Ausgangslänge, dh. +10% Schrumpfung) geringer waren als die in der Literatur angegebenen, obwohl dort wesentlich ältere Schultern verwendet wurden<sup>2</sup>.

Verschiedene Autoren konnten nachweisen, daß Sehnen bzw. Bänder jüngerer Individuen ca. zwei bis dreimal so große Bruchspannungen aufweisen wie ältere Spezimen (>60J)<sup>37, 54</sup>. Für ein Schulternkollektiv jüngeren Alters, wie es in dieser Arbeit verwendet wurde, errechneten Bigliani et al.<sup>2</sup> Bruchspannungen von ca. 18MPa. Die nach Laserapplikation gemessenen Bruchspannungen (ab: 6,2MPa , ap: 8,1MPa , pb: 10,4MPa ) waren deutlich geringer.

Die Schrumpfung der Bänder um 10% mittels Laserapplikation unter den genannten Bedingungen hätte die Belastbarkeit der Bänder damit deutlich geschwächt.

In der bereits veröffentlichten Literatur werden diesbezüglich kontroverse Ergebnisse präsentiert. Die Belastbarkeit thermisch geschrumpften Gewebes wurde hier ebenfalls nur über eine Kontrollgruppe bzw. über Literaturangaben verglichen. Selecky et al.<sup>47</sup> verzeichneten bei den von ihnen verwendeten Schultergelenkkapseln mit einem Durchschnittsalter von 82 Jahren nach Laserapplikation keine Veränderung der Bruchspannungen im Vergleich mit der Kontrollgruppe. Sie schlossen daraus, daß die Belastbarkeit der Bänder durch die Laserbestrahlung nicht wesentlich abnimmt. Hingegen verzeichneten Vangness et al.<sup>53</sup> eine Abnahme der Belastbarkeit um 70% bei einer zehnpromtigen Schrumpfung von Patellarsehnen; alle Sehnen rissen im gelaserten Bereich.

Bei den genannten Belastungswerten zeigten die verwendeten Laserleistungen signifikant unterschiedliche Auswirkungen. Mit zunehmender Laserleistung, also höherer Eindringtiefe des Lasers nahmen die Dehnbarkeit und Bruchspannung ab. Am gravierendsten zeigte sich dies beim dünnsten der inferioren glenohumeralen Bänder. Beim posterioren Band lag die Bruchspannung in der 15Watt-Gruppe deutlich niedriger als in der 5Watt-Gruppe (5W: 15,1MPa , 15W: 7,9MPa).



Schaefer et al. <sup>44</sup> konnten bei 10 Watt Laserleistung (300J/cm<sup>2</sup>) bereits eine Eindringtiefe von 1,1mm nachweisen. Die Eindringtiefe des Lasers ist bei 15Watt Laserleistung offensichtlich so groß, daß das posteriore Band mit nur 1,8mm Dicke fast „durchlöchert“ wird. Anteriores Band und „axillary pouch“, da deutlich dicker, sind hier weniger gefährdet. Dies würde auch die signifikant niedrigeren Bruchdehnungen des posterioren Bandes nach Laserbestrahlung erklären. Die größere Bruchspannung des posterioren Bandes (pb: 10,4MPa gegenüber ab: 6,2MPa , ap: 8,1MPa) resultiert möglicherweise aus einer höheren Dichte der Kollagenfasern bei wesentlich kleinerem Querschnitt.

Ein weiteres Indiz für die Schädigung der Bandstruktur durch Laserapplikation ist, daß alle getesteten Bänder im gelaserten Bereich des Ligaments rissen. Andere Arbeiten wiesen zwar auch einen erheblichen Anteil von Bandabrissen am Glenoid bzw. am Humerus auf, verwendeten allerdings deutlich ältere Präparate <sup>47</sup>.

Unmittelbar postoperativ besteht vor allem die Gefahr, durch z.B. ungenügende Immobilisation eine erneute Erweiterung der geschrumpften Kapsel zu riskieren, denn um die geschrumpften Bänder auf ihre Ausgangslänge zu dehnen, waren deutlich geringere Kräfte notwendig (ab: 9,4N; ap: 6,5N; pb: 13,6N) als für entsprechende Dehnungen vor Laserapplikation (ab: 29,6N; ap: 38,7N; pb: 38,8N) (s. Grafik 4.1). Schaefer et al. <sup>44</sup> fanden bei nicht immobilisierten Kaninchen eine plastische Dehnung der gelaserten Patellarsehnen sogar über die präoperative Länge.

Zur Beschreibung der Dehnungs-/Spannungskurven der Bänder vor und nach Laserapplikation wurden, wie bereits im Ergebnisteil genauer erläutert, zwei Methoden angewandt. Zum einen beschreibt das Elastizitätsmodul E, als Steigung der Tangente an den quasilinearen Anteil der Dehnungs-/Spannungskurven, die Steifigkeit der verschiedenen Bänder unabhängig von ihrem Querschnitt.

Zweitens konnte die gesamte Belastungskurve vor und nach Laserexposition durch ein Exponentialgesetz ( $\sigma = A \cdot (e^{B \cdot \epsilon} - 1)$ ) beschrieben werden (s. Grafik 4.1), das auch auf andere kollagene Bindegewebe wie Haut, Knorpel oder Sehnen angewandt wird <sup>2</sup>. Die aus diesem Exponentialgesetz abgeleiteten Materialparameter beschreiben zum einen die Steifigkeit des Bandes zu Beginn der Dehnung, bei dem die Spannung gegen Null tendiert (Materialparameter  $C = A \cdot B$ ), während das Elastizitätsmodul E die Steifigkeit der Bänder bei größeren Dehnungen darstellt. Zum anderen beschreibt der Materialparameter B die Rekrutierungsrate der Kollagenfasern bzw. die Versteifungsgeschwindigkeit der Bänder bei zunehmender Dehnung und Spannung. Dieses Versteifungsphänomen ( $d\sigma/d\epsilon = B \cdot \sigma + C$ ) ist für kollagenes Bindegewebe allgemein akzeptiert <sup>2</sup>. Morphologisch mag der Materialparameter B als

Organisationsgrad der Kollagenfibrillen in den Bändern angesehen werden. Ein hoher Wert von B entspricht dabei parallelen Kollagenfasern, ein niedriger Wert einer nicht orientierten Anordnung, wie sie bei der Denaturierung der Kollagenhelices auftreten würde.

