

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie  
der Universität zu Köln  
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel

# **Viskoelastische Eigenschaften des A2- Ringbandes**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der ärztlichen Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität zu Köln

vorgelegt von  
Jona Heuvels

promoviert am 31. März 2023

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln  
Druckjahr 2023

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Privatdozent Dr. med. J. Oppermann
2. Gutachter: Professor Dr. med. J. Siewe

#### Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.<sup>1</sup>

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

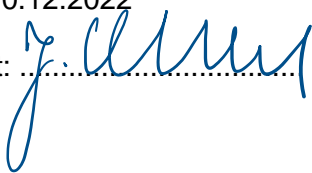
Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Experimente sind von mir mit Unterstützung von Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Johannes Oppermann und Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Christian K. Spies durchgeführt worden.

#### Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 10.12.2022

Unterschrift: .....



## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben, meinen Dank aussprechen .

Mein ganz besonderer Dank gebührt *Johannes Oppermann* für die einzigartige Betreuung bei der Umsetzung der Dissertation.

Außerdem möchte ich *Herrn Priv.-Doz. Dr med. Christian K. Spies* „Danke“ für den Beitrag zur Umsetzung des Versuchsablaufs sagen. Bei meinem Zweitgutachter „...“ möchte ich mich an dieser Stelle ebenso herzlich bedanken.

Der größte Dank gilt *meiner Familie* und allen voran *meinen Eltern*: Sie allein ebneten mir den Weg für ein unbeschwertes Humanmedizinstudium und legten somit den Grundstein für meinen späteren beruflichen Werdegang.

Diese Arbeit widme ich

meinen Eltern.

# Inhaltsverzeichnis

<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>7</b>
<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>8</b>
<b>1. EINLEITUNG .....</b>	<b>12</b>
1.1. Die Bedeutung des Ringbandes .....	12
1.2. Anatomie und Funktion .....	14
1.3. Epidemiologie .....	16
1.4. Folgen einer Verletzung.....	20
1.5. Therapiemöglichkeiten .....	24
1.6. Zielsetzung .....	26
<b>2. MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>27</b>
2.1. Datenerhebung .....	27
2.2. Einschlusskriterien .....	27
2.3. Ausschlusskriterien .....	28
2.4. Erfasste Parameter .....	28
2.5. Detaillierter Versuchsablauf .....	30
2.6. Datenanalyse.....	35
2.7. Hypothesen .....	38
2.7.1. Formulierung der Nullhypothese (H0).....	38
2.7.2. Formulierung der Alternativhypothese (H1) .....	38
<b>3. ERGEBNISSE .....</b>	<b>39</b>
3.1. Deskriptive Statistik .....	39

<b>3.2.</b>	<b>Deformation bzw. Spaltbildung in zyklischer Belastungssimulation im Sinne einer Dauerbelastung .....</b>	<b>40</b>
<b>3.3.</b>	<b>Ausreißversuch.....</b>	<b>45</b>
3.3.1.	<b>Deformation.....</b>	<b>46</b>
3.3.2.	<b>Maximalkraft.....</b>	<b>50</b>
3.3.3.	<b>Steifigkeit.....</b>	<b>53</b>
<b>3.4.</b>	<b>Korrelationen .....</b>	<b>58</b>
<b>4.</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>60</b>
<b>5.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>70</b>
<b>6.</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>73</b>
6.1.	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>73</b>
6.2.	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>74</b>
<b>7.</b>	<b>VORABVERÖFFENTLICHUNGEN VON ERGEBNISSEN .....</b>	<b>75</b>

## Abkürzungsverzeichnis

a.p.	.....	<i>anterior posterior</i>
d.v.	.....	<i>dorsovolar</i>
F <sub>max</sub>	.....	<i>Maximalkraft</i>
H0	.....	<i>Nullhypothese</i>
H1	.....	<i>Alternativhypothese</i>
lat.	.....	<i>lateinisch</i>
M.	.....	<i>Musculus</i>
MHz	.....	<i>Megahertz</i>
MW	.....	<i>Mittelwert</i>
ROM	.....	<i>range of motion</i>
SD	.....	<i>Standardabweichung</i>
Sig.	.....	<i>Sigma</i>
TBD	.....	<i>tendon to bone distance</i>
ugs.	.....	<i>umgangssprachlich</i>
Z. n.	.....	<i>Zustand nach</i>



## Zusammenfassung

Die oberflächlichen und tiefen Beugesehnen der Finger verlaufen in Sehnenscheiden. Um eine effektive Beugung bzw. Flexion der Finger zu ermöglichen, zügeln vier respektive fünf Ringbänder, die Teil des Sehnenscheidenkomplexes sind, die Beugesehnen auf ihrer Unterlage. Je nach Höhe des Ringbandes werden am Finger, von proximal nach distal betrachtet, fünf Ringbänder (A1 – A5) unterschieden.

Eine herausragende biomechanische Bedeutung hat das A2-Ringband im mittleren Drittel des jeweiligen Grundphalanxschafes. Bei einer Insuffizienz der Struktur kommt es zum Abheben der Sehne von ihrer Unterlage. Man spricht vom sog. Bogensehneneffekt (engl. „Bow-String“).

Die Folgen reichen von einer unpräzisen Fingerbewegung über einen Kraftverlust durch fehlende Muskelvorspannung und konsekutiv verkürzte Hebel bis hin zur vollständigen Bewegungsunfähigkeit/Fingerkontraktur. Eine Rekonstruktion der Bandstruktur ist essenziell für eine Wiederherstellung der Sehnenführung und bildet das Fundament für eine suffiziente Funktion des betroffenen Fingers.

Bevor jedoch die verschiedenen zur Verfügung stehenden Rekonstruktionstechniken miteinander verglichen werden können, bedarf es einer gezielten biomechanischen Analyse des unversehrten A2-Ringbandes. In vorangegangenen Studien wurde vornehmlich die maximale Zugkraft thematisiert. Die Steifigkeit und Deformation sind jedoch ebenso elementare Faktoren und bilden zusammen neben den maximalen Zugkräften das Grundgerüst für die biomechanische Wertigkeitsanalyse von Bandstrukturen. Ein Gewebe gilt dann als „viskoelastisch“, wenn sich sein mechanisches Verhalten durch die Aufbringung einer bestimmten Kraft über einen Zeitraum ändert.

Die Arbeitshypothese lautet, dass die A2-Bänder von Zeige-, Mittel- und Ringfinger hinsichtlich der drei o. g. Schlüsselparameter keine Unterschiede aufweisen.

Unter Kletterern kommt es beispielsweise aufgrund von technischen Aspekten zu divergierenden Belastungsspitzen der Finger. Bislang ist unklar, ob bestimmte Finger aufgrund unterschiedlicher biomechanischer Eigenschaften verletzungsanfälliger sind als andere.

Daher ist es das Ziel der Studie, die A2-Ringbänder von Digitus II – IV in einem ex-vivo-Modell hinsichtlich der o. g. Parameter zu vergleichen und etwaige Korrelationen der biomechanischen Eigenschaften herauszuarbeiten. Das Studiendesign unterliegt einem positiven Votum der Ethikkommission der Universität zu Köln. Die Direktoren des Instituts für Anatomie und der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie wurden ausführlich über die Studie informiert und bewilligten die Ausführung.

Es wurden 14 frisch gefrorene obere Extremitäten von Körperspendern herangezogen. Diese wurden im mittleren Drittel des Oberarmknochens amputiert. Die Körperspender waren zum Zeitpunkt des Todes im Durchschnitt 83 Jahre (range: 64 – 95 Jahre; weiblich n: 4, männlich n: 4). Sie willigten zu Lebzeiten ein, ihren Körper für Forschung und Lehre zur Verfügung zu stellen. Medizinische Akten zeigten bei keiner der herangezogenen Körperspender posttraumatische Verletzungen des Bewegungsapparates, genuine Abweichungen von der Norm oder rheumatoide Veränderungen der Extremitäten (Ausschlusskriterien). Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen vom Ellenbogen- und Handgelenk sowie der untersuchten Finger wurden angefertigt, um knöcherne Pathologien auszuschließen. Die Proben wurden bei – 20° C gelagert und vor der Testung bei Raumtemperatur vollständig aufgetaut. Die Kapsel-Band-Strukturen der Fingergrund-, der proximalen Interphalangeal- (PIP) und der distalen Interphalangealgelenke (DIP) sowie der gesamte Strecksehnenapparat der Finger blieben vollständig erhalten. Alle Proben wurden während der Tests kontinuierlich mit Kochsalzlösung befeuchtet.

Mit Hilfe von Bruner-Inzisionen wurden 41 Finger (hierunter 13 Zeige-, 14 Mittel- und 14 Ringfinger) vom proximalen Ende des A1- bis zum distalen Pol des A5-Ringbandes freigelegt. Daumen und kleiner Finger wurden aufgrund „technischer Limitationen“ nicht mit in den Versuchsablauf miteinbezogen. Die Präparation erfolgte unter 2,5-facher Lupenvergrößerung. Die Flexorsehnen wurden unmittelbar distal der

Metacarpophalangeal (MCP)-Gelenkreihe transmural durchtrennt und nach distal mobilisiert. Sowohl das Handgelenk als auch die zu untersuchenden Finger wurden in gestreckter Haltung in Supinationsstellung mit einer maßgefertigten Vorrichtung fixiert. Anschließend wurde der Zughaken mit geglätteten Konturen von distal unter das A2-Band exakt in Position gebracht. Die Vorspannung wurde mit 0,5 N definiert. Die Traversengeschwindigkeit der orthogonal applizierten Zugkraft lag bei 5 mm / Minute. Zur Bestimmung der viskoelastischen Eigenschaften erfolgte zunächst die Simulation einer Dauerbelastung in Form von zehn Belastungszyklen mit einer Maximalkraft von 15 Newton (N). Dieser Schwellenwert steht in Einklang mit Referenzwerten aus vorausgegangenen Studien und wurde bereits in einer Pilotstudie von 2014 experimentell getestet. Im Anschluss erfolgte die Ermittlung der maximalen Zugkräfte bis zum „Versagen“ der jeweiligen Bandproben.

Die empirische Verteilung der ermittelten Messwerte wurde mit Mittelwert, Median, Minimum, Maximum und Standardabweichung dargelegt. Die statistische Analyse erfolgte anhand von t-Tests mit additiver „Bonferroni-Korrektur“. Das Signifikanzniveau alpha wurde auf 5 % gesetzt. Der Normalbereich wurde als 95 % Konfidenzintervall definiert. Die „Pearson-Korrelation“ belichtete etwaige Zusammenhänge zwischen den Zugkräften, der Deformation und der Steifigkeit. Zudem wurde eine zweifache Varianzanalyse (ANOVA) mit wiederholten Messungen angewandt, um signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen zu ermitteln. Alle Messungen an Fingern derselben Hand wurden schließlich sog. „linear mixed models“ zugeführt, um Datenabhängigkeiten unter dem Körperpenderkollektiv zu berücksichtigen.

Im zyklischen Test konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Fingern im Hinblick auf die Deformation nachgewiesen werden.

Im Ausrissverfahren der 41 Finger betrug die maximale Zugkraft im Mittel 252,75 N. Dies führte bei einer durchschnittlichen Steifigkeit von 154,14 N/mm zu einem Mittelwert der Deformation von 2,16 mm. Bei allen drei ermittelten Schlüsselparametern konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Fingern festgestellt werden.

Während zwischen der Steifigkeit und der Deformation eine signifikante negative Korrelation ( $p = 0.047$ ) vorliegt, besteht zwischen der Steifigkeit und der maximalen Zugkraft ein signifikanter positiver Zusammenhang ( $p = 0.001$ ). Gleiches gilt auch für die maximale Zugkraft und die Deformation ( $p = 0.000$ ).

Zusammenfassend lässt sich konstatieren, dass die Analyse der viskoelastischen Eigenschaften des physiologischen A2-Ringbandes die Grundlage für die Therapieentscheidung bei funktionell bedeutsamen Ringbandverletzungen schafft. Die verschiedenen angewandten Rekonstruktionstechniken müssen in Zukunft den gewonnenen wissenschaftlichen Erkenntnissen gegenübergestellt werden.

# 1. Einleitung

## 1.1. Die Bedeutung des Ringbandes

Der Ringbandkomplex garantiert und ist Voraussetzung für eine präzise Bewegung und insbesondere für eine kraftvolle Beugung der jeweiligen Finger. Verletzungen der Ringbandstrukturen haben somit Auswirkungen auf die Fingerfunktion und können im längerfristigen Verlauf zu einer Kontraktur führen. Letzlich kann dies zu einer Beeinträchtigung der Handfunktion in toto führen [1-3].

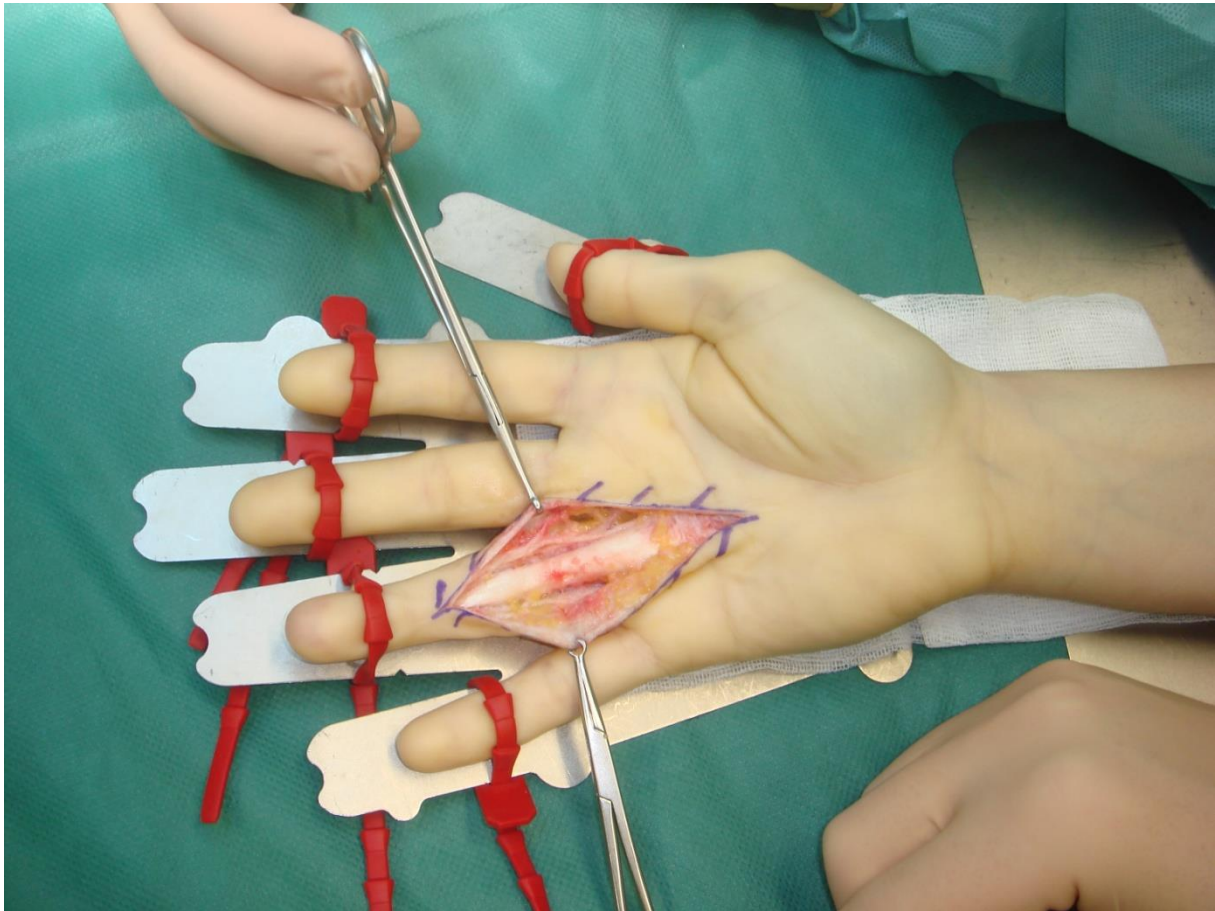
Man unterscheidet zwischen Distorsionen bzw. Zerrungen (hier sonographisch und / oder MR-tomographisch kein Strukturdefekt reproduzierbar), Partialläsionen und transmuralen Rupturen (letztere werden ugs. auch als „Totalrupturen“ bezeichnet).

Besonders Sportkletterer sind aufgrund von speziellen Handgriffen, chronischen Belastungen mit zum Teil enormen Belastungsspitzen bei Ausübung ihrer Sportart von Verletzungen des Ringbandes betroffen.

Bei Insuffizienz der Ringbandfunktion kommt es bei Beugung des Fingers durch Anspannung zur Verkürzung der Beugesehne und simultan zum „Auseinandergleiten“ des anatomischen Sehnenverlaufs und der korrespondierenden Phalangen. Dieses Phänomen bezeichnet man als Bogensehneneffekt („Bow-Stringing“) und wird physiologisch durch intakte Ringbänder verhindert, um eine uneingeschränkte Fingerfunktion zu ermöglichen.

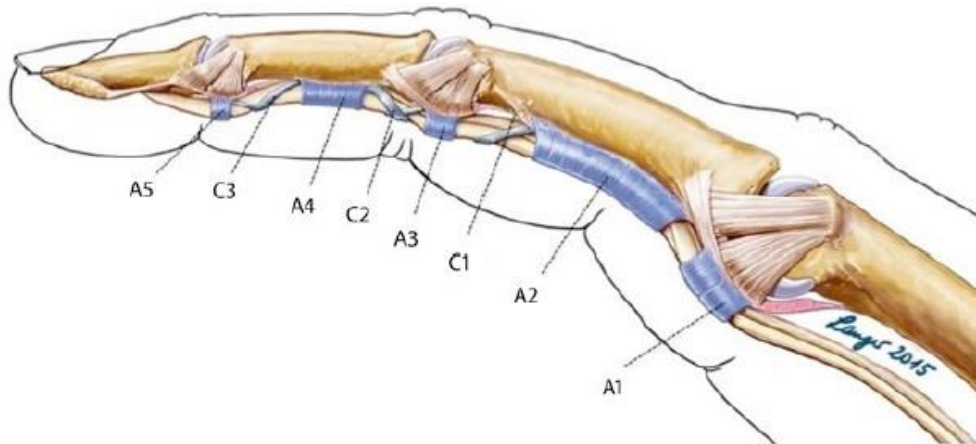
Doch nicht nur Leistungssportler sind von Verletzungen des Ringbandkomplexes betroffen. Ab und zu genügen bereits alltägliche Belastungsformen, wie exemplarisch das Heben schwerer Lasten oder das Öffnen von Türen und Schubladen, um Läsionen des Ringbandes herbeizuführen. Weiterhin können insbesondere scharfe Traumata, wie Schnittverletzungen, ursächlich sein. Nicht zuletzt ist eine entzündliche Genese, z. B. eine Tenosynovialitis/Tendinitis oder Sehnnenscheidenempyeme, als mögliche Ursache für Ringbandinsuffizienzen in Betracht zu ziehen, sodass diese auch für die

„Normalbevölkerung“ von Relevanz sind und nicht ausschließlich bei Sportkletterern beobachtet werden [4].