Das Elastizitätsmodul E zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Bändern des IGH: Das posteriore Band hatte eine höhere Steifigkeit (92MPa) als das anteriore Band (57MPa) und der „axillary pouch“ (50MPa). Wie bereits weiter oben angenommen, wäre dies durch eine höhere Kollagenfaserdichte bei deutlich geringerem Querschnitt A zu erklären und würde zu der registrierten, signifikant größeren Bruchspannung ( $F/A$ ) des posterioren Bandes bei Versagen führen, selbst wenn die Bruchlast (F) geringer ist als die des anterioren Bandes und des „axillary pouch“. Die in dieser Studie untersuchten, jüngeren Spezimen sind damit insgesamt bei endgradigen Dehnungen deutlich steifer als die älteren, in der Literatur beschriebenen Bänder<sup>2,47</sup>.

Ähnliche Unterschiede zeigt der Materialparameter C, der die Steifigkeit der Bänder zu Beginn der axialen Zugbeanspruchung charakterisiert. Während das posteriore Band zu Beginn der Dehnung wiederum am steifsten war (8,6MPa, siehe auch<sup>2</sup>), zeigten anteriores Band und „axillary pouch“ mit 3,4 bzw. 3,3MPa niedrigere Werte, das heißt, daß diese Bänder bei jüngeren Schultern zu Beginn der Dehnung elastischer sind (s. Grafik 4.1).

Die durch die Laserbestrahlung erzeugte Schrumpfung der Bänder um 10% erzeugte eine signifikante Abnahme des Elastizitätsmoduls, sowohl zu Beginn (Abnahme von C um mehr als 50%) sowie bei endgradiger Dehnung (Abnahme von E um ca. 30%). Dabei verlor das posteriore, als dünnstes Band am meisten an Stabilität ( $\Delta E = -33\%$ , geringste Dehnbarkeit: 20%) der „axillary pouch“ als vergleichsweise dickstes Band am wenigsten ( $\Delta E = -27\%$  und größte Dehnbarkeit: 27%). Das anteriore Band lag bei diesen Werten zwischen den genannten Bändern.

Es bestand eine signifikante Korrelation zwischen Schrumpfung und Abnahme des Elastizitätsmoduls, wie sie bereits in der Literatur beschrieben wurde<sup>44</sup>. Eine Korrelation zur verwendeten Laserleistung bestand folglich nicht, da mit allen Laserleistungen dieselbe Schrumpfung erreicht wurde. Die Veränderungen des Elastizitätsmoduls und der Materialparameter B und C werden also eher durch das Ausmaß der Schrumpfung des Bandes bestimmt als durch die verwendeten Laserleistungen.

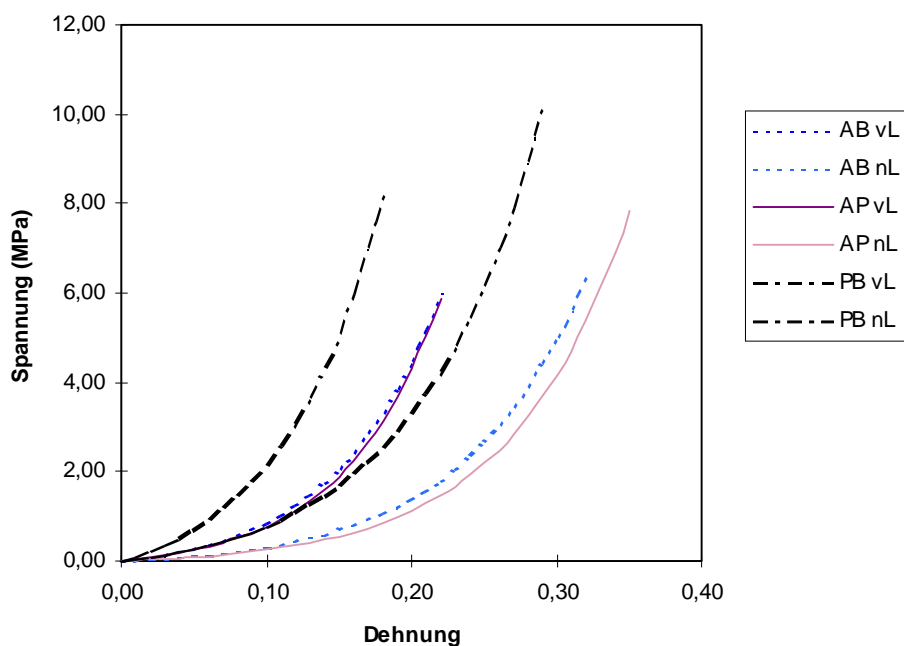
Der Materialparameter B ist, wie bereits erwähnt, morphologisch ein Maß für den Organisationsgrad und biomechanisch für die Versteifungsgeschwindigkeit der Kollagenfasern unter axialer Dehnung. Seine Veränderung unter Laserexposition

beschreibt den Stabilitätsverlust der Bänder durch die Denaturierung der Kollagenfibrillen. Für alle drei Bänder identisch bei annähernd 14, verringerte er sich durch die Laserbestrahlung und die damit einhergehende Schrumpfung um ca. 20%.

Morphologisch entspricht diese Abnahme des Organisationsgrades einer Transition der Kollagenfibrillen von ihrem hochorganisierten, semikristallinen Nativzustand in ein amorphes Gel. Während der thermischen Denaturierung wird die Triplehelix des Kollagens aufgewunden und polymerisiert, während der folgenden Abkühlung entstehen verkürzte, zufällig angeordnete Polypeptidketten. Histologisch stellt sich dies als Hyalinisierung des Kollagens dar <sup>20</sup>. In elektronenmikroskopischen Untersuchungen nehmen die Querschnitte der Kollagenfibrillen zu, ihre Grenzen verschwimmen und es läßt sich keine charakteristische Querstreifung mehr feststellen

18

**Grafik. 4.1: Belastungskurven der Bänder: vL/nL**



Grafik 4.1: zeigt die Belastungskurven der inferioren glenohumeralen Bänder bei axialer Dehnung vor (vL) und nach Laserapplikation (nL). Diese wurden mit Hilfe des erwähnten Exponentialgesetzes  $\sigma = A \cdot (e^{B \cdot \epsilon} - 1)$  berechnet. Die Endpunkte der Belastungskurven entsprechen vor Laserexposition dem willkürlichen Abbruch der Zugbeanspruchung nach Erreichen des quasilinearen Anteils, nach Laserapplikation repräsentieren sie das Zerreißen der Bänder.

Es ist offensichtlich, daß die Untersuchung der biomechanischen Veränderungen durch das LACS-Procedure an Leichenschultern nur „unmittelbar postoperative“ Ergebnisse liefern kann. Die präsentierten Ergebnisse stehen nun im Widerspruch zu den günstigen Ergebnissen klinischer Studien, auch wenn deren Fallzahlen klein und die Nachuntersuchungszeiten nicht länger als ein Jahr sind.

Thabit et al.<sup>50</sup> hatten in einer 1993 gestarteten Multizenterstudie 41 Schultern mit uni- bzw. multidirektionaler Instabilität ohne Labrum- oder Rotatorenmanschettenläsionen mit dem LACS behandelt. Innerhalb von 6 Monaten zeigten sich 93% exzellente oder gute Ergebnisse, die sich auch nach einem Jahr nicht verändert hatten. Acht Patienten nach bereits offener Luxationsbehandlung gaben nach der LACS-Behandlung weniger Schmerzen, eine leichtere Rehabilitation und eine frühere Wiedererlangung der gewohnten Funktion an. Der Carter-Rowe-Instabilitätsscore verbesserte sich von 17/80 auf 68/80. Jüngere Patienten (<30J) hatten die besseren Ergebnisse, Subluxierer bessere als Dislozierer und Patienten mit einer multidirektionalen Instabilität profitierten mehr als diejenigen mit einer unidirektionalen.

Hardy et al.<sup>14</sup> kombinierten die LACS-Behandlung mit einer Labrumnaht und hatten auch bei dieser erweiterten Technik in einem 8,6 Monate langem follow up keine Rezidive zu verzeichnen. Sieben von achtzehn Patienten waren in diesem Zeitraum bereits wieder zu ihrer Sportart auf ursprünglichem Niveau zurückgekehrt. Die Außenrotationseinschränkung betrug nach vier Wochen 30°, nach vier Monaten nur noch 10° und war damit insgesamt geringer als nach offenen Luxationsbehandlungen. Der Vergleich der präsentierten „postoperativen“ Ergebnisse mit den veröffentlichten klinischen Erfolgen zeigt die entscheidende Bedeutung, die dem Heilungsprozeß der Schultergelenkscapsel nach LACS zukommen dürfte<sup>14, 23</sup>. Hardy et al.<sup>14</sup> immobilisierten die behandelten Schultern länger als üblich, vier Wochen im Gilchristverband, darauf folgten physiotherapeutische Übungen mit eingeschränktem Bewegungsumfang. Erst nach vier Monaten wurde belastende sportliche Tätigkeit zugelassen und damit der geschrumpften Schultergelenkscapsel offensichtlich genügend Zeit gewährt, eine stabile Konstitution wiederzuerlangen.

Hayashi et al.<sup>17</sup> untersuchten diese Restitutionsvorgänge histologisch über 30 Tage in einem in vivo Kaninchenmodell. Sieben Tage postoperativ zeigte sich eine Entzündungsreaktion mit Fibroblastenproliferation und Einwanderung dieser in die hyalinisierten Kollagenbezirke der gelaserten Gelenkscapsel. Nach 30 Tagen waren die fusionierten Kollagenbezirke deutlich reduziert und durch Fibrose mit desorientiertem Bindegewebe ersetzt. Schultergelenkscapseln von Patienten, die vom selben Autorenteam nach LACS histologisch untersucht wurden, zeigten nach drei Monaten kein hyalinisiertes Kollagen und keine nekrotischen Zellen mehr, stattdessen große

entrundete Fibroblasten, die neue feine Kollagenfibrillen sezernierten. Nach sieben Monaten konnten sie nur noch normales Kapselgewebe mit einer erhöhten Fibroblastenzahl nachweisen<sup>16</sup>.

Ob dieses neuentstandene Kapselgewebe dieselben biomechanischen Eigenschaften besitzt wie normale Schultergelenkkapseln ist bis jetzt noch nicht ausreichend geklärt. Schaefer et al.<sup>44</sup> wiesen acht Wochen postoperativ eine plastische Dehnung der gelaserten Patellarsehnen im Kaninchenmodell über die präoperative Länge nach. Die Steifigkeit der Sehnen war zu diesem Zeitpunkt 19% geringer als präoperativ, der Querschnitt war deutlich größer und es wurden Kollagenfasern sehr geringen Durchmessers, wie bei Remodellingvorgängen in Kreuzbandimplantaten, nachgewiesen. Allerdings waren die Tiere zu keinem Zeitpunkt immobilisiert, was adäquate Reparationsvorgänge verhindert haben könnte.