**Abb. 1: Klinisches Beispiel: Insuffizientes A2-, A3- und A4-Ringband nach Sehnencheidenempyem vor 10 Monaten.**

Dauerhafte Einschränkungen der Fingerfunktion und ausgeprägte Kraftverluste sind das Resultat. Zum Teil ist eine operative Versorgung indiziert, um die Effizienz des Faustschlusses sowie die anatomische Beziehung der Flexorsehnen zur mechanischen Achse der Finger zu erhalten [5].



**Abb. 2: Physiologisches Ringbandsystem: A1 - A5 Ringbänder; C1 - C3 Kreuzbänder [6]**

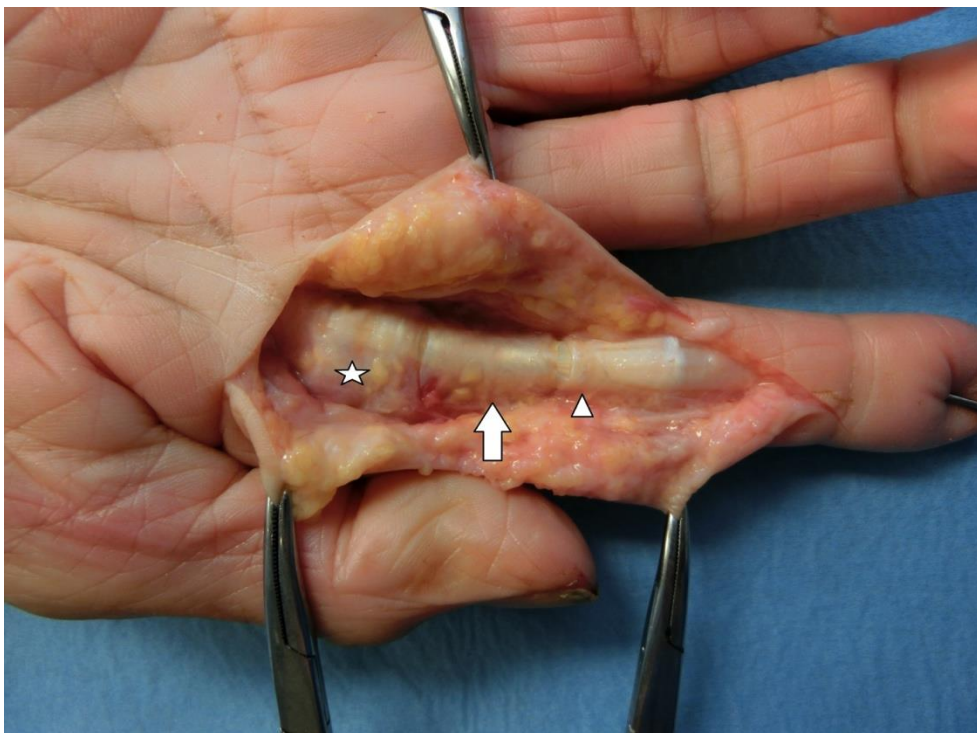
## 1.2. Anatomie und Funktion

Pro Langfinger, d. h. Zeige-, Mittel- und Ringfinger, werden von proximal nach distal die Ringbänder A1 bis A5 (lat. Ligamentum anulare) unterschieden. Das A1-, A3- sowie das A5-Ringband liegen anatomisch betrachtet auf Höhe der jeweiligen kleinen Fingergelenke, sprich palmarseitig auf Höhe von Metacarpophalangeal- (MCP), proximalen Interphalangeal- (PIP) bzw. distalen Interphalangealgelenk (DIP).

Das im Folgenden untersuchte A2-Ringband liegt auf Höhe des mittleren Grundphalanxschaftdrittels. Das A4-Ringband befindet sich im Bereich des Inter- bzw. Mittelphalanxschaftes [7-10]. Zusätzlich komplettieren drei funktionell „schwächere“ Kreuzbänder pro Langfinger den Sehnenscheidenkomplex, deren Lokalisation in Abb. 2 dargestellt ist. Sie dienen in erster Linie der Reibungsverminderung bei Bewegung und ermöglichen in Zusammenspiel mit den Ringbändern eine uneingeschränkte Beugfunktion.

Die Ringbänder verstärken die Sehnenscheide und fixieren die Beugesehnen in einem osteofibrösen Tunnel an den Phalangen [11]. Sie zügeln sowohl die oberflächlichen als auch die tiefen Beugesehnen auf ihrer Unterlage. Sie dienen quasi als Umlenkrolle (Hypomochlion) während der Fingerbeugung.

Eine herausragende biomechanische Bedeutung haben die A2- und A4-Ringbänder [12, 13]. Sie haben sich für die Funktion als unverzichtbar erwiesen, da sie es vermögen bei der Flexion, insbesondere im proximalen Interphalangealgelenk, die Muskelkraft (von M. flexor digitorum superficialis und profundus) auf die knöchernen Strukturen zu transferieren [14-17]. Laut Lin und Mitarb. 1989 ist das A2 für die Führung der Flexorsehnen die federführende Struktur, wodurch wiederum seine funktionelle Bedeutung unterstrichen wird [18]. Mit einem durchschnittlichen Längsausmaß von ca. 17 mm ist es zugleich das längste aller fünf Ringbänder [19]. Allerdings ist auch die Funktion des A3-Ringbandes nicht gänzlich zu unterschätzen. Rispler et al. berichten, dass ein funktionsfähiges System mit intakten A2-, A3- und A4-Bändern nahezu einen physiologischen Funktionserhalt garantiert. Fällt jedoch die Funktion des mittleren Ringbandes weg, arbeitet das ganze System statistisch gesehen signifikant ineffizienter [20]. Ähnliches beschreiben Tanaka et al [21].



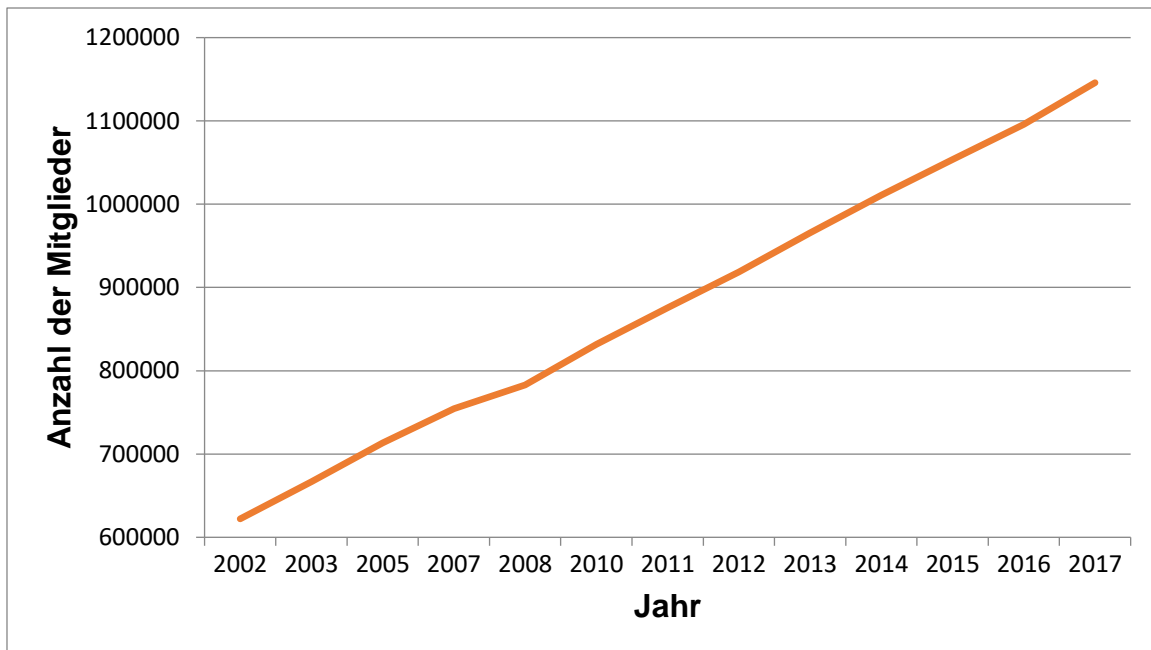
**Abb. 3: Bruner-Inzision - Frischpräparat: A1 Ringband \*; A2 Ringband →; C1 Kreuzband Δ**



Eine Vielzahl anatomischer Studien haben das physiologische Ringbandsystem untersucht. Die anatomische Einteilung nach Doyle ist weitreichend akzeptiert [7, 8, 14, 22, 23].

### 1.3. Epidemiologie

In jüngster Vergangenheit erfreut sich Klettern einer rasant zunehmenden Beliebtheit und hat sich längst zu einer „festen Säule“ unter den Trendsportarten entwickelt. Häufig ist in den Medien von einer gefährlichen Sportart die Rede. Immer wieder wird von Todesfällen berichtet. Laut Hochholzer und Schöffl kommt es allerdings nur sehr selten zu Unfällen mit schwerwiegenden Folgen. Beim “Indoor“-Klettern liegt ein Unfallrisiko von nur 0,6 % pro Sportler und Jahr vor. Dies entspricht 0,016 % pro Klettertag für Verletzungen aller Schweregrade [24]. Dank moderner Sicherheitstechniken sank das Sturzrisiko in den letzten Jahren immens. Gemäß dem Deutschen Alpenverein e.V. (DAV), der mit nahezu 1,2 Mio. Mitgliedern die größte nationale Bergsteigervereinigung der Welt darstellt, klettern allein ca. 25 % der Mitglieder in Kletterhallen. Insgesamt schätzt man die Zahl aller aktiven Kletterer in Deutschland auf über 500.000. Nicht nur europaweit stieg in den letzten Jahrzehnten die Zahl an aktiven Kletterern: Mallo et al. postulieren, dass bereits 2007 ca. 0,3 Mio. Amerikaner mindestens einmal im Leben entlang einer Felswand klettern [25].



**Abb. 4: Mitgliederzahl des Deutschen Alpenvereins von 2002 bis 2017**

\*Abb. 4: [https://www.alpenverein.de/der-dav/der-dav-in-zahlenfakten\\_aid\\_10232.html](https://www.alpenverein.de/der-dav/der-dav-in-zahlenfakten_aid_10232.html) (zuletzt abgerufen am 06.10.2021)

Im Falle einer Verletzung liefert eine britische Studie Hinweise bezüglich des Verteilungsmusters: Zunächst betreffen 40 % aller Verletzungen im Rahmen des Klettersports den Finger als solches. Schöffl et al. ermittelten ähnliche Zahlen [4]. Rooks et al. stellte 1997 fest, dass 75 % aller Freizeit- und professionellen Sportkletterer Verletzungen der oberen Extremitäten aufweisen. 40 % sind zwischen Schulter und Ellenbogen lokalisiert. Die anderen 60 % der Verletzungen betreffen die Hand bzw. das Handgelenk, wobei hiervon wiederum 30-50 % die proximale Interphalangealregion betreffen.

Die geschlossene A2-Ringbandruptur bezeichnet man als sogenannten „climber’s finger“ [26]. 1999 stellten Bernhardt et al. einen Zusammenhang zwischen dem Schwierigkeitsniveau und der Wahrscheinlichkeit einer Fingerverletzung fest. Hierdurch ist die hohe Zahl an Verletzungen in Schöffls Studienkollektiv, bestehend

aus vorwiegend professionellen Sportkletterern, zu erklären, die über einen Zeitraum von nahezu vier Jahren untersucht wurden.

Die häufigste Lokalisation der kletterspezifischen Verletzungen in diesem Kollektiv ist der Finger mit 41 % (n= 247). Die Ringbandruptur (n= 74), gefolgt von der Ringbandzerrung (n= 48), sind die mit Abstand häufigsten Verletzungsmuster. Folglich standen 20 % (n=122) aller Diagnosen im Zusammenhang mit dem Ringband. Auffällig ist die Tatsache, dass von allen 74 Ringbandrupturen das A2-Ringband in 57 Fällen rupturierte [27]. Es ist also in 77 % aller Ringbandrupturen betroffen.

In der „aufgestellten Fingerposition“ (Abb. 5), die beim Klettern häufig angewandt wird, liegt eine dezente Radialduktions- und leichte Supinationsstellung beim Aufziehen im Handgelenk vor. Durch diese Haltung resultiert ein Belastungsmaximum auf den Ringfinger, während Zeige- und Mittelfinger verhältnismäßig geschont werden. Folglich könnten die variierenden Klettertechniken Auswirkungen auf das Verteilungsmuster der Ringbandverletzungen haben. Bislang ist jedoch nicht geklärt, ob und inwiefern Finger ausschließlich aufgrund biomechanischer Eigenschaften anfälliger bzw. resistenter gegenüber Ringbandverletzungen sind.



**Abb. 5: „Aufgestellte Fingerposition“ [28]**

Laut des Deutschen Alpenvereins e. V. sind nahezu 50 % aller Kletterer weiblichen Geschlechts. Vor allem jüngere Frauen können aufgrund körperlicher Gegebenheiten schnell Erfolge erzielen, da nicht die absolute Kraft entscheidend ist, sondern vielmehr die Geschicklichkeit und das Verhältnis von Körpergewicht zur Kraft eine wichtige Rolle spielen. 60 % der Kletteranfänger weisen ein Alter zwischen 12 und 20 Jahren auf. Das Alterskollektiv der 20 bis 39-jährigen stellt die dauerhaft aktivste Population dar. Ringbandrupturen treten jedoch bei Kletterern jeglichen Alters auf.

Ein typischer Unfallmechanismus ist das Abrutschen eines Griffes oder Trittes. Hierbei entstehen Belastungsspitzen. Die Widerstandsfähigkeit der Strukturen wird überschritten: Das Band rupturiert [29]. Carmeli et al. fanden heraus, dass ein hohes Alter der Kletterer u. a. mitursächlich für ein erhöhtes Verletzungsrisiko ist.

Abschließend lässt sich festhalten, dass Ringbandverletzungen zwar in der Normalbevölkerung eher selten auftreten, es aber unter Kletterern sehr häufig zu

Verletzungen mit Beteiligung des Fingersehnnenscheidenkomplexes kommt. So diagnostizierte Logan in seinem Kollektiv (bestehend aus 545 Kletterern) in 8 % aller Unfälle eine A2-Ringbandruptur [30].

#### 1.4. Folgen einer Verletzung

Die Zerreißfestigkeit der einzelnen Ringbänder variiert außerordentlich [9, 11, 17, 31]. Analysen von Widstrom et al. zufolge liegt die maximale Kraft bei 14,0 kg bzw. 137 N, bis es zum Zerreißen eines rekonstruierten A2-Bandes kommt [32, 33].

Durch eine Ringbandinsuffizienz kommt es zu fehlender Muskelvorspannung und verkürzten Hebeln der Flexorsehnen des betroffenen Fingers [6, 15]. Dies vermindert die Gleitamplitude, die wiederum Verklebungen fördert und die Fingerbeweglichkeit weiter einschränkt. Es resultiert eine limitierte Fingerbeugung und eine reduzierte Kraftentwicklung. Folglich ist für den identischen Bewegungsumfang des Fingers ein deutlich größerer Muskelhub notwendig.

Kommt es nun zu einer solch erheblichen Schwäche der Ringbandstrukturen, hebt die Beugesehne von ihrer Unterlage ab. Es entsteht eine Dehiszenz zwischen Sehne und Knochen. Man spricht vom bereits oben erwähnten Bogensehneneffekt („Bowstring“). Es kommt subkutan zur Vorwölbung der Beugesehne, die besonders bei Flexion des Fingers bereits mit bloßem Auge sichtbar werden kann. Abb. 6 zeigt die transmurale Ruptur des A2-Ringbandes (weißer gebogener Pfeil), was die Abhebung der Flexorsehne (weißer gerader Pfeil) von der Grundphalanx zur Folge hat.

Die sagittale Schichtführung in Ausspielung der nativen T1-Sequenz demonstriert in Abb. 7 ebenso die Krümmung der tiefen Beugesehne (hellblauer Pfeil) aufgrund einer transmuralen A2-Ringband- und C1-Kreuzband-Verletzung (die Haltestrukturen selbst sind hier nicht in Gänze reproduzierbar). Das A4-Ringband (gebogener Pfeil) ist intakt.