Es müssen daher weitere in vivo Untersuchungen über kürzere und längere Zeiträume durchgeführt werden, um z.B. die optimale Immobilisationszeit zu bestimmen, ein adäquates Rehabilitationsprogramm entwickeln und endgültige Aussagen über die biomechanischen Eigenschaften des neuentstandenen kollagenen Kapselgewebes machen zu können. Kommt es im Laufe der Zeit wieder zu einer Auslängung der gelaserten Kapsel und damit zur einer erneuten Instabilität? Besteht eine Indikation zur nochmaligen Schrumpfung der Kapsel oder wird gar eine offene Revision nötig? Rezidive treten nach arthroskopischen Stabilisierungsverfahren gehäuft im zweiten postoperativen Jahr auf. Auch wenn die klinischen Ergebnisse bis jetzt ermutigend sind, müssen Untersuchungen mit follow-up-Zeiträumen über zwei Jahren und größeren Fallzahlen durchgeführt werden, um den thermisch assistierten Kapselshift als Alternative zur Behandlung der Kapsellaxizität bei Schulterinstabilität zu etablieren.

## 5. Tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse:

### 5.1 Laserenergie und Laserenergiedichte

Tab.5.1.1: Laserenergie und -dichte der Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	LE	16	,30	,24	,21	,08	,84
	LED	16	,21	,18	,14	,05	,44
ap	LE	16	,28	,23	,18	,09	,63
	LED	16	,20	,14	,15	,04	,53
pb	LE	16	,30	,21	,24	,05	,87
	LED	16	,39	,28	,32	,04	1,22

- a. LE: registrierte Laserenergie in kJ  
LED: berechnete Laserenergiedichte in kJ/cm<sup>3</sup>

Tab.5.1.2: Laserenergie und -dichte der Laserleistungsgesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
5W	LE	15	,31	,24	,22	,13	,87
	LED	15	,32	,25	,28	,05	1,22
10W	LE	18	,32	,27	,18	,13	,74
	LED	18	,31	,23	,24	,07	,89
15W	LE	15	,23	,14	,22	,05	,84
	LED	15	,16	6,62E-02	,13	,04	,40

- a. LE: registrierte Laserenergie in kJ  
LED: berechnete Laserenergiedichte in kJ/cm<sup>3</sup>

## 5.2 Anatomische Parameter vor und nach Laserapplikation

### 5.2.1 Bandlänge

Tab.5.2.1: Länge der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	LÄNGE vL	16	41,7	42,1	4,1	33,3	51,7
	LÄNGE nL	16	36,0	36,5	3,4	28,0	42,0
	DL	16	-13,6	-13,2	3,2	-21,2	-10,0
ap	LÄNGE vL	16	41,5	41,5	4,0	36,0	48,1
	LÄNGE nL	16	35,8	36,1	3,8	30,5	42,1
	DL	16	-13,6	-12,5	3,7	-20,8	-8,6
pb	LÄNGE vL	16	46,1	46,9	3,8	38,7	52,7
	LÄNGE nL	16	40,0	39,5	3,3	33,3	45,0
	DL	16	-13,1	-11,5	4,1	-23,3	-8,7

- a. Länge vL: gemessene Länge des Bandes vor Laserapplikation in mm  
Länge nL: gemessene Länge des Bandes nach Laserapplikation in mm  
DL: Längenänderung des Bandes in % der Länge vL

## 5.2.2 Banddicke

Tab. 5.2.2: Dicke der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	DICKE vl	16	3,2	2,9	,8	2,1	4,6
	DICKE nl	16	4,0	3,9	,9	2,8	5,6
	DD	16	29,5	30,0	16,2	4,3	57,7
ap	DICKE vl	16	3,2	3,4	,6	1,6	3,8
	DICKE nl	16	3,8	3,9	,5	2,8	4,4
	DD	16	24,6	14,9	32,1	2,8	134,7
pb	DICKE vl	16	1,8	1,8	,4	1,1	2,6
	DICKE nl	16	2,4	2,2	,6	1,5	3,8
	DD	16	34,4	29,7	25,9	6,9	115,1

- a. Dicke vl: gemessene Dicke des Bandes vor Laserapplikation in mm  
 Dicke nl: gemessene Dicke des Bandes nach Laserapplikation in mm  
 DD: Dickenänderung des Bandes in % der Dicke vl

## 5.2.3 Bandbreite

Tab. 5.2.3: Breite der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	BREITE vl	16	11,8	11,2	2,6	8,5	18,0
	BREITE nl	16	10,9	10,3	2,1	8,4	16,6
	DB	16	-6,3	-6,8	7,4	-16,6	10,6
ap	BREITE vl	16	12,4	13,0	2,0	8,4	15,4
	BREITE nl	16	12,0	11,9	1,9	8,6	15,5
	DB	16	-3,2	-3,7	4,2	-10,2	5,8
pb	BREITE vl	16	9,7	10,2	2,1	6,2	13,9
	BREITE nl	16	9,5	9,8	2,1	6,5	13,0
	DB	16	-1,1	-3,9	10,7	-13,2	33,2

- a. Breite vl: gemessene Breite des Bandes vor Laserapplikation in mm  
 Breite nl: gemessene Breite des Bandes nach Laserapplikation in mm  
 DB: Breitenänderung des Bandes in % der Breite vl

## 5.2.4 Bandvolumen

Tab.5.2.4: Volumen der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	VOL vl	16	1,6	1,5	,6	,9	2,6
	VOL nl	16	1,6	1,5	,5	,7	2,3
	DVOL	16	4,5	3,0	18,1	-20,4	42,5
ap	VOL vl	16	1,6	1,8	,4	,6	2,1
	VOL nl	16	1,6	1,7	,4	,8	2,2
	DVOL	16	4,3	-1,9	30,2	-20,8	109,8
pb	VOL vl	16	,8	,8	,2	,4	1,3
	VOL nl	16	,9	,8	,3	,5	1,6
	DVOL	16	15,3	4,2	34,7	-12,2	134,4

- a. VOL vl: gemessenes Volumen des Bandes vor Laserapplikation in cm<sup>3</sup>  
 VOL nl: gemessenes Volumen des Bandes nach Laserapplikation in cm<sup>3</sup>  
 DVOL: Volumenänderung des Bandes in % d. VOL vl

## **5.3 Biomechanische Parameter vor und nach**

### **Laserapplikation**

#### **5.3.1 Dehnung der Bänder bei der mechanischen Testung**

**Tab. 5.3.1.1: Dehnungen der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe:<sup>a</sup>**

		N					
			Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	Dehnung vL	16	,23	,22	4,09E-02	,17	,34
	Dehnung nL	16	,27	,26	9,21E-02	,15	,56
ap	Dehnung vL	16	,24	,24	2,85E-02	,19	,29
	Dehnung nL	16	,28	,27	4,96E-02	,18	,36
pb	Dehnung vL	16	,20	,19	2,90E-02	,16	,26
	Dehnung nL	16	,20	,20	3,96E-02	,13	,29

a. Dehnung vL: Dehnung vor Laser bis in den quasilinearen Bereich der Belastungskurve  
Dehnung nL: Dehnung nach Laser bis zum Zerreißen des Bandes (bzgl. d. Länge vL)

**Tab.5.3.1.2: Dehnungen in der Laserleistungsgesamtgruppe: <sup>a</sup>**

		N					
			Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
5W	Dehnung vL	15	,22	,22	4,46E-02	,17	,34
	Dehnung nL	15	,42	,44	,10	,27	,70
10W	Dehnung vL	18	,22	,22	2,83E-02	,17	,27
	Dehnung nL	18	,36	,34	5,71E-02	,26	,50
15W	Dehnung vL	15	,23	,23	3,70E-02	,16	,30
	Dehnung nL	15	,36	,37	5,01E-02	,28	,45

a. Dehnung vL: Dehnung vor Laser bis in den quasilinearen Bereich der Belastungskurve  
Dehnung nL: Dehnung nach Laser bis zum Zerreißen des Bandes

## **5.3.2 Lasten und Spannung der Bänder bei der**

### **mechanischen Testung**

#### **5.3.2.1 Lasten der Bänder**

**Tab. 5.3.2.1.1: Lasten der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>**

		N					
			Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	Last vL	16	184,8	183,9	60,3	110,0	320,4
	Last nL	16	297,4	295,0	70,7	183,8	415,6
ap	Last vL	16	190,7	185,6	57,3	91,6	295,9
	Last nL	16	324,9	308,5	113,4	127,2	480,0
pb	Last vL	16	160,3	152,3	46,9	100,1	285,0
	Last nL	16	244,0	222,4	154,2	72,4	742,6

a. Last vL: Last (N) zur Dehnung vor Laser bis in den quasilinearen Bereich der Belastungskurve  
Last nL: Last (N) nach Laser beim Zerreißen des Bandes



**Tab. 5.3.2.1.2: Lasten in der Laserleistungsgesamtgruppe: <sup>a</sup>**

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
5W	Last vL	15	169,4	153,6	61,8	100,1	295,9
	Last nL	15	349,3	302,8	136,4	191,2	742,6
10W	Last vL	18	173,8	183,5	53,6	91,6	320,4
	Last nL	18	247,3	225,8	102,0	72,4	465,8
15W	Last vL	15	193,5	184,8	52,0	110,4	291,3
	Last nL	15	278,1	268,7	104,9	89,6	476,0

- a. Last vL: Last (N) zur Dehnung vor Laser bis in den quasilinearen Bereich der Belastungskurve  
 Last nL: Last (N) nach Laser beim Zerreißen des Bandes

### **5.3.2.2 Spannungen der Bänder**

**Tab. 5.3.2.2.1: Spannungen der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>**

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	Spannung vL	16	5,4	4,9	2,1	2,3	9,0
	Spannung nL	16	7,4	6,2	3,2	4,2	15,6
ap	Spannung vL	16	5,1	5,1	1,6	2,6	7,5
	Spannung nL	16	7,2	8,1	2,3	3,5	10,8
pb	Spannung vL	16	9,7	8,6	3,4	5,5	18,0
	Spannung nL	16	10,7	10,4	4,5	3,2	16,9

- a. Spannung vL: Spannung vor Laser bei Dehnung bis in den quasilinearen Bereich der Belastungskurve (MPa)  
 Spannung nL: Spannung nach Laser beim Zerreißen des Bandes (MPa)

**Tab. 5.3.2.2.2: Spannungen in der Laserleistungsgesamtgruppe: <sup>a</sup>**

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
5W	Spannung vL	15	7,3	7,1	4,1	2,3	18,0
	Spannung nL	15	10,6	10,8	3,6	5,1	16,9
10W	Spannung vL	18	6,7	7,1	2,5	2,6	11,4
	Spannung nL	18	7,8	7,1	3,6	3,5	15,6
15W	Spannung vL	15	6,1	5,2	3,2	3,2	15,9
	Spannung nL	15	7,0	6,5	3,2	3,2	16,0

- a. Spannung vL: Spannung vor Laser bei Dehnung bis in den quasilinearen Bereich der Belastungskurve (MPa)  
 Spannung nL: Spannung nach Laser beim Zerreißen des Bandes (MPa)

### 5.3.3 Benötigte Kräfte um die geschrumpften Bänder auf die Ausgangslänge zu dehnen

Tab.: 5.3.3 : Kräfte, die Bänder nach Laser auf die Ausgangslänge zu dehnen: <sup>a</sup>

		N					
			Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	Kraft vL	16	61,6	29,6	97,4	7,2	405,3
	Kraft nL	16	20,5	9,4	33,1	,8	127,5
	%	16	30,8	23,3	23,6	6,0	79,0
ap	Kraft vL	16	52,5	38,7	55,7	7,2	195,0
	Kraft nL	16	9,9	6,5	8,4	,8	26,4
	%	16	27,4	26,0	19,8	4,3	66,6
pb	Kraft vL	16	44,5	38,8	27,2	9,6	98,7
	Kraft nL	16	13,1	13,6	10,6	,8	43,7
	%	16	30,3	28,3	16,3	3,2	66,1