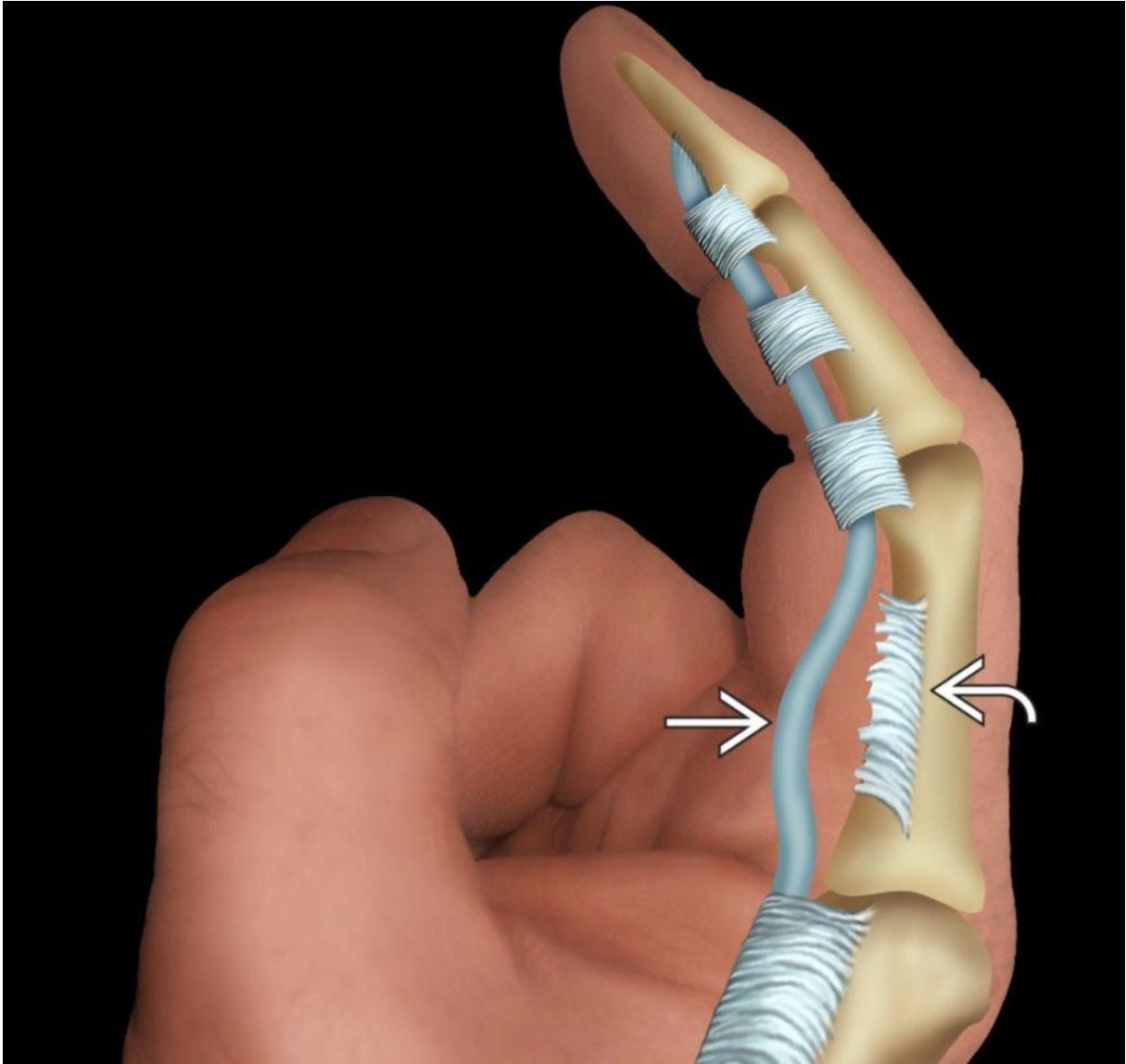


Abb. 6: Grafik – „Bowstring“

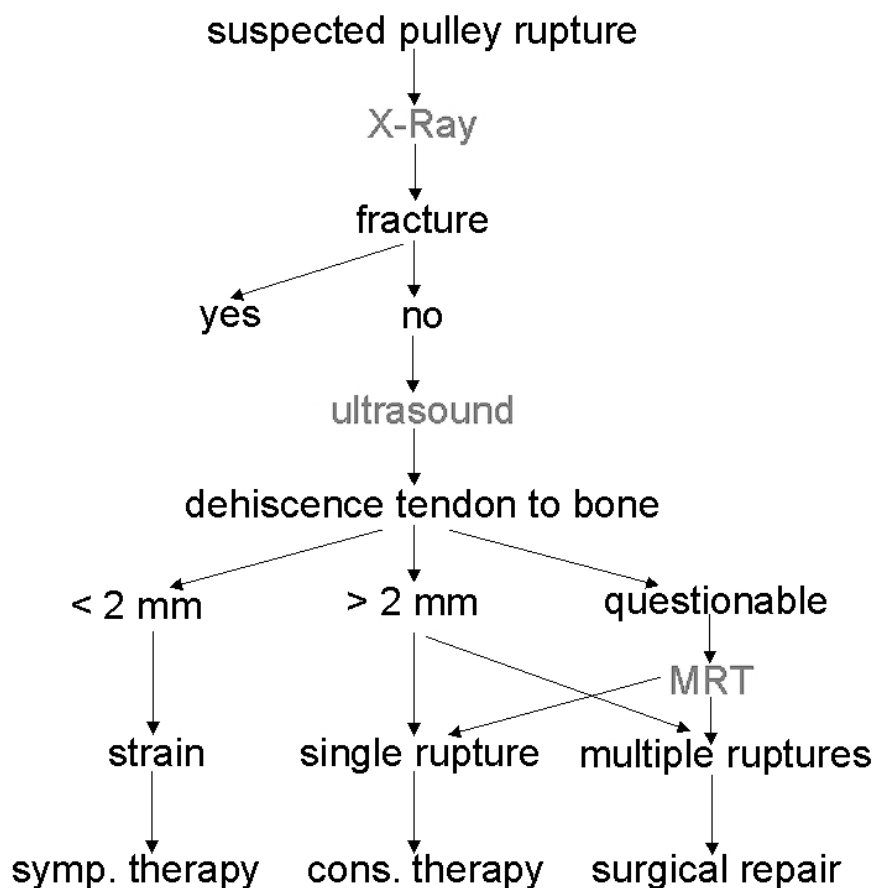


**Abb. 7: MRT T1 sagittal „Bowstring“**

\* Abb. 6 und Abb. 7: Kambiz Motamedi, MD, FACR; Carol L. Andrews, MD: Flexor Tendon Injury, Wrist and Hand. <https://app.statdx.com/document/flexor-tendon-injury-wrist-and-hand/8435028d-7175-40a1-a293-013ad69ba74e?term=bowstring&searchType=documents&category=All> (zuletzt abgerufen am 15.11.2022)

Die finale Konsequenz ist eine verringerte Beugefähigkeit [1, 34]. Der Feingriff ist erschwert, was die Lebensqualität des betroffenen Patientenkollektivs zum Teil herabsetzt.

Schöffl et al. entwickelten auf dieser Grundlage einen diagnostisch-therapeutischen Algorithmus [4]. Dieser besagt, dass eine Dehiscenz zwischen Knochen und Ringband von über zwei Millimetern in Kombination mit einer isolierten Ruptur ein konservatives Procedere nach sich ziehen sollte, während eine MR-tomographisch gesicherte mehrzeitige Ruptur eine operative Therapie indiziert (Abb. 8).



**Abb. 8: Algorithmus – diagnostisch – therapeutisches Vorgehen bei Verdacht einer Ringbandverletzung [4]**



## 1.5. Therapiemöglichkeiten

Erstmals wurden Therapiemöglichkeiten einer Ringbandruptur 1990 genauer untersucht. So waren es Tropet et al., die mit ihrer chirurgischen Herangehensweise gute funktionelle Resultate erzielten [35]. Gleichzeitig jedoch lieferte auch Bollen mit konservativer Technik gute Ergebnisse [34]. Beide behandelten nur jeweils einen Sportkletterer [29]. In den folgenden Jahren wurden unterschiedliche Therapieverfahren von Moutet et al., Hahn und Lanz, Holtzhausen und Noakes und schließlich Gabl et al. angewandt [2, 11, 36, 37]. Zu jener Zeit lagen allerdings keine Leitlinien über das therapeutische Procedere vor, sodass beinahe jede Ringbandruptur eine chirurgische Rekonstruktion zur Folge hatte.

Dank eines Bewertungsschemas von Schöffl et al. (Tab. 1), das vornehmlich auf den biomechanischen Ergebnissen von Bollen beruht, sieht die Entscheidungsfindung zwischen konservativer und operativer Therapie heutzutage anders aus [27, 38].

Arbeiten von Schweizer mit biomechanischen Analysen und zufriedenstellenden Ergebnissen unterstreichen den konservativen Therapieansatz bei mildereren Verletzungen ( $\leq$  Grad III nach dem Pulley-Injury-Score) des Ringbandapparates [39, 40].

### **Pulley – Injury – Score (geschlossene Verletzung)**

<b>Grad</b>	<b>Verletzung</b>
<b>Grad I</b>	Ringbandzerrung
<b>Grad II</b>	komplette Ruptur A4- oder Teilruptur A2- oder A3-Ringband
<b>Grad III</b>	komplette Ruptur A2- oder A3-Ringband
<b>Grad IV</b>	Multiple Rupturen, z.B. A2/3, A2/A3/A4 oder singuläre Ruptur (A2 oder A3) in Kombination mit Verletzungen der Mm. lumbricales oder der Kollateralbänder

**Tab. 1: Pulley – Injury – Score [4]**

Auf Basis des „Pulley-Injury-Scores“ wurden 2004 Therapierichtlinien bei Ringbandverletzungen (Tab. 2) entwickelt, die bis heute Beachtung in den Therapieablauf betroffener Patienten finden [41].

### Therapierichtlinien bei Ringbandverletzungen

	<b>Grad I</b>	<b>Grad II</b>	<b>Grad III</b>	<b>Grad IV</b>
<b>Therapie</b>	konservativ	konservativ	konservativ	operativ
<b>Immobilisation</b>	nein	10 Tage	10-14 Tage	postoperativ 14 Tage
<b>Funktionelle Therapie</b>	2-4 Wochen	2-4 Wochen	4 Wochen	4 Wochen
<b>Ringbandschutz</b>	Tape	Tape	thermoplastischer Ring, Softcast-Ring	thermoplastischer Ring, Softcast-Ring
<b>Leichte sportartspezifische Aktivität</b>	nach 4 Wochen	nach 4 Wochen	nach 6-8 Wochen	nach 4 Monaten
<b>Volle sportartspezifische Aktivität</b>	nach 6 Wochen	nach 6-8 Wochen	nach 3 Monaten	nach 6 Monaten
<b>Tapeschutz während sportartspezifischer Aktivität</b>	3 Monate	3 Monate	6 Monate	> 12 Monate

**Tab. 2: Therapierichtlinien bei Ringbandverletzungen [4]**

Lediglich eine Grad IV-Verletzung sollte einer operativen Rekonstruktion zugeführt werden. Vergleichende chirurgische Rekonstruktionstechniken von Widstrom et al. (favorisieren die „loop-and-a-half“ Technik) und biomechanische Analysen von Lin et al. bilden das Grundgerüst der operativen Therapie [18, 32, 33].

## 1.6. Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Studie ist die fokussierte biomechanische Analyse des sowohl funktionell als auch anatomisch bedeutsamen A2-Ringbandes der Finger bzw. Digits II – IV. Dieses ist maßgebend für die Erhaltung der mechanischen Sehnenführung und Aufrechterhaltung der Fingerbeugefunktion.

Diesbezüglich soll in einem ex-vivo Modell das physiologische A2-Ringband auf verschiedene biomechanische Parameter hinsichtlich seiner Stabilität und Ausrissfestigkeit überprüft werden. Zum einen wird durch einen „zyklischen“ Versuchsaufbau eine Dauerbelastung simuliert, zum anderen wird durch einen Ausreißversuch die maximale Belastbarkeit des A2-Ringbandes ermittelt. Dabei stellt sich die Frage, ob es signifikante Unterschiede bezüglich der u. g. biomechanischen Eigenschaften des A2-Ringbandes zwischen Digitus II, III und IV gibt.

Es sollen neue Erkenntnisse über die biomechanischen Eigenschaften der physiologischen Bandstruktur gewonnen werden, um so in Zukunft durch ein korrelierendes Verfahren die bereits etablierten Rekonstruktionstechniken zu analysieren und auf ihre Effizienz zu prüfen.

## **2. Material und Methoden**

### **2.1. Datenerhebung**

Die biomechanische Auswertung des A2-Ringbandes erfolgte an Zeige-, Mittel- sowie Ringfinger von insgesamt acht Körperspendern. In zwei Fällen wurde jeweils die linke bzw. rechte Hand exkludiert, sodass eine Gesamtzahl von 14 zu untersuchenden oberen Extremitäten vorlag.

Die Körperspender\*innen wiesen zum Zeitpunkt des Todes ein durchschnittliches Lebensalter von 83 Jahren auf (die Altersspanne lag bei 64 - 95 Jahren). Das zahlenmäßige Verhältnis zwischen den männlichen und weiblichen Spendern lag homogen verteilt bei 4:4. Alle Spender\*innen gaben zu Lebzeiten ihr schriftliches Einverständnis für die Bereitstellung ihres Leichnams zu wissenschaftlichen und lehrenden Zwecken. Die Studie wurde durch die medizinische Ethikkommission der Universität zu Köln positiv bewertet.

### **2.2. Einschlusskriterien**

Voraussetzung für die biomechanische Testung war ein vollständig intaktes Ringbandsystem der untersuchten Finger.

Die Präparate wurden radiologisch auf Unversehrtheit geprüft. Hierzu erfolgte eine standardisierte Röntgenaufnahme in zwei Ebenen (a.p. bzw. d.v. und seitlich) von Ellenbogen- (hier zudem Radiusköpfchenzielaufnahme) sowie zugehörigem Handgelenk. Additiv erfolgten jeweils zwei Projektionen der einbezogenen Finger. Auf diese Weise konnte man sekundär posttraumatische oder genuine Abweichungen der anatomischen Norm ausschließen.

### **2.3. Ausschlusskriterien**

Ein Nachweis röntgenologisch nachweisbarer knöcherner Läsionen im Untersuchungsvolumen von Hand- und Ellenbogengelenk führte zum sofortigen Untersuchungsausschluss.

Erkrankungen des rheumatologischen Formenkreises waren ebenso ein Ausschlusskriterium. Darüber hinaus waren jegliche Erkrankungen des Bindegewebes Bestandteil der Ausschlusskriterien.

### **2.4. Erfasste Parameter**

Die sog. Deformation (mm), auch „Kriechen“ genannt, wurde sowohl im zyklischen Versuchsteil als auch beim Ausreißversuch mit maximaler Kraftanwendung bestimmt. Zusätzlich erfolgten sowohl die Auswertung der maximalen Zerreißkraft (N) als auch die Bestimmung der Steifigkeit (N/mm) im Ausreißversuch.

Diese drei aufgeführten Parameter sind Schlüsseleigenschaften von viskoelastischem Gewebe, zu denen auch die Ringbänder zählen. Viskoelastizität definiert eine Änderung der Biomechanik in einem zeitlichem Intervall unter Ausübung einer bestimmten Kraft oder Deformation. Bislang standen in Studien vornehmlich die maximalen Zerreißkräfte im Mittelpunkt. Eine möglichst geringe Deformation und eine hohe Steifigkeit sind jedoch ebenso Prädiktoren für eine hohe Resilienz der zu testenden Bandstruktur.

„Kriechen“ ist definiert als Zunahme der Deformation unter einer bestimmten Kraftanwendung. Die Deformation bzw. Spaltbildung hat die physikalische Einheit mm. Man spricht auch vom „Kriechverhalten“ der Bandtextur.

Im zyklischen Versuchsteil wurde die Differenz der Längenänderung zwischen dem Ende des ersten und des letzten (10.) Zyklus bestimmt. Dieser Abstand ist folglich die berechnete Deformation. Mit jedem Zyklus konnte ein zunehmender Traversenabstand zwischen Start- und Endpunkt eines einzelnen Ladezyklus im Sinne

einer steten „Rechtsbewegung“ des Graphen registriert werden. Dies spiegelt das „Kriechverhalten“ der untersuchten Ringbänder wider. Veranschaulicht in unserem oben beschriebenen Versuchsaufbau wird damit indirekt der entstandene Spalt zwischen der freipräparierten palmaren Kortikalis der Grundphalanx und der palmarseitigen Unterfläche des A2-Ringbandes ermittelt.

Im Ausreißversuch wiederum bildete man die Differenz zwischen der Ausgangslänge ( $L_0$ ) und der Zuglänge ( $L_1$ ), bei der es zur transmuralen Ruptur des A2-Ringbandes kam. Man erfasste also den zugehörigen Längenreferenzwert bei maximaler Kraftanwendung am Scheitelpunkt des Kraft-Längenänderung-Diagramms, wodurch sogleich die maximale Kraft (N) im Ausreißversuch definiert wurde, und subtrahierte von diesem die Grundlänge.

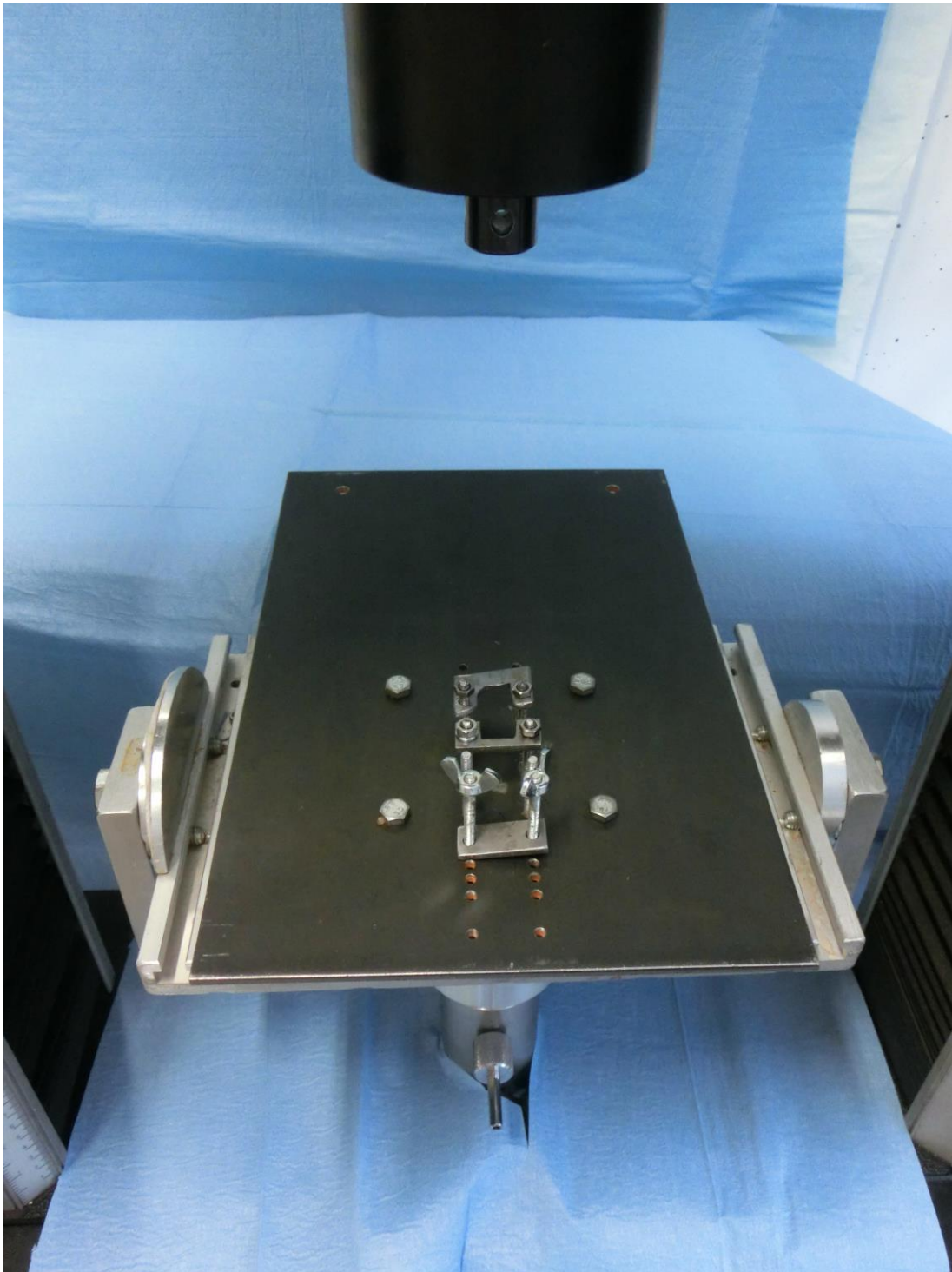
Die Steifigkeit ist definiert als Quotient aus Kraft geteilt durch die Längenänderung des analysierten Ringbands. Sie hat die physikalische Einheit N/mm. Sie ist per Definition der Quotient aus einer Progression der Kraft und Längenänderung.

Im zyklischen Versuchsteil wurde auf die Bestimmung der Steifigkeit aufgrund einer nicht gegebenen Vorspannung, die „verfälschte“ Werte liefern und damit unsere Ergebnisse konsekutiv manipulieren würde, verzichtet. Auf diese Weise konnte die Fehlerquote minimalisiert werden.