- a. Kraft nL: Kraft um das geschrumpfte Band auf seine Ausgangslänge zu dehnen (N)  
 Kraft vL: Kraft, die für dieselbe Dehnung vor Laserapplikation nötig wäre (N)  
 % : prozentualer Anteil der Kraft nL im Vergleich der Kraft vL

## 5.4 Materialparameter vor und nach Laserapplikation

### 5.4.1 Elastizitätsmodul E ( lineare Regression )

Tab. 5.4.1.1: Elastizitätsmodul E der einzelnen Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N					
			Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	E vL	16	56,4	56,6	21,1	23,2	93,5
	E nL	16	37,1	36,4	13,2	19,6	65,1
	dE	16	-32,5	-30,5	10,8	-56,2	-15,6
ap	E vL	16	49,9	51,0	12,4	28,2	67,2
	E nL	16	35,6	34,8	7,9	23,7	50,3
	dE	16	-27,4	-26,9	9,2	-52,4	-15,8
pb	E vL	16	97,0	92,0	27,2	62,1	153,0
	E nL	16	64,1	66,1	20,7	28,3	101,8
	dE	16	-34,3	-32,7	10,3	-57,7	-20,0

- a. E vL: Elastizitätsmodul der Bänder vor Laserapplikation (MPa)  
 E nL: Elastizitätsmodul der Bänder nach Laserapplikation (MPa)  
 dE: Änderung des Elastizitätsmoduls in % von E vL

## 5.4.2 Die Materialparameter A, B und C ( nichtlineare Regression )

### 5.4.2.1 Materialparameter A

Tab.5.4.2.1: Materialparameter A der Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	A vL	16	,27	,23	,13	,10	,49
	A nL	16	,13	,10	8,20E-02	,04	,31
	dA	16	-44,2	-48,3	28,93	-89,9	11,6
ap	A vL	16	,22	,23	,14	,03	,49
	A nL	16	9,95E-02	9,67E-02	5,78E-02	,01	,22
	dA	16	-45,3	-58,1	36,9	-94,1	49,0
pb	A vL	16	,65	,62	,39	,16	1,52
	A nL	16	,34	,34	,17	,06	,64
	dA	16	-37,4	-40,2	34,7	-89,4	50,6

- a. A vL: Materialparameter A der Bänder vor Laserapplikation (MPa)  
 A nL: Materialparameter A der Bänder nach Laserapplikation (MPa)  
 dA: Änderung des Materialparameter A in % von A vL

### 5.4.2.2 Materialparameter B

Tab. 5.4.2.2: Materialparameter B der Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	B vL	16	14,3	14,4	3,5	8,8	21,3
	B nL	16	12,1	12,0	2,7	7,6	17,5
	dB	16	-13,3	-16,8	17,3	-39,4	36,0
ap	B vL	16	15,1	14,3	3,3	9,6	21,5
	B nL	16	12,5	11,7	2,8	9,1	18,5
	dB	16	-16,8	-18,8	8,6	-29,6	10,3
pb	B vL	16	14,5	14,0	2,6	10,6	21,1
	B nL	16	11,8	11,9	1,7	9,0	16,0
	dB	16	-18,0	-18,9	9,6	-34,8	-2,1

- a. B vL: Materialparameter B der Bänder vor Laserapplikation  
 B nL: Materialparameter B der Bänder nach Laserapplikation  
 dB: Änderung des Materialparameter B in % von B vL

### 5.4.2.3 Materialparameter C

Tab. 5.4.2.3: Materialparameter C der Bänder der Gesamtgruppe: <sup>a</sup>

		N	Mittelwert	Median	Stdw	Minimum	Maximum
ab	C vL	16	3,6	3,4	1,6	1,3	6,6
	C nL	16	1,6	1,3	,9	,4	3,7
	dC	16	-53,2	-51,9	22,0	-89,7	-11,5
ap	C vL	16	3,0	3,3	1,5	,7	5,8
	C nL	16	1,1	1,1	,6	,1	2,2
	dC	16	-55,1	-65,9	29,6	-95,4	23,5
pb	C vL	16	9,0	8,6	4,9	2,9	20,1
	C nL	16	3,9	3,8	2,0	,7	8,0
	dC	16	-50,8	-53,4	23,6	-91,0	5,6

- a. C vL: Materialparameter C der Bänder vor Laserapplikation (MPa)  
 C nL: Materialparameter C der Bänder nach Laserapplikation (MPa)  
 dC: Änderung des Materialparameter C in % von C vL