Im Ausreißversuch hingegen ermittelte man die Steifigkeit unter Zuhilfenahme des Kraft-Deformations-Diagramms. Im Bereich zwischen 20-40 % der maximalen Zugkraft liegt ein annehmbar linearer Anstieg vor. Die hier vorliegende Steigung des Graphen spiegelt die Steifigkeit des Bandes wider.

## 2.5. Detaillierter Versuchsablauf

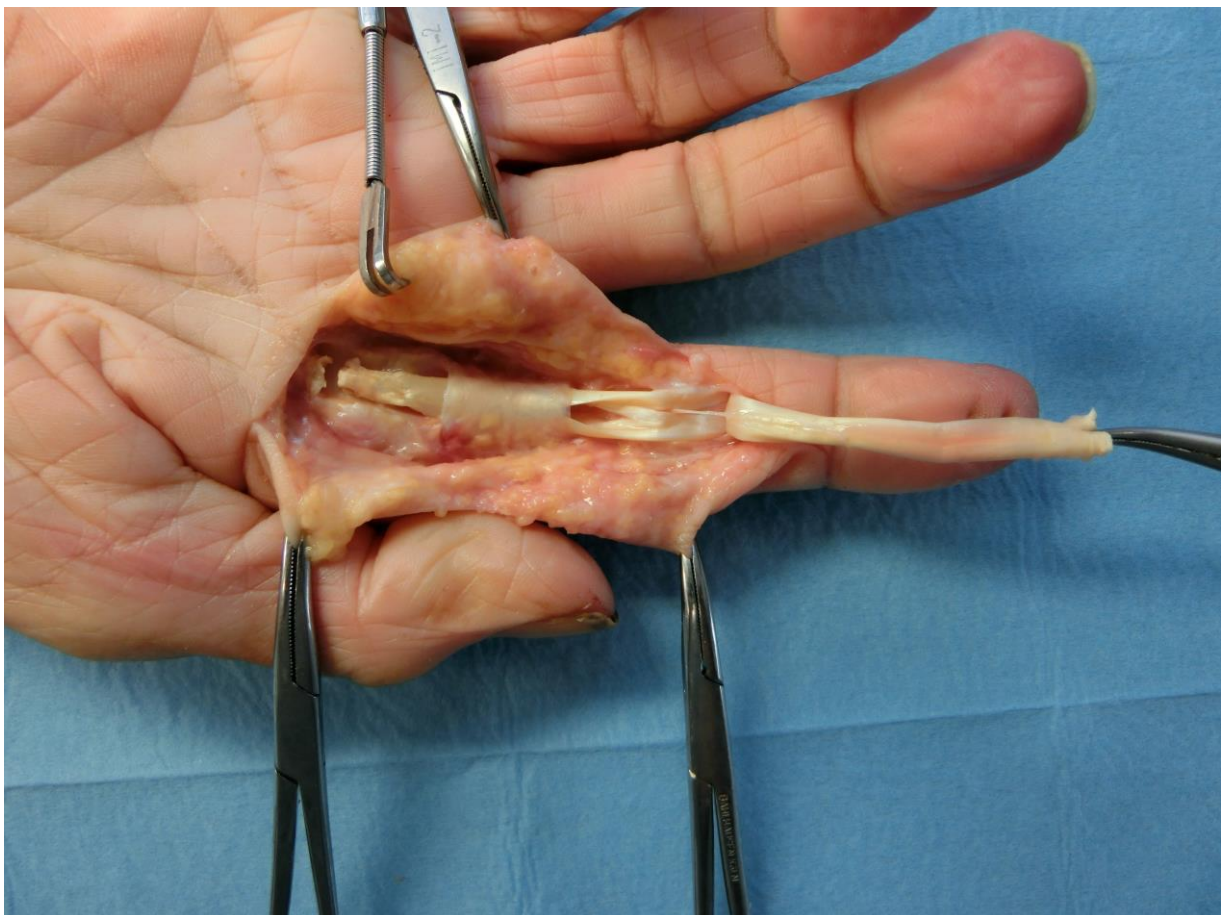
Die Testung erfolgt an Fingern von 14 humanen Frischpräparaten. Eine Pilotstudie wurde bereits im Juni 2014 durchgeführt.



**Abb. 9: Einspannvorrichtung**

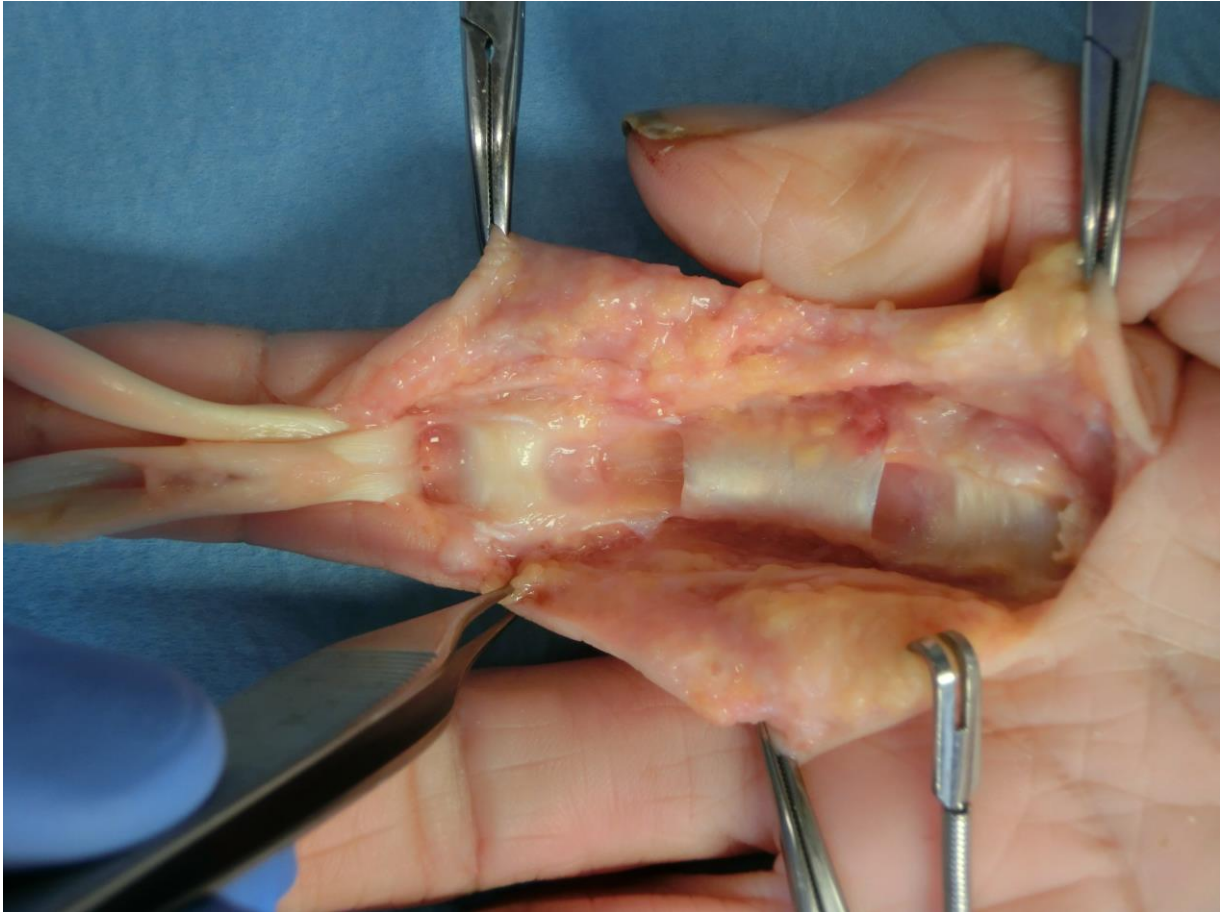
Anfangs setzte man die obere Extremität der Körperspender auf Höhe des mittleren Humerusschaftdrittels ab. Die zu untersuchenden Exemplare wurden bei einer Temperatur von - 20 °C gelagert. Bevor es zum eigentlichen Testverfahren kam, taute man die Exemplare bei Zimmertemperatur vollständig auf. Die Präparate wurden in regelmäßigen zeitlichen Abständen mit Kochsalzlösung befeuchtet.

Die Präparation des Zeige-, Mittel- und Ringfingers erfolgte mithilfe einer 2,5-fachen Vergrößerungslinse. Zunächst erfolgte eine palmare Inzision nach Bruner, die von der palmaren Fingerfurche des Metacarpophalangealgelenks 40 mm nach distal sowie 30 mm nach proximal ragt. Die A2- und A4-Ringbänder wurden sorgfältig vollständig freipräpariert. Die oberflächliche und tiefe Beugesehne wurde unmittelbar distal des jeweiligen A1-Bandes auf gleicher Höhe durchtrennt und anschließend durch den „Bandkanal“ nach distal mobilisiert.



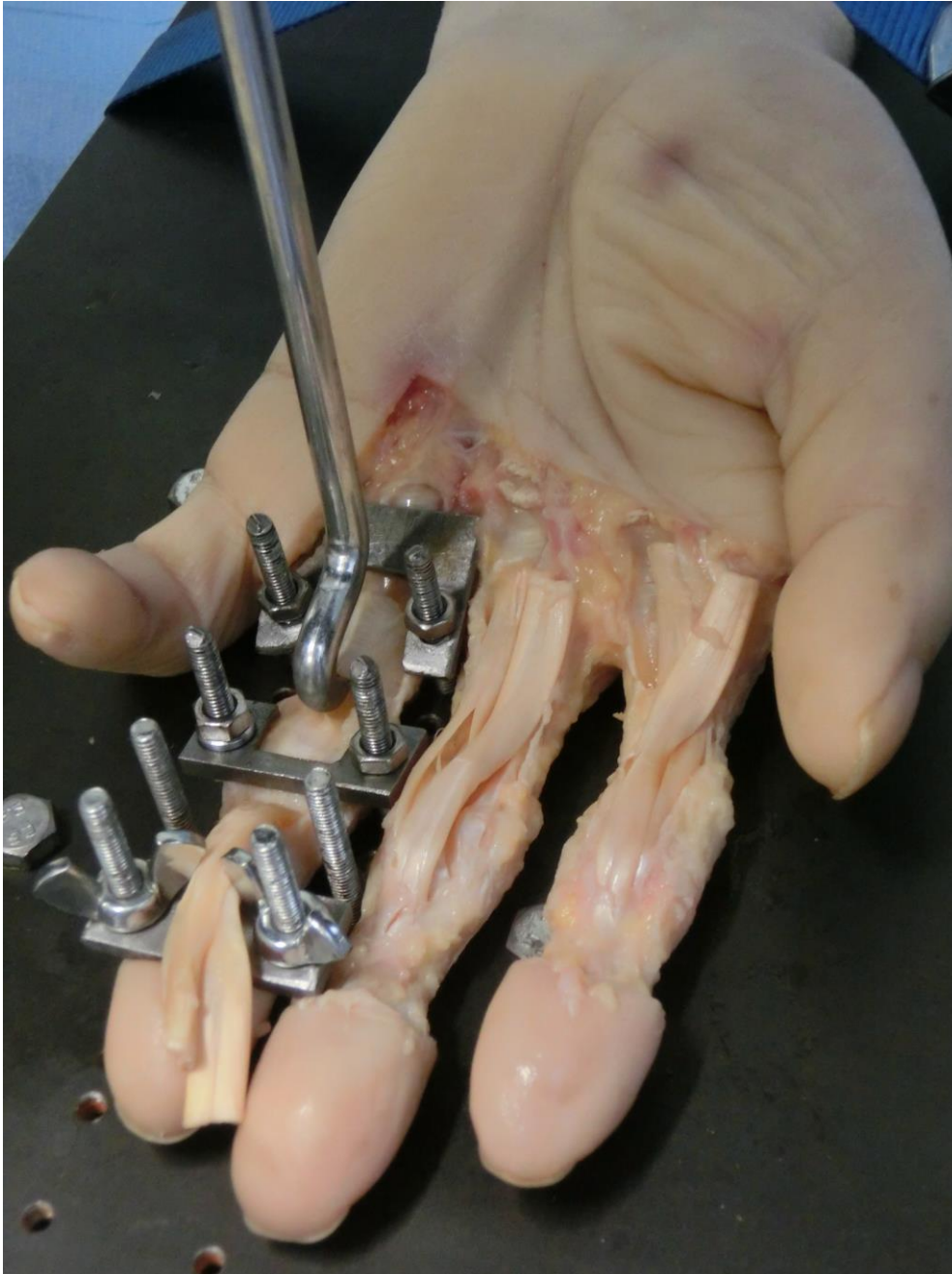
**Abb. 10: Präparation – Index (Mobilisation der tiefen Beugesehne)**





**Abb. 11: Z. n. Präparation – Index (distalseits mobilisierte oberflächliche und tiefe Beugesehne)**

Danach fixierte man das Handgelenk und die zu untersuchenden Finger in gestreckter Haltung in Supinationsstellung. Die Kapsel-Band-Strukturen vom MCP-, PIP- und DIP-Gelenk und auch das Strecksehnenfach blieben hierbei unversehrt. Die Finger wurden in einer speziell entwickelten Haltevorrichtung eingespannt und auf Höhe des Metacarpophalangeal- sowie proximalen und distalen Interphalangealgelenks mit Metallklammern fixiert. Letztlich wurde ein Haken unter die zu analysierende Struktur in die vorgesehene Position gebracht und mit der Zugmaschine gekoppelt.



**Abb. 12: Nach erfolgter Präparation – Index: Eingespannter Zughaken am A2-Ringband**

Die Testung erfolgte mit der Prüfmaschine Universal Testing Machine Instron 5565 (Instron© Deutschland GmbH, Pfungstadt, Deutschland). Für die Durchführung wurde folgende Software verwendet: Instron Blue Hill 2-Software© (version 2.11, Instron© 5565, Instron Deutschland GmbH, Pfungstadt, Deutschland). Ein glatt konturierter Haken (ohne prädestinierte Schnittstelle), welcher am Kraftaufnehmer der

Prüfmaschine fixiert war, prüfte zunächst an den Fingern II, III und IV die Dauerbelastung der Ringbänder anhand von zehn Zyklen. Diese applizierten jeweils eine Kraft von maximal 15 N auf das fixierte Ringband. Dieser Wert stand in Einklang mit vorausgegangenen biomechanischen Untersuchungen und wurde bereits in der Pilotstudie angewandt. Die „Vorspannung“ wurde mit einer Zugkraft von 0,5 N erzeugt. Die zyklische Belastungssteigerung betrug wiederum 5 mm / Minute. Anschließend wurde die Zugfestigkeit des physiologischen Ringbandes bis zum Zerreißen ermittelt.

Die Kräfte wurden mittels Kraftmesser an den Computer weitergeleitet. Auf diese Weise wurden Kraft-Längenänderungsdiagramme aufgezeichnet. Diese zeigten in der Belastungsphase einen in etwa linearen Anstieg, der kurz vor dem Scheitel abflachte. Kam es zur Ruptur, fiel die Kurve schlagartig ab. In wenigen Fällen kam es aufgrund der filiformen bzw. interstitiellen Rupturcharakteristik in mehreren Stufen auf mikroskopischer Ebene zu einem Anstieg des Graphen nach dem eigentlichen Scheitelpunkt. Zur Bestimmung der Maximalkraft wurde einheitlich der höchste gemessene Wert als  $F_{\max}$  herangezogen.

Durch diesen dargestellten Versuchsaufbau konnten Zugkräfte zielgerichtet und äußerst präzise appliziert werden. Hierdurch konnte das funktionell bedeutsamste der fünf Ringbänder an den Langfingern exakt unter Belastung gesetzt werden, wodurch Rückschlüsse auf die Strapazierfähigkeit des A2-Bandes getroffen werden konnten. Ringbänder der Kurzfinger, sprich des Daumens (lat.: Pollex bzw. Digitus I) und des kleinen Fingers (lat.: Digitus minimus bzw. Digitus V) waren aufgrund technischer Limitationen nicht Bestandteil des Versuchsablaufs.

## 2.6. Datenanalyse

Zuvor wurden die ermittelten Parameter, die der biomechanischen Analyse des A2-Ringbandes dienen, beschrieben. Diese charakterisieren die physiologische Widerstandsfähigkeit viskoelastischen Gewebes.

In der folgenden Dissertationsschrift wird zunächst der zyklische Versuchsabschnitt dargelegt. Diesbezüglich wird eingangs eine deskriptive Statistik der einzelnen herangezogenen Variablen mit Auflistung von Mittelwert, Standardabweichung, Median sowie Mini- und Maximum die Versuchsergebnisse veranschaulichen. Diese werden in Anlehnung an die Arbeit von Schöffl et al. [42] nach Zeige-, Mittel- und Ringfinger geordnet. Die Werte werden sich auch in den weiteren Auswertungen (zusätzliche Unterscheidung zwischen links und rechts) auf den nachfolgenden Seiten im Ergebnisteil wiederfinden.

Die unten dargestellte Tab. 3 zeigt, dass 13 Zugversuche am Zeige- und jeweils 14 am Mittel- und Ringfinger stattfanden. Für die Berechnung der Steifigkeit sowie der maximalen Zerreißkraft und zur Bestimmung der Deformation wurden alle 41 A2-Ringbänder in beiden Untersuchungsabläufen in die Auswertung miteinbezogen. Im Folgenden sollen die einzelnen Parameter genauestens betrachtet und etwaige signifikante Unterschiede zwischen den Fingern eruiert werden.

<i>Report</i>							
Finger		n	MW	SD	Median	Minimum	Maximum
Zyklisch: Deformation bzw. Spaltbildung (mm)	D2	13	0,099	0,290	0,022	0,00	1,06
	D3	14	0,035	0,0237	0,034	0,00	0,09
	D4	14	0,053	0,0917	0,034	0,00	0,36
	Total	41	0,061	0,170	0,031	0,00	1,06
Ausriss: Deformation (mm)	D2	13	1,747	0,672	1,850	0,31	3,09
	D3	14	2,443	1,089	2,210	1,16	5,00
	D4	14	2,247	0,974	2,137	0,92	4,04
	Total	41	2,155	0,957	1,962	0,31	5,00
Ausriss: Steifigkeit (N/mm)	D2	13	179,788	51,836	174,447	85,03	271,97
	D3	14	159,009	72,778	142,703	60,94	309,23
	D4	14	125,444	55,392	116,673	14,81	219,96
	Total	41	154,137	63,521	149,494	14,81	309,23
Ausriss: Maximalkraft (N)	D2	13	244,293	113,587	238,772	53,12	420,85
	D3	14	305,926	147,304	281,107	137,40	587,91
	D4	14	207,414	99,208	193,248	86,40	386,97
	Total	41	252,745	125,911	235,321	53,12	587,91

**Tab. 3: Gesamtübersicht**

Im Ergebnisteil werden in 3.4 (s. u.) die Resultate der Korrelationen dargestellt. Mit Hilfe dieser wird geprüft, ob Werte einer Variablen „A“ mit steigenden oder fallenden Werten einer Variable „B“ einhergehen. Gehen hohe Werte in „A“ mit hohen Werten in „B“ einher, spricht man von einem positiven Zusammenhang. Gehen hohe Werte in „A“ mit niedrigen Werten in „B“ einher, spricht man von einem negativen Zusammenhang.

Die Höhe des Korrelationskoeffizienten gibt zusätzlich Auskunft über die Stärke des Effekts. Liegt der absolute Betrag des Korrelationskoeffizienten zwischen 0.00 und 0.10 handelt es sich um einen sehr kleinen bis unbedeutenden Zusammenhang,

zwischen 0.10 und 0.30 um einen schwachen, zwischen 0.30 und 0.50 um einen moderaten und über 0.50 um einen großen bzw. bedeutsamen Zusammenhang.

Ob dieser Zusammenhang statistisch signifikant ist, hängt von dem p-Wert in der Zeile „Signifikanz (2-seitig) / Sig. (2-tailed)“ ab. Liegt dieser Wert unter dem gewählten Signifikanzniveau (konventionell 5% = 0.05), besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen den beiden untersuchten Variablen.

Allgemein berichtet man zur Pearson-Korrelation folgende Angaben:  $r =$  „Korrelation nach Pearson/ Pearson correlation“,  $p =$  „Signifikanz (2-seitig) / Sig. (2-tailed)“. In der Regel berichtet man „r“ mit zwei und „p“ mit drei Nachkommastellen.

## **2.7. Hypothesen**

### **2.7.1. Formulierung der Nullhypothese (H0)**

Zwischen den einzelnen Fingern (Digiti II, III und IV) besteht im Hinblick auf die biomechanischen Eigenschaften (maximale Zerreißkraft, Steifigkeit und Deformation) in der zyklischen Belastungssituation und im Ausreißversuch kein Unterschied.

### **2.7.2. Formulierung der Alternativhypothese (H1)**

Zwischen den Langfingern II, III und IV besteht hinsichtlich deren zu untersuchenden biomechanischen Eigenschaften (s. o.) ein Unterschied.

### **3. Ergebnisse**

#### **3.1. Deskriptive Statistik**

Nach Fingern getrennt wurden alle ermittelten Variablen zu Beginn deskriptiv ausgewertet. Insgesamt lagen uns acht Körperspender zur Testung vor, von denen bei zweien nur jeweils die linke bzw. rechte Hand in den Versuchsablauf eingingen.

Das Durchschnittsalter des Körperspenderkollektivs betrug zum Todeszeitpunkt 83 Jahre. Die Studienpopulation setzte sich aus vier weiblichen und vier männlichen Körperspendern zusammen.

Nachfolgend werden die deskriptiven Statistiken zu den gemessenen Parametern angegeben. Diese Werte werden sich auch in den weiteren Auswertungen zusätzlich aufgeteilt nach Seite, sprich linker und rechter Hand, wiederfinden.

Zunächst werden die Ergebnisse des zyklischen Versuchsabschnitts dargelegt. Im Anschluss folgen die Ergebnisse des Ausreißversuches. Diesbezüglich erfolgt die chronologische Auflistung aller ermittelten biomechanischen Parameter (s. o.).

Zunächst soll jeweils eine deskriptive Statistik der Zugtestung des nativen Ringbandes mit genauer Auflistung von Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum die Untersuchungsergebnisse der einzelnen Parameter veranschaulichen. Schließlich werden die Ergebnisse der einzelnen Parameter anhand von Grafiken und Übersichtstabellen veranschaulicht.

Die Korrelation der herangezogenen Parameter zwischen den Fingern erfolgt mit Hilfe linearer gemischter Modelle (sog. „linear mixed models“). Dieses Verfahren wurde gewählt, da die Werte pro Finger (und pro Hand) nicht von unterschiedlichen Personen stammen, sondern pro Person (und pro Hand) alle drei Finger untersucht wurden. Aus diesem Grund ergeben sich zwischen den Daten Abhängigkeiten, die bei der Auswertung berücksichtigt werden müssen. In gemischten Modellen können solche Abhängigkeiten berechnet und berücksichtigt werden. Außerdem werden bei diesem



Verfahren alle zur Verfügung stehenden Daten genutzt. Das heißt im Umkehrschluss, dass zur Durchführung der Analyse nicht bei jedem Körperspender obligat beide Hände oder alle Finger untersucht werden müssen.

### 3.2. Deformation bzw. Spaltbildung in zyklischer Belastungssimulation im Sinne einer Dauerbelastung

Report

---

	Finger	N	MW	SD	Median	Minimum	Maximum
Zyklisch:	Deformation D2	13	0,0990	0,28982	0,0221	0,00	1,06
bzw. Spaltbildung (mm)	D3	14	0,0353	0,02368	0,0335	0,00	0,09
	D4	14	0,0525	0,09166	0,0341	0,00	0,36
	Total	41	0,0614	0,16981	0,0312	0,00	1,06

---

**Tab. 4: Zyklisch – Deformation**

Wie der obigen Tab. 4 zu entnehmen ist, werden im Folgenden alle 41 Finger, die sich aus 13 Zeige- sowie jeweils 14 Mittel- und Ringfingern zusammensetzen, betrachtet, zu denen Daten für die „zyklischen“ Messungen vorhanden sind.

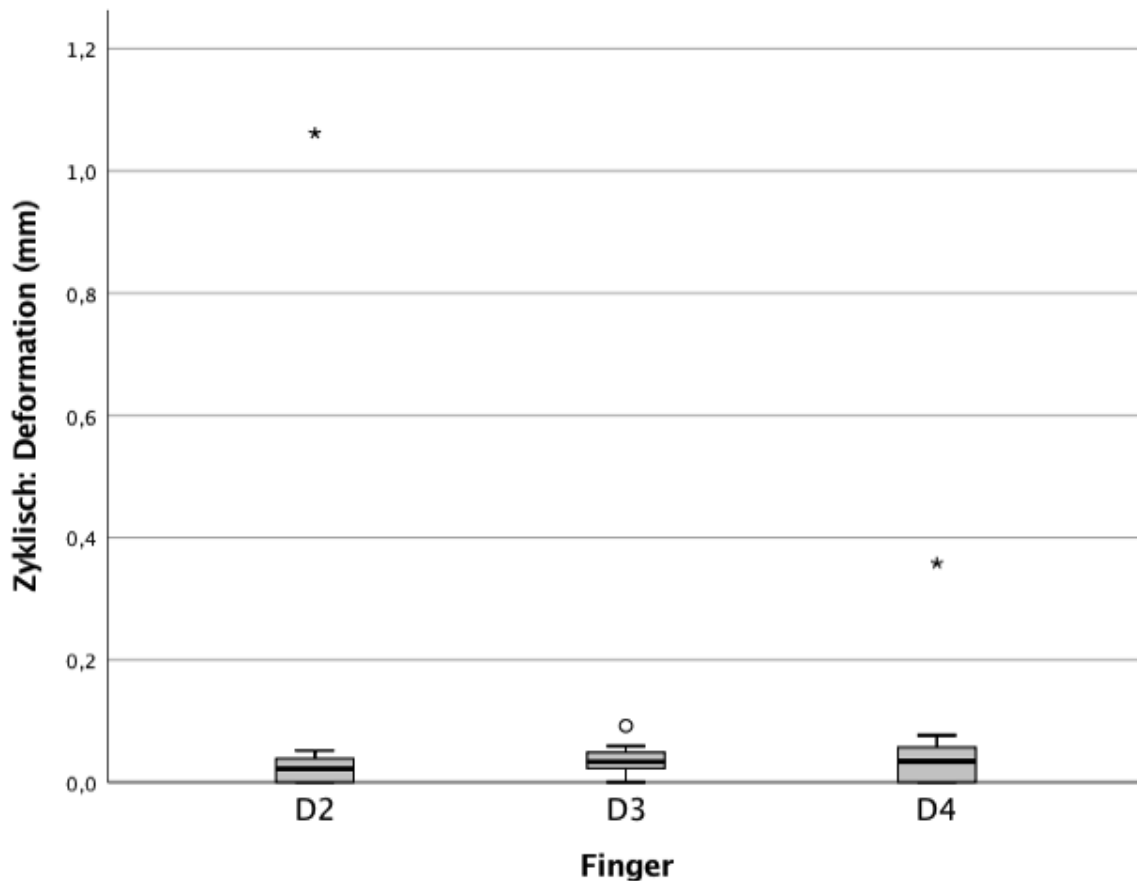
Deskriptive Statistik				
Zyklisch: Deformation bzw. Spaltbildung (mm)				
Finger		n	MW	SD
D2	li.	7	0,1686	0,39416
	re.	6	0,0178	0,02168
	Total	13	0,0990	0,28982
D3	li.	7	0,0332	0,03168
	re.	7	0,0374	0,01417
	Total	14	0,0353	0,02368
D4	li.	7	0,0697	0,12935
	re.	7	0,0353	0,02800
	Total	14	0,0525	0,09166
Total	li.	21	0,0905	0,23529
	re.	20	0,0308	0,02261
	Total	41	0,0614	0,16981
Totals that are aggregated over either a single category of a variable or a split file variable are omitted.				

**Tab. 5: Deskriptive Statistik: Zyklisch – Deformation**

Die durchschnittliche Deformation beträgt unter einer maximalen Kraftanwendung von bis zu 15 N bei zehn repetitiven Zügen ca. 0,061 mm ( $\pm$  0,17 mm), während das Maximum mit ca. 1,06 mm bei einem Zeigefinger der linken Hand diagnostiziert werden konnte.

In Einzelfällen kam es zu absoluten negativen Ergebnissen (Werte marginal  $< 0$ ) bei der Ermittlung der Deformation. Dies ist zu erklären durch eine gewisse Messungengenauigkeit. Die Werte lagen jedoch im Mikrometerbereich und sind folglich so gering, dass diese außer Acht gelassen werden können. Für unsere Berechnungen postulierten wir dementsprechend keine stattgehabte Spaltbildung im Sinne von 0 mm. In jedem Fall lag die Deformation in allen untersuchten Fällen im Rahmen der

zyklischen Belastungssituation deutlich unter der Grenze von 2 mm, die in der Literatur mit einer etwaigen Ruptur der A2-Ringbandstruktur assoziiert ist. Zur Veranschaulichung der Ergebnisse dient die nachfolgende Grafik.



**Abb. 13: Zyklisch – Deformation – Box-Plot**

Das Hauptergebnis der Auswertung sind die in der Tab. 6 (s. u.) „Paneldatenmodell mit festen Effekten“ aufgeführten Effekte. Dabei handelt es sich pro Faktor um den Vergleich aller Gruppen miteinander. Liegt der zu dem jeweiligen Faktor gehörende p-Wert unter dem gewählten Signifikanzniveau (konventionell 5% = 0.05), so liegt zwischen mindestens zwei Gruppen, die dieser Faktor darstellt, ein signifikanter Unterschied vor.

Typ III Test des Paneldatenmodells mit festen Effekten<sup>a</sup>

Source	Numerator df	Denominator df	F	Sig.
Finger	2	10,665	1,734	0,223

a. Abhängige Variable: Zyklisch: Deformation (mm).

**Tab. 6: Typ III Test: Zyklisch – Deformation**

Im aktuellen Fall zeigt sich somit ein nicht signifikanter Unterschied hinsichtlich der Deformation zwischen den verschiedenen Fingern;  $F(2, 10.67) = 1.73$ ,  $p = 0.223$ . Allgemein berichtet man zu dem Hauptergebnis dieser Analyse die folgenden Werte:  $F$  („df Numerator“, „df Denominator“) = „F“,  $p =$  „Sig.“. Die Werte für „df“ und „F“ werden zwar nicht weiter inhaltlich interpretiert. Diese sind allerdings essenziell, um den angegebenen p-Wert ermitteln zu können.

Schätzungen <sup>a</sup>					
Finger	MW	SD	df	95% Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
D2	0,018	0,009	5,035	-0,004	0,041
D3	0,037	0,005	8,891	0,026	0,048
D4	0,037	0,010	6,657	0,012	0,062

a. Abhängige Variable: Zyklisch: Deformation bzw. Spaltbildung (mm).

**Tab. 7: Schätzungen: Zyklisch – Deformation**

Wie und welche Gruppen sich unterschieden, kann man anhand der obigen Ergebnisse noch nicht valide beurteilen. Diese Information erhält man in der nachfolgenden Tab. 8.

Liegt für einen Faktor ein signifikantes Ergebnis / ein signifikanter Effekt vor, werden die nachfolgenden paarweisen Vergleiche relevant (auch „Post-hoc-Vergleiche/ -Tests“ genannt). Bei diesen Tests handelt es sich in der Regel um korrigierte t-Tests. Korrigiert wird in diesen Fällen die alpha-Fehlerkumulierung, die sich aufgrund der

Durchführung multipler Tests zu ein und dergleichen Fragestellung ergeben würde. Die bekannteste und konservativste Korrektur ist die „Bonferroni – Korrektur“, diese wurde in allen nachfolgenden Tests angewandt [43].

Paarweise Vergleiche <sup>a</sup>							
Finger		Mittelwert Differenz	SD	df	Sig. <sup>b</sup>	95% Konfidenzintervall der Differenz <sup>b</sup>	
						Untergrenze	Obergrenze
D2	D3	-0,018	0,010	8,034	0,319	-0,049	0,012
	D4	-0,019	0,014	11,690	0,591	-0,056	0,019
D3	D4	0,000	0,011	9,509	1,000	-0,033	0,033
a. Abhängige Variable: Zyklisch: Deformation bzw. Spaltbildung (mm).							
b. Korrektur für multiple Vergleiche: Bonferroni.							

**Tab. 8: Paarweise Vergleiche: Zyklisch – Deformation**

Der zielführende und entscheidende Wert jedes einzelnen Paarvergleichs ist der p-Wert in der Spalte "Sig.". Liegt der jeweilige p-Wert unter dem gewählten Signifikanzniveau (konventionell 5% = 0.05), so liegt zwischen den beiden verglichenen Gruppen ein signifikanter Unterschied zwischen den darüber angegebenen Mittelwerten der beiden Gruppen vor. Zu diesen Vergleichen werden als Testergebnis in der Regel nur die angegebenen p-Werte berichtet.

Wie oben beschrieben, werden in gemischten Modellen auch die Abhängigkeiten zwischen den gemessenen Werten berücksichtigt. Unter Berücksichtigung dieser Abhängigkeiten werden die Mittelwerte nun neu "geschätzt" und es sind genau diese Werte, die in den paarweisen Vergleichen miteinander verglichen werden, und nicht die weiter oben in der Tabelle "Deskriptive Statistik" Tab. 5 angegebenen Mittelwerte.

### 3.3. Ausreißversuch

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Ausreißversuche dargelegt. Diesbezüglich erfolgt die chronologische Auflistung aller ermittelten biomechanischen Parameter (s. 2.7.1 Nullhypothese). Zunächst soll erneut eine tabellarische Zusammenfassung (Tab. 9) die Statistik der Zugtestung des nativen Ringbandes mit exakter Auflistung von Mittelwert, Standardabweichung, Median sowie Mini- und Maximum die Studienergebnisse der einzelnen Parameter veranschaulichen.

<i>Report Ausriss</i>							
Finger		N	MW	SD	Median	Minimum	Maximum
Deformation bzw. Spaltbildung (mm)	D2	13	1,75	0,67	1,85	0,31	3,09
	D3	14	2,44	1,09	2,21	1,16	5,00
	D4	14	2,25	0,97	2,14	0,92	4,04
	Total	41	2,16	0,96	1,96	0,31	5,00
Maximalkraft (N)	D2	13	244,29	113,59	238,77	53,12	420,85
	D3	14	305,93	147,30	281,11	137,40	587,91
	D4	14	207,41	99,21	193,25	86,40	386,97
	Total	41	252,75	125,91	235,32	53,12	587,91
Steifigkeit (N/mm)	D2	13	179,79	51,84	174,45	85,03	271,97
	D3	14	159,00	72,78	142,70	60,94	309,23
	D4	14	125,44	55,39	116,67	14,81	219,96
	Total	41	154,14	63,52	149,49	14,81	309,23

**Tab. 9: Ausriss – Gesamtübersicht**

### 3.3.1. Deformation

Um einen direkten Vergleich zu erzielen und einen Zusammenhang zwischen dem ersten (zyklischen) und zweiten (Ausrissversuch) Versuchsabschnitt unserer Studie herzustellen, folgt zunächst die Ergebnisdarstellung der Deformation unter Anwendung einer variablen Kraft bis zum Rupturzeitpunkt.

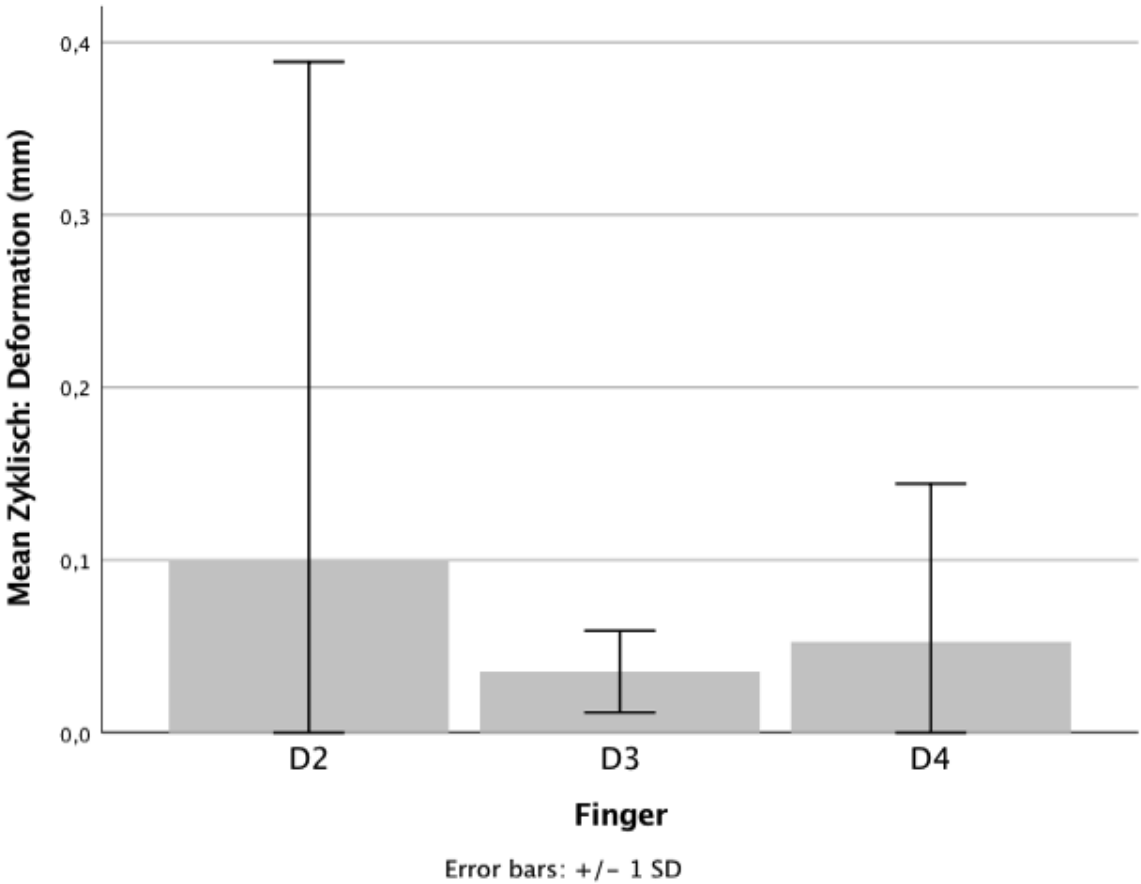
Es stellt sich also die Frage, wie groß die Dehiszenzbildung bis zum Versagen der Bandstruktur ist und ob sich hier ggf. wiederum signifikante Unterschiede zwischen den drei untersuchten Langfingern aufzeigen lassen.