## 6. Literaturverzeichnis

1. Altchek DW: **Shoulder instability in the throwing athlete.** Sports Med Arthroscopy Rev 1 (1993): 210 - 216
2. Bigliani LU, Pollock RG, Soslowsky LJ, Pawluk RJ, Mow VC: **Tensile properties of the inferior glenohumeral ligament.** J Orthop Res 10 (1992): 187 - 197
3. Bigliani LU, Kurzwel PR, Schwartzbach CC, Wolfe IN, Flatow EL: **Inferior capsular shift procedure for anterior/inferior shoulder instability in athletes.** Am J Sports Med 22 (1994): 578 - 584
4. Burkhead WZ, Rockwood CA Jr: **Treatment of instability of the shoulder with an exercise programm.** J Bone Joint Surg 74A (1992): 890 - 896
5. Cain P, Mutschler T, Fu F, Lee SK: **The anterior stability of the glenohumeral joint: a dynamic model.** Am J Sports Med 15 (1987): 144 - 148
6. Delorme: **Die Hemmungsbänder des Schultergelenks und ihre Bedeutung für die Schulterluxation.** Arch Klin Chir 92 (1910):79
7. Dillingham MF, Price JM, Fanton GS: **Holmium laser surgery.** Orthopedics 16 (1993): 563 - 566
8. Emery RJH, Mullaji AB: **Glenohumeral joint instability in normal adolescents: Incidence and significance.** J Bone Joint Surg 73B (1991): 406 - 418
9. Harryman DT, Sidles JA, Clark JM, Mcquade KJ, Gipp TD, Matsen FA: **Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion.** J Bone Joint Surg 72A (1990):1334 - 1343
10. Gipp TD, Sidles JA, Harryman DT, Mcquade KJ, Matsen FA: **The effekt of capsular venting on glenohumeral laxity.** Clin Orthop 268 (1991): 120 - 127
11. Grana WA, Buckley PD, Yates CK: **Arthroscopic Bankart suture repair.** Am J Sports Med 21 (1995): 348 - 353
12. Green MR, Christensen KP: **Arthroscopic Bankart procedure: Two-to-five-year follow up with clinical correlation to severity of glenoid labral lesion.** Am J Sports Med 23 (1995): 276 - 281
13. Habermeyer P, Schuller U, Wiedemann E: **The intraarticular pressure of the shoulder: an experimental study of the role of the glenoid labrum in stabilizing the joint.** Arthroscopy 8 (1992): 166 - 172
14. Hardy P, Thabit G, Fanton GS, Blin JL, Lortat-Jacob A, Benoit J: **Arthroscopic management of recurrent anterior shoulder dislocation by combining a labrum suture with anteroinferior holmium:YAG laser capsular shrinkage.** Orthopäde 25 (1996): 91 - 93
15. Hayashi K, Markel MD, Thabit G III, Bogdanske JJ, Thielke RJ: **The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties. An in vitro mechanical study using a rabbit model.** Am J Sports Med 23 (1995): 482 - 487
16. Hayashi K, Massa KL, Thabit G III, Fanton GS, Dillingham MF, Gilchrist KW, Markel MD: **Histologic evaluation of the glenohumeral joint capsule after laser-assisted-capsular-shift procedure for glenohumeral instability.** Am J Sports Med 27 (1999): 162 - 167
17. Hayashi K, Nieckarz JA, Thabit G III, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Markel MD: **Effect of nonablative laser energy on the joint capsule: An in vivo rabbit study using a holmium:YAG laser.** Lasers surg med 20 (1997): 164 - 171
18. Hayashi K, Thabit G III, Bogdanske JJ, Mascio LN, Markel MD: **The effect of nonablative laser energy on the ultrastruktüre of joint capsular collagen.** Arthroscopy 12 (1996): 474 - 481
19. Hayashi K, Thabit G III, Massa KL, Cooley AJ, Orwin JF, Markel MD: **The effect of thermal heating on the length and histologic properties of the glenohumeral joint capsule.** Am J Sports Med 25 (1997): 107 - 112

20. Hayashi K, Thabit G III, Vailas AC, Cooley AJ, Bogdanske JJ, Markel MD: **The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties: An in vitro histologic and biochemical study using a rabbit model.** Am J Sports Med 24 (1996): 640 - 646
21. Imhoff AB: **The use of lasers in orthopaedic surgery. Controversial topics in sports medicine.** Operat Tech Orthop 5 (1995): 192-203
22. Imhoff AB: **The role of capsuloligamentous structure in the unstable shoulder – a biomechanical and arthroscopical approach.** 24<sup>th</sup> Annual Meeting of Japan Shoulder Society October 31 – November 1, 1997 Kyoto Japan
23. Imhoff AB: **Arthroscopic shoulder stabilisation and capsular shift with FASTak and Laser assisted capsular shift - procedure (LACS).** 5<sup>th</sup> Symposium of the Korean Arthroscopy Association June 20, 1997, Seoul, Korea
24. Imhoff AB, Jacob HAC : **Stabilität und Instabilität des Glenohumeralen Gelenks – anatomische und biomechanische Aspekte.** In: Springorum HW, Katthagen BD (Hrsg) Aktuelle Schwerpunkte der Orthopädie, Band 6. Thieme Stuttgart 1994
25. Imhoff AB, Debski RE, Warner JJP, Patel PR, Dermirhan M, Fu FH, Woo SL-Y: **Biomechanical function of the glenohumeral Ligaments – A quantitative assessment.** AOSSM, July 16-19, 1995 Toronto, Canada, pp 87 - 88
26. Imhoff AB, Roscher E, Koenig U: **Arthroskopische Schulterstabilisierung. Differenzierte Behandlungsstrategie mit Suretac, Fastak, Hol-YAG-Laser und Elektrochirurgie.** Orthopäde 27 (1998): 518 - 531
27. Jerosch J: **Arthroskopische Therapie des instabilen Schultergelenks: Akzeptanz und kritische Überlegungen.** Z Orthop 135 (1997): 79 - 83
28. Jerosch J: **Critical consideration in arthroscopic stabilisation of the unstable shoulder joint.** Sportverletz Sportschaden 10 (1996): 1 - 12
29. Johnston GH, Hawkins RJ, Haddad R, Fowler PJ: **A complication of posterior glenoid osteotomy for recurrent posterior shoulder instability.** Clin Orthop 187 (1984): 147 - 149
30. Lebar RD, Alexander AH: **Multidirectional shoulder instability: Clinical results of inferior capsular shift in an active-duty population.** Am J Sports Med 20 (1992): 193 - 198
31. **Laser ‘shrinks’ shoulder capsule tissue.** Orthopedics today; vol.14 No.5, May 1994, 1 - 3
32. Lenox FG: **Shrinkage of collagen fibers.** Biochim Biophys Acta 3 (1949): 170 - 187
33. Lusardi DA, Wirth MA, Wurtz D, Rochwood CA: **Loss of external rotation following anterior capsulorrhaphy of the shoulder.** J Bone Joint Surg 75A (1993): 1185 - 1192
34. Naseef GS, Foster TE, Trauner K, Solhpour S, Anderson RR, Zarins B: **The thermal properties of bovine joint capsule: The basic science of laser- and radiofrequency-induced capsular shrinkage.** Am J Sports Med 25 (1997): 670 - 674
35. Neer CS II: **Shoulder reconstruction.** Philadelphia, WB Saunders (1990): 277 - 280
36. Nottage WM: **Current concepts: Laser assisted shoulder surgery.** Arthroscopy 13 (1997): 635 - 638
37. Noyes FR, Grood ES: **The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys: Age-related and species-related changes.** J Bone Joint Surg 58A (1976):1074 - 1082
38. Ovesen J, Nielsen S: **Stability of the shoulder: Cadaver study of stabilizing structures.** Acta Orthop Scand 56 (1985): 149 - 151
39. O’Brien SJ, Neves MC, Arnoczky SP, Rozbruch RS, Dicarlo EF, Warren RF, Schwartz R, Wieckewicz TL: **The anatomy and histology of the inferior**