Auf den ersten Blick fällt auf, dass die Deformation im Vergleich zum zyklischen Versuchsabschnitt um ca. eine bis zwei Zehnerpotenzen höher ausfällt, was zwangsläufig der deutlich höheren angewandten Kräfte geschuldet ist.

<i>Deskriptive Statistik</i>				
Ausriss: Deformation bzw. Spaltbildung (mm)				
Finger		n	MW	SD
D2	li.	7	1,8517	0,86818
	re.	6	1,6253	0,38340
	Total	13	1,7472	0,67224
D3	li.	7	2,5288	1,34773
	re.	7	2,3579	0,85740
	Total	14	2,4433	1,08880
D4	li.	7	2,5308	0,90573
	re.	7	1,9623	1,02211
	Total	14	2,2465	0,97355
Total	li.	21	2,3037	1,06039
	re.	20	1,9996	0,83233
	Total	41	2,1554	0,95654
Totals that are aggregated over either a single category of a variable or a split file variable are omitted.				

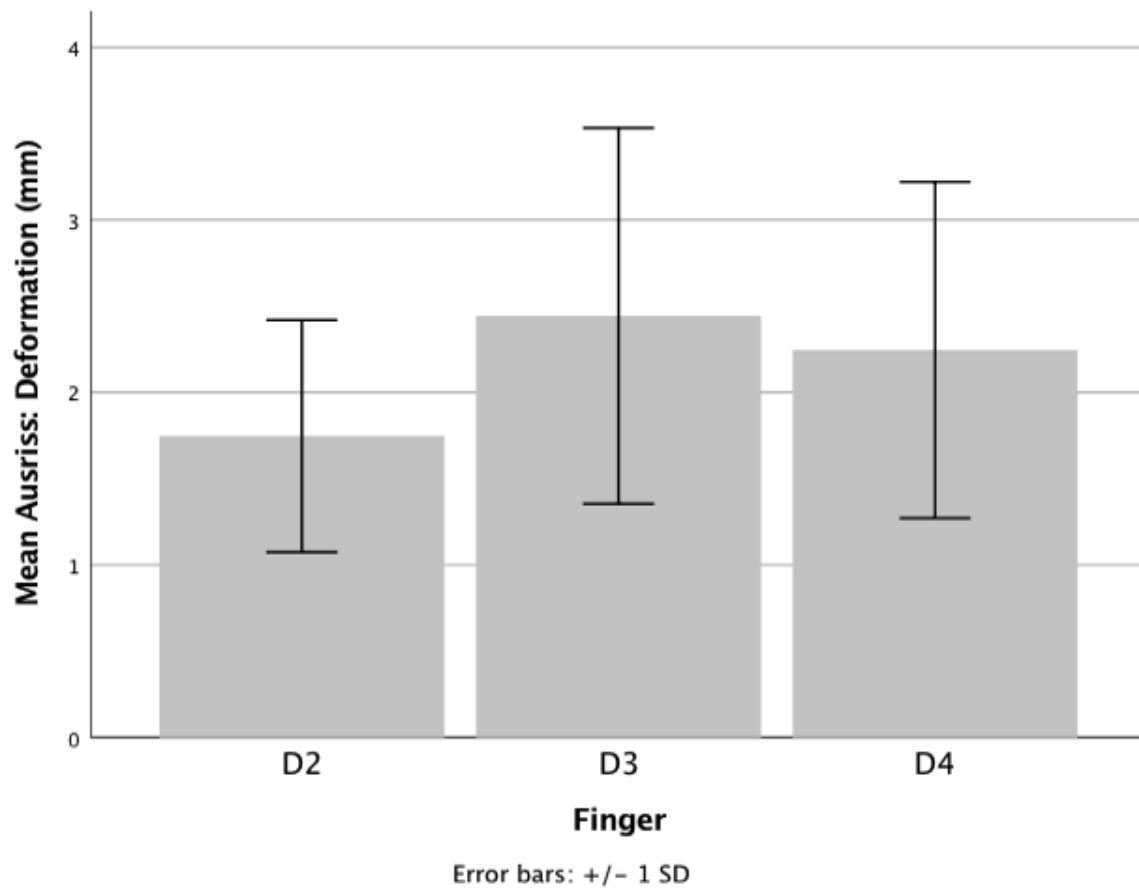
**Tab. 10: Deskriptive Statistik: Ausriss – Deformation**

Im Mittel betrug die Dehiszenz unter allen 41 Bandstrukturen zum Zeitpunkt der Ruptur 2,16 mm ( $\pm 0,96$  mm). Dies deckt sich mit den in der Literatur angegebenen „kritischen“ 2,00 mm. Interessanterweise deformierten die Ringbänder linker Hände bis zum Versagen des Bandes im Schnitt um 0,30 mm stärker als ihre Pendants der Gegenseite.





**Abb. 14: Zyklisch – Deformation – Mittelwerte**



**Abb. 15: Ausriss – Deformation – Mittelwerte**

*Typ III Test des Paneldatenmodells mit festen Effekten<sup>a</sup>*

Source	Numerator df	Denominator df	F	Sig.
Finger	2	22,494	4,306	0,026

a. Abhängige Variable: Ausriss: Deformation (mm).

**Tab. 11: Typ III Test: Ausriss – Deformation**

Die Abb. 15 „Box-Plot Ausreißversuch – Deformation“ veranschaulicht, getrennt nach den Fingern (Digiti I – III), die im Ausreißversuch stattgehabte Deformation bzw. Spaltbildung.

Es imponiert, dass der Zeigefinger eine durchschnittliche Spaltbildung von „nur“ 1,75 mm ( $\pm 0,67$  mm) aufweist. Dem gegenüberstehend finden sich beim Mittel- und Ringfinger Mittelwerte von  $> 2,24$  mm beim Ausreißversuch.

Der „Typ III Test des Paneldatenmodells“ (Tab. 11) deutet auf einen signifikanten Effekt hin, da „Sig.“ =  $p = 0.026$  in diesem Fall unter der konventionellen Grenze des Signifikanzniveaus alpha von 5 % liegt.

Nach Anwendung der „Bonferroni-Korrektur“ fällt in den paarweisen Vergleichen in Tab. 12 jedoch auf, dass die p-Werte hier allesamt  $> 5$  % sind.

<i>Paarweise Vergleiche<sup>a</sup></i>							
Finger		Mittelwert Differenz	SD	df	Sig. <sup>b</sup>	95% Konfidenzintervall der Differenz <sup>b</sup>	
						Untergrenze	Obergrenze
D2	D3	-0,740	0,299	16,194	0,075	-1,539	0,059
	D4	-0,612	0,293	18,615	0,153	-1,384	0,159
D3	D4	0,128	0,370	23,575	1,000	-0,826	1,082
a. Abhängige Variable: Ausriss: Deformation (mm).							
b. Korrektur für multiple Vergleiche: Bonferroni.							

**Tab. 12: Paarweise Vergleiche: Ausriss – Deformation**

Für die Deformation beim Ausreißversuch zeigte sich insgesamt zwar ein signifikanter Effekt zwischen den Fingern ( $F(2, 22.49) = 4.31, p = 0.026$ ), doch konnte aufgrund der Bonferroni-Korrektur dieser Unterschied in den paarweisen Vergleichen nicht signifikant nachgewiesen werden. Hier zeigt sich jedoch ein nicht signifikanter Unterschied zwischen Zeige- und Mittelfinger;  $p = 0.075$ . Dieses Ergebnis deutet daraufhin, dass das Gesamtergebnis sehr wahrscheinlich auf diesen Unterschied

zurückzuführen ist. Allerdings kann man lediglich aussagen, dass die Differenz deskriptiv zwischen Digitus II und III am größten ist.

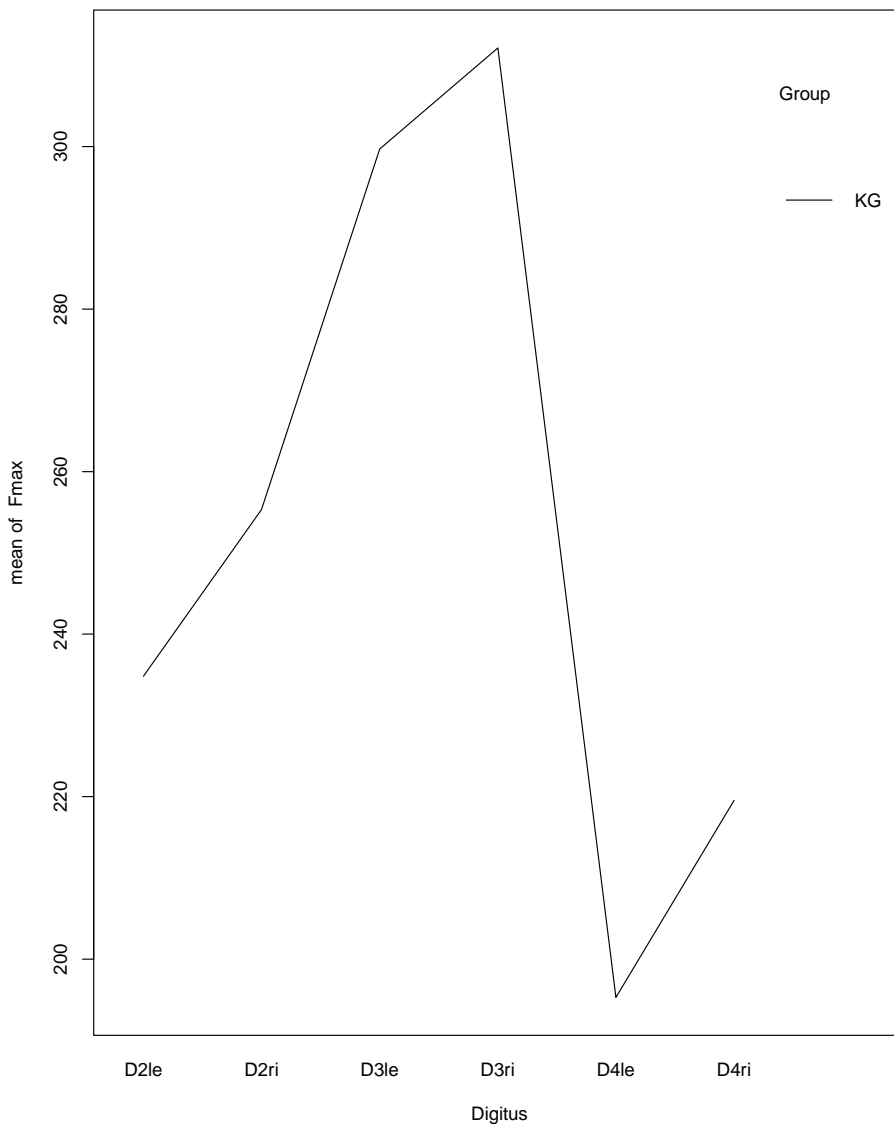
### 3.3.2. Maximalkraft

Im Anschluss werden die Ergebnisse der „Maximalkraft“ dargestellt, bei der es zur Ruptur der Ringbänder kommt. Zunächst verschafft Tab. 13 erneut einen Überblick über die Verteilung der Finger sowie über die deskriptive Statistik der Mittelwerte inkl. Standardabweichung.

<i>Deskriptive Statistik</i>				
Ausriss: Maximalkraft (N)				
Finger		n	MW	SD
D2	li.	7	234,8309	113,90562
	re.	6	255,3311	122,98002
	Total	13	244,2925	113,58738
D3	li.	7	299,7087	149,06563
	re.	7	312,1423	157,17148
	Total	14	305,9255	147,30442
D4	li.	7	195,2931	92,46315
	re.	7	219,5353	111,50118
	Total	14	207,4142	99,20785
Total	li.	21	243,2776	122,75489
	re.	20	262,6865	131,57201
	Total	41	252,7453	125,91136
Totals that are aggregated over either a single category of a variable or a split file variable are omitted.				

**Tab. 13: Deskriptive Statistik: Ausriss - Maximalkraft**

Der Mittelwert der Maximalkraft aller 41 ausgewerteten Finger beträgt 252,75 N ( $\pm$  125,91 N). Das A2-Ringband eines linken Zeigefingers eines Körperspenders versagte bereits bei nur 53,12 N (Minimum) Zugkraft, während das Band eines rechten Mittelfingers mit 587,91 N (Maximum) in etwa dem 11-fachen der Kraft standhielt. Interessanterweise hielten Ringbänder von Fingern der rechten Hand im Schnitt 19,06 N größeren Zugkräften stand, als das Pendant der linken Hand. Zur Veranschaulichung des Ergebnisses dient die nachfolgende Grafik.



**Abb. 16: Maximale Zugkraft der einzelnen Finger im Vergleich**

Des Weiteren stechen die hohen Maximalkräfte der Bandstrukturen vom Mittelfinger hervor. Die 14 untersuchten Ringbänder unserer Körperspender hielten in diesem Fall Kräften von 305,93 N ( $\pm 147,30$  N) stand. Bänder von Zeige- (max. 244,29  $\pm 113,59$  N) und Ringfinger (max. 207,41  $\pm 99,21$  N) erzielten deutlich niedrigere Höchstwerte. Liegt in diesem Fall ein signifikanter Unterschied vor? Die folgende Tab. 14 gibt Aufschluss:

*Typ III Test des Paneldatenmodells mit festen Effekten<sup>a</sup>*

Source	Numerator df	Denominator df	F	Sig.
Finger	2	28,191	2,281	0,121

a. Abhängige Variable: Ausriss: Deformation (mm).

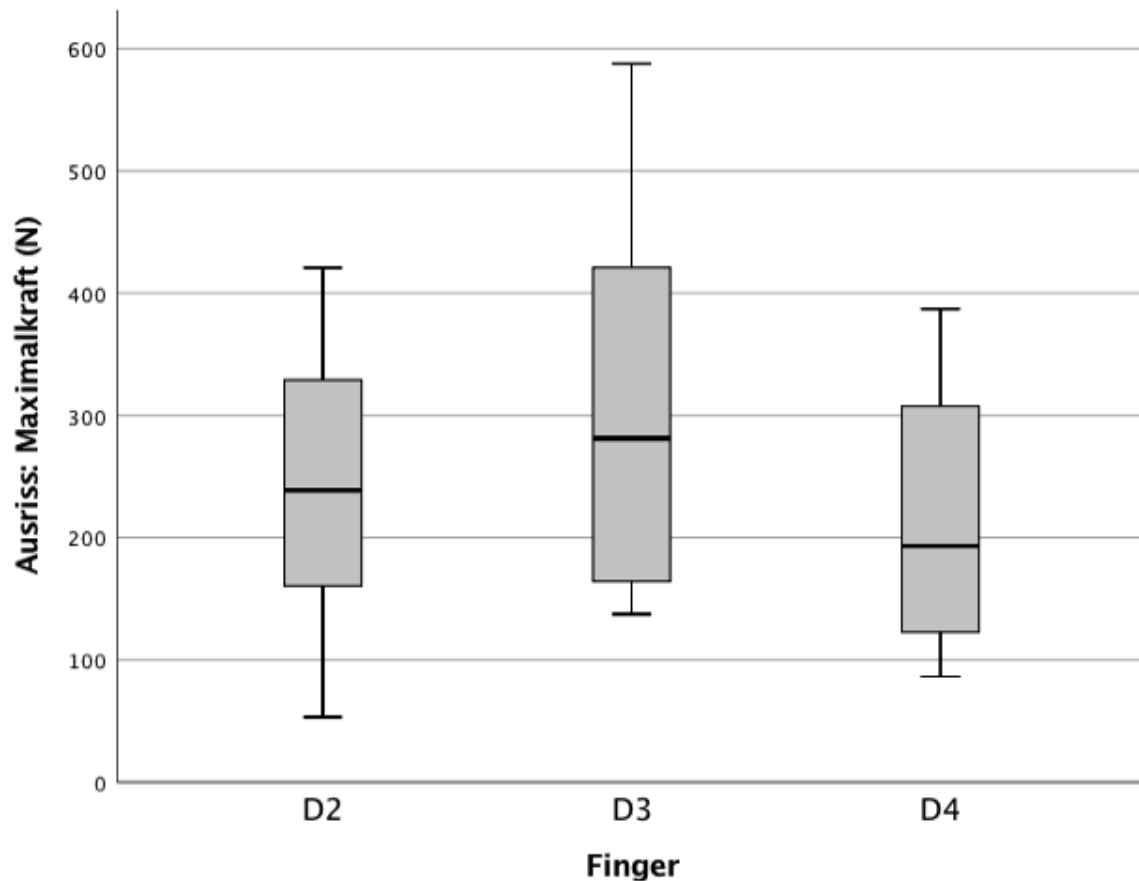
**Tab. 14: Typ III Test: Ausriss – Deformation**

Wie in Tab. 14 dargestellt, beträgt „Sig.“ (F2, 28,19) = 2,28,  $p = 0.121$ . Der p-Wert liegt somit über dem gewählten Signifikanzniveau alpha von 5 %. Es gibt also auch in Bezug auf die Maximalkraft keine signifikanten Unterschiede zwischen den Fingern. Dennoch gibt es auch hier die Tendenz, dass die Bandstrukturen der Mittelfinger insbesondere gegenüber den Ringfingern auffällig „spät“ reißen. Im paarweisen Vergleich liegt der ermittelte p-Wert bei 0.134 und damit nur leicht über dem Signifikanzniveau alpha.

<i>Paarweise Vergleiche<sup>a</sup></i>							
Finger		Mittelwert Differenz	SD	df	Sig. <sup>b</sup>	95% Konfidenzintervall der Differenz <sup>b</sup>	
						Untergrenze	Obergrenze
D2	D3	-61,930	50,345	24,144	0,692	-191,441	67,582
	D4	38,392	40,854	23,491	1,000	-66,921	143,706
D3	D4	100,322	47,182	22,413	0,134	-21,753	222,397
a. Abhängige Variable: Ausriss: Deformation (mm).							
b. Korrektur für multiple Vergleiche: Bonferroni.							

**Tab. 15: Paarweise Vergleiche: Ausriss – Deformation**

Die Boxplot-Grafik (auch Kastendiagramm) in Abb. 17 dient zur Veranschaulichung der Streumaße und Lagemaße der Verteilung. So zeigt diese, neben dem Median (Querbalken), sowohl den Abstand zwischen 1. und 3. Quartil (Box bzw. Kasten) als auch Mini- und Maximum (Antennen).