- glenohumeral ligament complex of the shoulder.** Am J Sports Med 18 (1990):449 - 456
40. Obrzut SL, Hecht P, Hayashi K, Fanton GS, Thabit G III, Markel MD: **The effect of radiofrequency energy on the length and temperature properties of the glenohumeral joint capsule.** Arthroscopy 14 (1998): 395 - 400
  41. Pagnani MJ, Warren RF, Altchek DW, Wieckewicz TL, Anderson AF: **Arthroscopic shoulder stabilisation using transglenoid sutures: A four-year follow up.** Am J Sports Med 24 (1996): 459 - 467
  42. Pagnani M, Warren RF: **The pathophysiology of anterior shoulder instability.** Sports Med Arthrosc Rev 1 (1993): 177 - 189
  43. Rowe CR, Patel D, Southmayd WW: **The Bankart procedure: A long term end result study.** J Bone Joint Surg 60A (1978): 1 - 16
  44. Schaefer SL, Ciarelli MJ, Arnozky SP, Ross HE: **Tissue shrinkage with the holmium-YAG laser: A postoperative assessment of tissue length, stiffness and structure.** Am J Sports Med 25 (1997): 841 - 848
  45. Schober R, Ulrich F, Synder T, Dürselen H, Hessel S: **Laser induced alteration of collagen substructure allows microsurgical tissue welding.** Science 232 (1986): 1421 - 1422
  46. Seiler T, Mantallana M, Bend T: **Laser thermokeratoplasty by means of a pulsed holmium:YAG laser for hyperopic correction.** Refract Corneal Surg 6 (1990): 335 - 339
  47. Selecky MT, Vangsness TC Jr., Liao WL, Liao WL, Saadat V, Hedman TP: **The effect of laser-induced collagen shortening on the biomechanical properties of the inferior glenohumeral ligament complex.** Am J Sports Med 27 (1999): 168 - 172
  48. Speer KP, Deng X, Borrero S, Torzilli PA, Altchek DW, Warren RF: **Biomechanical evaluation of a simulated Bankart lesion.** J Bone Joint Surg 76A (1994): 1819 - 1826
  49. Terry G, Hammon D, France P, Norwood LA: **The stabilisation funktion of passive shoulder restraints.** Am J Sports Med 19 (1991): 26 - 33
  50. Thabit G III: **Treatment of unidirectional and multidirectional glenohumeral instability by an arthroscopic holmium:YAG laser-assisted capsular shift procedure - A pilot study.** Laser applications in arthroscopy. In proceedings of the 1st Congress of International Musculoskeletal Laser society, 1994.
  51. Tibone JE, McMahon PJ, Shrader TA, Sandusky MD, Lee TQ: **Glenohumeral joint translation after arthroscopic, nonablative, thermal capsuloplasty with a laser.** Am J Sports Med 26 (1998): 495 - 498
  52. Turkel SJ, Panio MW, Marshall JL, Girgis FG: **Stabilizing mechanism preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint.** J Bone Joint Surg 63A (1981): 1208 - 1217
  53. Vangsness TC Jr., Mitchel W III, Nimni M, Erlich M, Saadat V, Schmotzer H: **Collagen shortening: An experimental approach with heat.** Clin Orthop 337 (1997): 267 - 271
  54. Viidik A: **Thermal contraction-relaxation and dissolution of rat tail tendon collagen in different ages.** Akt Gerontol 7 (1977): 493-498
  55. Warner JJP, Marks PH: **Management of complications of surgery for anterior shoulder instability.** Sports Med Arthroscopy Rev 1(1993): 272 - 292
  56. Warner JJP, Schulte KR, Imhoff AB: **Current concepts in shoulder instability.** Adv Operat Orthop 3 (1995): 217 - 248
  57. Wiedemann E: **Stellenwert der offenen Stabilisierung. in: Schulterinstabilität-Rotatorenmanschette. Arthroskopische und offene Operationstechniken bei Schulterverletzungen des Sportlers.** Imhoff AB, König U (eds); Steinkopf Verlag Darmstadt; 1999; 103 - 109
  58. Young DC, Rockwood CA Jr: **Complications of failed Bristow procedure and their management.** J Bone Joint Surg 73A (1991): 969 - 981

## **Mein herzlicher Dank gebührt**

### **Herrn Prof. A. Imhoff**

Für die freundliche Überlassung  
dieses aktuellen und spannenden Themas

Für jegliche Unterstützung und Zeit,  
die für die Vollendung dieser Arbeit nötig war

### **Herrn Dr. H. Fredrich**

Der mich in allen organisatorischen und medizinischen  
Fragen betreut und angeleitet hat

### **Herrn Dipl. Ing. E. Steinhauser**

Für die Unterstützung bei der Durchführung  
der biomechanischen Testreihen  
und allen Fragen an die Biomechanik

Meinem Kommilitonen

### **Stephan Wirth**

Der die histologischen Aspekte dieses Themas untersucht hat  
Für die enge Zusammenarbeit

Und schließlich

### **Dem gesamten Team der Sportorthopädie und Biomechanik der TU München, Conollystraße 32, 80809 München**

Für die kollegiale Atmosphäre in der diese Arbeit  
entstanden ist

## **Gewidmet ist diese Promotion**

Meiner Mutter und meinem Vater

### **Friedrich und Anneliese Seifert**

Die mir mein Medizinstudium ermöglicht haben

Und meiner Lebensgefährtin

### **Carola Winkler**

Für die Zeit an meiner Seite