**Abb. 17: Ausriss – Maximalkraft – Box-Plot**

### 3.3.3. Steifigkeit

Der letzte entscheidende Schlüsselparameter der biomechanischen Zugtestung ist die Steifigkeit (N/mm). Diese liegt beim Zeigefinger mit 179,79 N/mm ( $\pm 51,84$  N/mm) über den Mittelwerten von Mittel- 159,01 N/mm ( $\pm 72,78$  N/mm) und Ringfinger 125,44 N/mm ( $\pm 55,39$  N/mm).

Die Testung erfolgte wie bei den zuvor aufgeführten Parametern bei allen 41 eingeschlossenen Fingern. Zur Erinnerung (s. Material- und Methodenteil, 2.4) ist die Steigung des Kraft-Deformations-Diagramms im Bereich zwischen 20 - 40 % der

maximalen Zugkraft gleichzusetzen mit der Steifigkeit. In diesem Bereich liegt ein annehmbar linearer Anstieg vor.

Die Steifigkeit wurde explizit nur im zweiten Versuchsabschnitt unter Anwendung der maximalen Kraft bestimmt. Im zyklischen Teil käme es hier aufgrund einer fehlenden Vorspannung zu nicht repräsentativen Ergebnissen. Ein letztes Mal soll durch paarweise Vergleiche zwischen den Fingern analysiert werden, ob in diesem Fall eventuell signifikante Effekte zum Tragen kommen.

<i>Descriptive Statistics</i>				
Ausriss: Steifigkeit (N/mm)				
Körperspender:		Total		
Finger		Count	Mean	Standard Deviation
D2	li	7	171,4023	34,41232
	re	6	189,5714	69,38504
	Total	13	179,7880	51,83563
D3	li	7	144,4158	86,62887
	re	7	173,6029	58,94417
	Total	14	159,0093	72,77757
D4	li	7	100,2432	52,03665
	re	7	150,6454	49,58144
	Total	14	125,4443	55,39238
Total	li	21	138,6871	65,74448
	re	20	170,3583	58,34406
	Total	41	154,1365	63,52137
Totals that are aggregated over either a single category of a variable or a split file variable are omitted.				

**Tab. 16: Ausreißversuch: Steifigkeit – Linear gemischtes Modell\***

\* Summen, die entweder über eine einzelne Kategorie einer Variablen oder eine aufgeteilte Dateivariablen aggregiert sind, werden weggelassen.

Das Hauptergebnis der Auswertung sind die in der nachfolgend aufgeführten Tab. 17 aufgeführten Effekte. Dabei handelt es sich pro Faktor um den Vergleich aller Gruppen miteinander. Liegt der zu dem jeweiligen Faktor gehörende p-Wert unter dem gewählten Signifikanzniveau alpha (konventionell 5% = 0.05), so liegt zwischen mindestens zwei Gruppen, die dieser Faktor darstellt, ein signifikanter Unterschied vor.

Wie und welche Gruppen sich unterscheiden, kann man anhand dieses Ergebnisses noch nicht ablesen. Diese Information erhält man in der Tab. 19 "Paarweise Vergleiche-Steifigkeit".

<i>Type III Tests of Fixed Effects<sup>a</sup></i>				
Source	Numerator df	Denominator df	F	Sig.
Finger	2	24,683	3,307	0,053

a. Dependent Variable: Ausriss: Steifigkeit (N/mm).

**Tab. 17: Paneldatenmodell Typ III**

Im aktuellen Fall zeigt sich somit ein nicht signifikanter Unterschied hinsichtlich der mittleren Steifigkeit zwischen den verschiedenen Fingern;  $F(2, 24.68) = 3.31$ ,  $p = 0.053$ . Allgemein berichtet man zu dem Hauptergebnis dieser Analyse die folgenden Werte:  $F$  ("df Numerator", "df Denominator") = "F",  $p$  = "Sig.". Die Werte für „df“ und „F“ werden auch hier nicht weiter inhaltlich interpretiert, doch bleiben diese essenziell, um den angegebenen p-Wert ermitteln zu können.



Estimates <sup>a</sup>					
Finger	Mean	Std. Error	df	95% Confidence Interval	
				Lower Bound	Upper Bound
D2	174,776	11,624	8,870	148,422	201,131
D3	164,208	18,136	11,318	124,428	203,989
D4	126,942	14,782	12,916	94,986	158,897

a. Dependent Variable: Ausriss: Steifigkeit (N/mm).

**Tab. 18: Schätzungen – Kovarianzanalyse**

Das Hauptergebnis jedes einzelnen Paarvergleichs ist der p-Wert in der Spalte "Sig.". Liegt der jeweilige p-Wert unter dem gewählten Signifikanzniveau (konventionell 5% = 0.05), so liegt zwischen den beiden verglichenen Gruppen ein signifikanter Unterschied zwischen den darüber angegebenen Mittelwerten der beiden Gruppen vor. Zu diesen Vergleichen werden als Testergebnis in der Regel nur die angegebenen p-Werte berichtet.

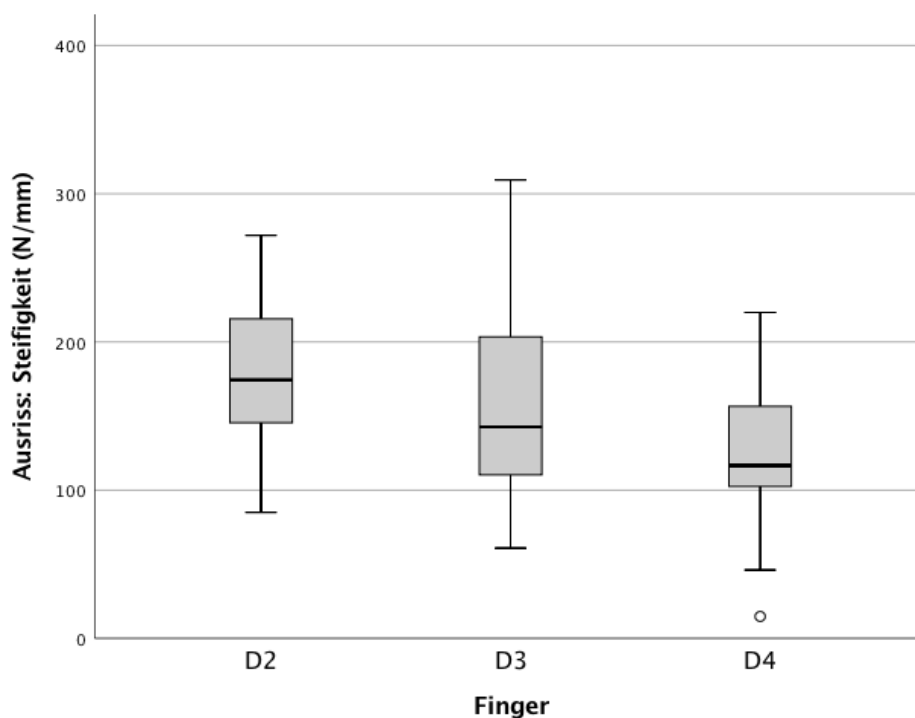
Wie oben beschrieben, werden in gemischten Modellen auch die Abhängigkeiten zwischen den gemessenen Werten berücksichtigt. Unter Berücksichtigung dieser werden die Mittelwerte nun neu "geschätzt" und es sind genau diese Werte, die in den paarweisen Vergleichen miteinander verglichen werden und nicht die weiter oben in Tab. 16 angegebenen Mittelwerte.

Pairwise Comparisons <sup>a</sup>							
(I) Finger		Mean Difference (I-J)	Std. Error	df	Sig. <sup>b</sup>	95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup>	
						Lower Bound	Upper Bound
D2	D3	10,568	21,541	18,536	1,000	-46,117	67,253
	D4	47,835	18,805	21,730	0,056	-0,943	96,612
D3	D4	37,267	23,397	22,608	0,375	-23,227	97,760

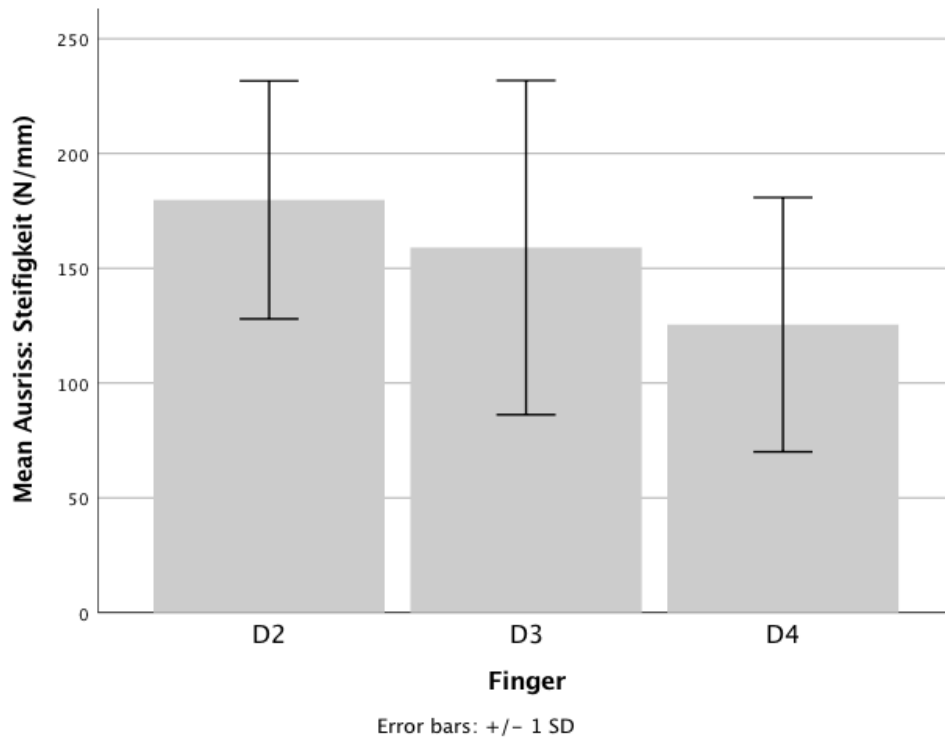
Based on estimated marginal means  
a. Dependent Variable: Ausriss: Steifigkeit (N/mm).  
b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

**Tab. 19: Paarweise Vergleiche – Steifigkeit**

Wie in Tab. 19 „Paarweise Vergleiche-Steifigkeit“ ersichtlich, liegt in keinem der Vergleiche ein signifikanter Unterschied vor. Betrachtet man jedoch den Vergleich zwischen Zeige- und Ringfinger ("Sig." =  $p = 0.056$ ) fällt auf, dass hier ein „nahezu“ signifikanter Effekt besteht. Es besteht also zumindest eine Tendenz, die besagt, dass Digitus II gegenüber IV in der Steifigkeit überlegen ist. Ähnlich wie in der Arbeit von Szalay et al. [44] wird dies wiederum im Folgenden anhand der Box-Plot-Grafik (bildet Mittelwert, Spannweite der Messwerte und Lagemaße, Quartile sowie Minimum und Maximum als auch Datenausreißer zusammen ab) unterstrichen und im angehängten Säulendiagramm veranschaulicht.



**Abb. 18: Ausriss – Steifigkeit – Box-Plot**



**Abb. 19: Ausriss – Steifigkeit – Mittelwerte**

### 3.4. Korrelationen

Aus welchem Grund die Korrelation zwischen einzelnen Parametern bestimmt wurde und welche Bedeutung dies zur Folge hat, wurde am Ende von Kapitel 0 „Datenanalyse“ erläutert. Die Art des Zusammenhangs (positiv versus negativ) ist am Vorzeichen des Korrelationskoeffizienten in der Zeile „Korrelation nach Pearson/ Pearson correlation“ (s. u.) abzulesen.

Correlations			
		Ausriss: Maximalkraft (N)	Ausriss: Deformation (mm)
Ausriss: Steifigkeit (N/mm)	Pearson Correlation	0,515	-0,312
	Sig. (2-tailed)	0,001	0,047
	N	41	41
Ausriss: Maximalkraft (N)	Pearson Correlation		0,601
	Sig. (2-tailed)		0,000
	N		41

**Tab. 20: Korrelationen: Steifigkeit – Deformation – Maximalkraft**

Im konkreten Fall liegt ein signifikanter, negativer moderater Zusammenhang zwischen der Steifigkeit und der Deformation vor;  $r = -0.31$ ,  $p = 0.047$ . Das bedeutet im Umkehrschluss, dass je höher die Steifigkeit des getesteten A2-Ringbandes ist, desto geringer die Deformation ausfällt.

Außerdem besteht ein signifikanter ( $p = 0.001$ ), positiver und zugleich „bedeutsamer“ Effekt ( $r = 0.52 > 0.50$ ) zwischen der Maximalkraft und der Steifigkeit. Je höher also die Steifigkeit des Ringbandes ist, desto mehr Kraft musste aufgebracht werden, um eine Ruptur der Bandstruktur herbeizuführen.

Schließlich verhalten sich auch die Maximalkraft und die Deformation agonistisch zueinander;  $r = 0.60 > 0.50$ ,  $p = 0.000$ ). Je größer also die Kraft war, die auf das Ringband ausgeübt wurde, desto größer war auch das „Kriechverhalten“.

## 4. Diskussion

Die vorliegende Arbeit untersucht die biomechanischen Eigenschaften des A2-Ringbandes der Digiti II – IV. Dies erfolgt in Form eines hochstandardisierten ex-vivo Testverfahrens. Hierbei werden gezielt orthogonale Zugkräfte auf die Ringbandstrukturen appliziert, um so die Viskoelastizität zu evaluieren.

Im Studienmodell ist neben der „Dauerbelastung“ in Form einer zyklischen Belastungssimulation mit repetitiven Zugkräften zur Beurteilung des „Kriechverhaltens“ auch ein Ausreißversuch zur Ermittlung der maximalen Belastbarkeit sowie zur Berechnung der Steifigkeit Teil des Versuchsablaufs.

Das exakte Anliegen dieser Arbeit ist, die viskoelastischen Eigenschaften des physiologischen A2-Ringbandes zu analysieren, um Aussagen über die Strapazierfähigkeit treffen zu können. In einem weiteren Schritt wird eruiert, ob die Viskoelastizität zwischen den A2-Ringbändern der einzelnen Finger II, III und IV variiert. Schließlich werden letztere in puncto Deformation, Steifigkeit und Maximalkraft auf Korrelationen untereinander geprüft.

Ringbandverletzungen können nicht nur den betroffenen Finger, sondern auch die gesamte Funktion der zugehörigen Hand negativ beeinflussen: So stellten Gabl et al. [2] nach stattgehabter Ringbandverletzung einen Kraftverlust von 20 N nach konservativem Therapieprocedere bzw. 12 N nach operativer Rekonstruktion fest. Die Messung der Griffkraft erfolgte mit Hilfe einer Greifzange. Darüber hinaus verblieb eine herabgesetzte „ROM“ (range of motion) im angrenzenden PIP-Gelenk. Das residuale Streckdefizit nach Ringbandläsion betrug hier  $5,6^\circ$  im konservativen Therapieansatz bzw.  $4,0^\circ$  nach chirurgischer Herangehensweise.

Dennoch sind die gelieferten Ergebnisse mit Vorsicht zu genießen: Zwar ist die Messung der Griffkraft ein Standardverfahren im Rahmen von „follow-up-Untersuchungen“ nach handchirurgischen Eingriffen, doch ist hierbei die

interindividuelle Vergleichbarkeit limitiert. Nicht zuletzt fehlt die Korrelation des betroffenen Fingers zum unversehrten Pendant der Gegenseite.

Schließlich dürfen laut Watts et al. [45] die mittels Griffzange ermittelten Kraftwerte nicht 1:1 auf die reale Situation des hier untersuchten Kletterkollektivs übertragen werden, da die Griffe bzw. Handpositionen signifikanten Einfluss auf die Ringbandbelastung haben und diese in Gabls Studie nicht berücksichtigt werden. Hier werden Belastungsspitzen von über 700 N auf das A2- und A3-Ringband postuliert. Diese treten bei Kletterern mit 50 – 70° Flexion im PIP-Gelenk auf, wenn diese bei Ausübung ihrer Sportart einen „Fehlgriff- oder -tritt“ ausüben und versuchen ihr gesamtes Eigengewicht über den Halt einzelner Finger zu halten. Dies unterstreicht die Gefahr einer Ringbandverletzung, da in den Versuchen von Lin et al. das Belastungsmaximum des A2-Bandes bei 407 N lag [46].

Letztere wählten bereits 1990 einen ähnlichen Versuchsansatz der maximalen Zugkräfte wie den unseren. Hierfür zogen sie insgesamt fünf Hände von Körperspendern heran. Sie setzten die Finger distal der jeweiligen Metacarpophalangealgelenke von Digitus II bis V ab. Ein Kernpunkt dieser Studie war die spezielle Zugmaschine (Instron Corporation, Canton, MA) und die Morphologie des Hakens, der unter die frei präparierten Ring- und Kreuzbänder fixiert wurde. Aufgrund seiner Form wurde eine möglichst homogene Belastung auf die Bandstrukturen ausgeübt. Auf diese Weise sollte eine nicht repräsentative „Sollbruchstelle“ durch eine punktuelle Maximalbelastung mit resultierenden Mikrotraumen der Faserstrukturen vermieden werden. So wurde eine transmurale Ruptur des Bandes zu einem Fixpunkt gewährleistet. Hierfür ist ein genaues anatomisches Zusammenspiel zwischen Haken und Bandstruktur notwendig. Ist dieser Haken exemplarisch zu stark gekrümmt, führt dies unwiderruflich zu einer Maximalbelastung am proximalen bzw. distalen Ende der ringförmigen Bandstruktur, was ein vorschnelles Einreißen des Bandes zur Folge haben könnte. Ähnlich wie in unserem Versuchsablauf, wurden auch hier orthogonale Zugkräfte eingesetzt, die zwar nicht der physiologischen Alltagsbelastung der Ringbänder entsprechen, jedoch eine gute mechanische Reproduzierbarkeit zulassen und einen gezielten Vergleich der biomechanischen Eigenschaften der Ringbänder untereinander ermöglichen. Zu berücksichtigen bleibt zudem die Besonderheit, dass

die A2- und A4-Bandstrukturen bereits in gestreckter Fingerhaltung unter Belastung stehen, während die übrigen Ringbänder erst beansprucht werden, wenn der Finger über einen bestimmten Winkel hinaus flektiert wird.

Während G.-T. Lin et al. alle Ringbänder A1 bis A5 auf ihre Steifigkeit, Deformation, maximalen Zugkräfte und Absorptionsenergie bis zum Zeitpunkt der Ruptur analysierten [46], haben wir insbesondere ein Augenmerk auf den Vergleich der einzelnen Finger – Digitus II, III und IV – gelegt und uns ausschließlich auf das bedeutsamste A2 konzentriert. So konnte kritisch überprüft werden, inwieweit sich u. a. die Belastungsgrenzen des unversehrten Bandes unterscheiden.

Für diese Untersuchungen führte man bereits 2014 zunächst eine Pilotstudie durch. Im Anschluss erfolgte mithilfe einer „Instron Prüfmaschine“ (s. o.) an 14 humanen Frischpräparaten die eigentliche Durchführung der Studie. In unserer Studienpopulation lag das Belastungsmaximum eines rechten Mittelfingers bei 588 N. Der Mittelwert der Maximalkraft aller 41 ausgewerteten Finger unseres Kollektivs beträgt 253 N ( $\pm$  126 N). Das A2-Ringband eines linken Zeigefingers eines Körperspenders riss bereits bei einer Belastung von nur 53 N, was zugleich den ermittelten Minimalwert repräsentiert.

Während Manske und Lesker [13, 47] zu dem Ergebnis kamen, dass die Ringbänder A1 und A4 die strapazierfähigsten sind, rückte das A2-Ringband, das sowohl die Sehne des M. flexor digitorum profundus als auch die des M. flexor digitorum superficialis in ihren Verläufen zügelt, in der Arbeit von G.-T. Lin als stärkstes in den Vordergrund. Im Hinblick auf die Maximalkräfte bis zum Versagen erzielte das A2-Ringband hier einen Mittelwert von 407 N ( $\pm$  127 N), gemessen von Digitus II bis V. Im Vergleich wiesen A1 (324 N), A3 (48 N), A4 (210 N) und A5 (33 N) deutlich niedrigere Mittelwerte auf.

Auffällig ist, dass in beiden Kollektiven die Digiti III (306 N vs. 466) die höchsten Kräfte bis zur Ruptur aufweisen, gefolgt von Digitus II (244 N vs. 432 N) und schließlich Digitus IV (207 N vs. 432 N). Warum die ermittelte Maximalkraft im Schnitt ca. 38 %

unter dem Mittelwert des oben aufgeführten Vergleichskollektivs liegt, kann nicht abschließend geklärt werden.

Die Divergenz der Ergebnisse erklärt sich in erster Linie wohlmöglich durch multifaktorielle Einschränkungen, die eine ex-vivo-Studie bei einer biomechanischen Analyse mit sich führt: Exemplarisch stellt das Alter der Körperspender hier einen nicht unbedeutenden Punkt dar. Wir versuchten diesen Störfaktor durch eine zweifache Varianzanalyse mit wiederholten Messungen zu objektivieren. Diese und eine additive Bonferroni-Methode sollten zum einen mögliche Abhängigkeiten zwischen den untersuchten Parametern und zum anderen signifikante Unterschiede der drei Ringbänder eines einzigen Körperspender relativieren. Weiterhin konnten durch die sog. „linear mixed models“ Abhängigkeiten zwischen den korrespondierenden Ringbändern verschiedener Körperspender ausgeschlossen werden.

Ein weiterer möglicher „Störfaktor“ könnte u. a. die in unserem Studienmodell vorausgegangene zyklische Dauerbelastungssimulation sein, die aufgrund einer marginalen „plastischen Verformung“ möglicherweise Einfluss auf die ermittelten Ergebnisse haben könnte. Weiterhin unterscheidet sich die Größe des Kollektivs. Nicht zuletzt gibt es zudem geringe Abweichungen im Hinblick auf die herangezogenen Zugvorrichtungen. Zusammenfassend lässt sich konstatieren, dass im Fingervergleich in Bezug auf die Maximalkraft unseres Studienkollektivs keine signifikanten Unterschiede vorliegen.

Voraussetzung für eine etwaige Therapieinitiierung ist und bleibt eine fundierte Diagnose. Auch heute bleiben insbesondere isolierte Ringbandläsionen weiterhin unentdeckt oder werden zu spät erkannt. Dies ist u. a. der Tatsache geschuldet, dass es im Rahmen von Ringbandverletzungen nur selten zum sog. „bowstring-Phänomen“ kommt, das quasi eine sichere Insuffizienz des Haltebandapparates in Form einer Ringbandverletzung impliziert.

So waren es in Bollens et al. Studie nur 16 von 67 britischen Kletterern, die bei gesicherter Ringbandverletzung ein „Bogensehnenphänomen“ aufwiesen [34]. Häufig bleibt letzteres im Akutstadium aufgrund einer additiven Schwellung im Bereich der



klinisch symptomatischen Region unerkannt [1]. Nicht zuletzt besteht gerade bei Sportkletterern die Gefahr, dass klinisch relevante Verletzungen des Ringbandsystems durch chronische Überlastungssyndrome der Interphalangealgelenke unterdiagnostiziert werden [37, 48].

Basierend auf o. g. Problematik rückte jüngst neben der gezielten klinischen Untersuchung die apparative Diagnostik, bestehend aus Hochfrequenzultraschall und Magnetresonanztomographie, in den Vordergrund. Diese tragen zur frühzeitigen Diagnose bei und können einer langfristigen Fingerbeugekontraktur vorbeugen, die nicht nur unter Kletterern zu finden ist, sondern verstärkt auch in der „Normalbevölkerung“ diagnostiziert wird [4]. Auslöser ist hier in der Regel das Anheben schwerer Gegenstände mit flektierter Fingerposition. Die additiv anwendbaren bildgebenden Verfahren bergen den Vorteil, dass Sekundärverletzungen diagnostiziert werden können. Hierzu zählen vor allem knöcherne Traumafolgen (im Klettersport vorrangig palmare Avulsionsverletzungen, sog. „Plattenausrisse“ der Phalanxköpfchen oder –basen), Kapselrupturen oder Kollateralbandläsionen. Nicht zuletzt ist es von großer Bedeutung, frühzeitig palmare Subluxationsfehlstellungen der Interphalanxbasen im PIP-Gelenk zu erkennen, die auf dem Boden einer Ringbandverletzung durch den volarseitigen Zug der dislozierten Beugesehen bedingt sind. So wurde bei sportlich aktiven Kletterern mit transmuralen Läsionen des Ringbandes eine Tendenz zur früharthrotischen Entwicklung des PIP-Gelenks postuliert [49].

Zunächst sollte auf eine dynamische Hochfrequenzultraschalluntersuchung zurückgegriffen werden. Diese soll der Magnetresonanztomographie im Hinblick auf die Diagnose transmuraler Läsionen laut Bodner et al. in Nichts nachstehen. Die Spezifität und Sensitivität lagen in einer Gruppe von 14 Patienten, die sich einer chirurgischen Rekonstruktion des Ringbandes unterziehen mussten, bei 100 % [50].

Zum gleichen Ergebnis kamen auch Martinoli et al. in einem überschaubaren Kollektiv von fünf Patienten [49]. Bei Unklarheit des Befundes und nach klinischer Maßgabe sollte jedoch eine Magnetresonanztomographie ergänzt werden. Vorzugsweise die letztgenannte, untersucherunabhängige Schnittbildgebung erwies sich in vielen

vorangegangenen Studien als sinnvoll, Verletzungen von Ringbändern nicht nur nachzuweisen, sondern vielmehr auch zu klassifizieren in: Distensionen, partiellen bzw. interstitiellen Läsionen und transmuralen bis hin zu mehrzeitigen, komplexen Rupturen [2, 36, 37, 51, 52]. Weiterhin kann besonders in Ausspielung der sagittalen Sequenzen in T1-Wichtung die Dehiszenz zwischen Knochen und Beugesehne eruiert werden. In Anbetracht der T2-Sequenzen (in aller Regel fettgesättigt protonengewichtet) sind Aussagen zu tendinopathischen Veränderungen oder Sehnencheidenentzündungen möglich. Ein Nachteil der Kernspintomographie in Korrelation zur Ultraschalluntersuchung ist, dass keine Aufnahmen unter Belastung durchführbar sind, da die forcierte Flexion zu erheblichen Bewegungsartefakten führt, die eine suffiziente Beurteilbarkeit unmöglich macht. Zudem ist die Sonographie der Kernspintomographie in einer Kosten-Nutzen-Analyse überlegen [49]. Die Einordnung der Ringbandverletzung mitsamt ihren Begleitverletzungen bildet das Grundgerüst für die Therapie der Wahl.

Die tragende Säule stellt hier die Deformation dar, denn sie definiert laut Spies et al. die Therapiestrategie [53]. Dieser ermittelte in einer prospektiv angelegten Studie an einem gesunden Erwachsenenkollektiv von 200 Probanden sonographisch die Sehnen-Knochen-Distanz (TBD - tendon to bone distance), um die Integrität des A2- und A4-Bandes zu evaluieren. Die ermittelte Distanz zwischen palmarseitiger Kortikalis der Phalanx und dorsalseitiger Kontur der Beugesehne spiegelt im übertragenen Sinne die Deformation wider. Ihre Hypothese war, dass die biomechanischen Eigenschaften abhängig sind von Geschlecht, Alter, Körpergröße, Beruf, sportlicher Betätigung und Handdominanz. Anders als in den zuvor beschriebenen Versuchen von Lin und Gabl erfolgte die 18-MHz-Ultraschalluntersuchung mittels Linearschallkopf in Neutralposition und zusätzlich forcierter Flexion, da nicht-transmurale Strukturdefekte artdiagnostisch häufig nur dann adäquat diagnostiziert werden können [22, 49, 54, 55].

Hinsichtlich der o. g. Parameter konnten keine klinisch relevanten Unterschiede beobachtet werden. Lediglich die „TBD“ war in aktiver Flexion signifikant größer als in Ruheposition. Diese Beobachtung steht nicht in Einklang mit den Messungen von Klauser et al., die keine Unterschiede hinsichtlich der Fingerhaltung feststellen konnten

[56, 57]. Dennoch kamen beide zu dem Entschluss, dass eine „TBD“  $> 3\text{mm}$  in Neutralposition mit einer transmuralen Ringbandruptur vereinbar ist. Diese normativen Daten bilden das Fundament für zukünftige Messungen, sodass verschiedene Rekonstruktionstechniken mit unseren ermittelten „Normwerten“ in Korrelation gesetzt werden können.

In unserem Körperspenderkollektiv konnte eine mittlere Deformation von  $2,16\text{ mm}$  ( $\pm 0,96\text{ mm}$ ) nachgewiesen werden. Dies deckt sich hervorragend mit dem in der Literatur in Vielzahl vorbeschriebenen, klinisch relevanten „bowstring“ von  $\geq 2\text{ mm}$  bei transmuralen Verletzungen mit daraus resultierender Funktionseinschränkung unter der Annahme, dass der Bandapparat nicht vorgeschädigt war. Gleichwohl muss berücksichtigt werden, dass diese Beobachtung nicht exakt auf die sonographische Messung von in-vivo Ringbändern übertragen werden kann. Zum Vergleich lag die durchschnittliche Deformation in G.-T. Lins Kollektiv bei  $3,29\text{ mm}$  ( $\pm 0,77\text{ mm}$ ) [46]. Mitursächlich für die Divergenz könnte u. a. die Nichtberücksichtigung von Digitus V im Rahmen unseres Versuchsablaufs sein.

In unserer simulierten Dauerbelastungssituation mit Zugkräften von maximal  $15\text{ N}$  kam es zu keiner signifikanten Deformation. Dies war aufgrund der im Verhältnis geringen Zugkräfte zu erwarten. Aufgrund der typischen Charakteristik viskoelastischen Gewebes kam es von Zyklus zu Zyklus zum erwarteten diskreten, wenn auch stetigen, Anstieg der Deformation und somit zu einer dezenten „plastischen“ Verformung. Die Gesamtdeformation betrug unter allen 41 Fingern nach Applikation der zehn Zyklen im Schnitt  $0,061\text{ mm}$  ( $\pm 0,17\text{ mm}$ ) und ist somit zu vernachlässigen. Hier gibt es bislang weder einen „Referenzstandard“ in Bezug auf die Anzahl der durchzuführenden Belastungszyklen, um eine möglichst „reale“ Dauerbelastung zu simulieren, noch eine allgemeingültige Empfehlung in der Literatur hinsichtlich der zu verwendenden Kraftniveaus, sodass sich hier, je nach Studie, starke Unterschiede auftun.

Im Gegensatz zu Lins Kollektiv, in dem der Mittelfinger mit  $162\text{ N/mm}$  ( $\pm 52\text{ N/mm}$ ) die höchsten Steifigkeitswerte aufweist [46], überzeugt der Zeigefinger in unserer Studie im Ausreißversuch mit  $180\text{ N/mm} \pm 52\text{ N}$ , gefolgt von Mittel- und Ringfinger. Folglich ist durch die negative Korrelation nach Pearson zwischen Steifigkeit und Deformation

(s. 2.6) auch die geringe Deformation des Zeigefingers von nur 1,75 mm ( $\pm 0,67$  mm) zu erklären.

Weiterhin besteht nach Pearson ein positiver Zusammenhang zwischen der maximalen Belastung und der Steifigkeit. Dies unterstreicht, warum hohe Steifigkeitswerte der getesteten Bänder mit verhältnismäßig hohen Spitzenbelastungen einhergehen.

Anhand der ermittelten Messergebnisse sind eindeutige Aussagen über die Wertigkeit des A2-Ringbandes möglich. Obwohl in-vivo Bandstrukturen vermutlich geringfügig andere biomechanische Werte aufweisen würden als in dieser Körperspender-Evaluation, basiert dieser Vergleich auf absoluten Werten, die einen zielgenauen Vergleich zwischen den Fingern ermöglichen.

Folgende Aspekte sind grundsätzlich kritisch zu hinterfragen und sollten bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden: Zum einen die begrenzte Fallzahl der zur Verfügung stehenden Körperspender und zum anderen die begrenzte Aussagekraft, Ergebnisse von „in-vitro“ Frischpräparaten auf die Situation am Lebenden zu übertragen. So zeigte Peterson den Einfluss einer protektiv wirkenden Hautbarriere und Weichteilgewebesicht auf das Abheben der Beugesehnen an Primatenhänden, während Tang den gleichen Effekt im Hinblick auf das A3-Ringband und der Sehnenscheide der Flexorsehne am Menschen nachwies [15, 58].

Weitere Störfaktoren, die Einfluss auf die erzielten Ergebnisse und ihre Relevanz haben, sind fehlende Informationen über die Lebensweise der Körperspender im Allgemeinen und insbesondere über die Beanspruchung der Ringbänder zu Lebzeiten. Hier stellt sich die Frage, ob okkulte Komorbiditäten der Körperspender nicht Einfluss auf die Studienergebnisse haben könnten.

Nicht zuletzt fehlten Informationen über die Verteilung der „dominanten / starken bzw. nichtdominanten / schwächeren“ Hand in Bezug auf das Studienkollektiv. So lässt sich nur mutmaßen, dass die maximalen Rupturkräfte im Ausreißversuch von Fingern der rechten Hand höhere Werte aufweisen als das „Pendant“ der linken Hand, wengleich dies der These von Bassemir et al. [53] widerspricht. Zwar gibt es in der Literatur

deutliche Diskrepanzen im Hinblick auf den prozentualen Anteil, den Linkshänder in der europäischen Bevölkerung ausmachen, doch beläuft sich der Wert am ehesten auf „nur“ 10-15 % [59-61].

Auch die „Umwelteinflüsse“, die durch die Lagerung sowohl bei Raumtemperatur, aber vor allem durch die Tiefkühlung und Auftauprozesse auf das Gewebe wirken, können durchaus eine Rolle spielen und ggf. verfälschte Werte liefern. Schließlich kann es im Rahmen der Präparation zu einer versehentlichen „Manipulation“ mit Veränderung des natürlichen Gewebemusters des Ringbandsystems kommen.

Mallo et al. [25] führten im Jahr 2007 eine vergleichbare Studie wie die unsere durch. Ihnen standen in der Summe zehn Körperspenderhände zur Verfügung, die sich auf vier Frauen- und sechs Männerhände aufteilten. Neben den drei Langfingern zogen sie ebenso den kleinen Finger (Digitus V) in ihre Studie mit ein. Zum einen verglichen sie die A2- und A4-Ringbänder der einzelnen Finger auf ihre maximale Belastbarkeit untereinander, zum anderen führten sie zusätzlich einen Geschlechtervergleich durch. Mithilfe einer Zugmaschine wurden 40 A2- und 36 A4-Ringbänder (der Haken der Zugmaschine konnte in vier Fällen nicht ohne Ruptur unter das „sensible“ A4-Ringband von Digitus V fixiert werden) auf Steifigkeit, Deformation (unterteilt in elastische und plastische) und Kraft (beim elastischen Verformungsmaximum und zum Zeitpunkt der Ruptur) untersucht. Es zeigte sich, dass Zeige- und Mittelfinger in Bezug auf das A2-Ringband im Vergleich zu den anderen untersuchten Fingern die „besten“ biomechanischen Eigenschaften aufwiesen. In vier von fünf Fällen lieferte das A2-Band des Mittelfingers die vielversprechendsten Ergebnisse, gefolgt vom Zeigefinger, der in drei Fällen die zweitbesten Werte lieferte. Außerdem überzeugte das A2-Ringband von Digitus II mit der höchsten Steifigkeit aller verglichenen Finger, während Digitus IV in nahezu allen Tests am „schlechtesten“ abschnitt. Lediglich der kleine Finger wies eine noch geringere Steifigkeit auf.

Zwar lässt sich mit den zuvor aufgeführten Ergebnissen ein Trend erkennen, dass gewisse Finger anderen biomechanisch überlegen sind, doch liegt in keinem Fall ein signifikanter Unterschied vor. Dies deckt sich mit den Ergebnissen unserer Studie.

Gleiches gilt im Übrigen sowohl für den Geschlechtervergleich als auch für alle weiteren Untersuchungen des A4-Ringbandes dieser Studie.

Es ist wissenschaftlich bewiesen, dass A2-Ringbandrupturen von Mittel- und Ringfinger unter Kletterern weitaus häufiger auftreten als Verletzungen des korrelierenden Bandes vom Zeigefinger. Dies ist u. a. speziellen Handgriffen und Klettertechniken geschuldet. Diese sollen eine Art „Vorwärtsbewegung“ generieren, indem sie den Körper der Kletterer möglichst nah an der Kletterwand halten. Hierbei werden insbesondere auf Bandstrukturen von Digitus III und IV enorme Belastungen ausgeübt [30, 62, 63]. Jedoch mangelt es an dieser Stelle an validen Daten über die Unfallzahlen und den exakten Pathomechanismus, sodass bei Korrelation zwischen der jeweiligen Fingerposition („aufgestellte“ und „hängende“, s. o.) und der damit einhergehenden verminderten bzw. erhöhten Unfallfallgefahr Uneinigkeit besteht. Die Datenlage ist hier nicht evidenzbasiert und so dünn, dass in Zukunft weitere Verlaufsstudien mit weitaus größerem Patientenkollektiv notwendig sein werden, um genaue Aussagen über die Widerstandsfähigkeit des nativen A2-Ringbandes treffen zu können. Das Hauptaugenmerk sollte hier auf den Vergleich der Finger untereinander gerichtet werden, um so etwaige „Schwächen“ des Ringfingers zu eruieren.

Schließlich erscheint es uns vor diesem Hintergrund unerlässlich, die ermittelten Ergebnisse über die biomechanischen Eigenschaften des unversehrten A2-Ringbandes in Zusammenhang mit rupturierten Ringbändern (die in der Folge mit unterschiedlichen Nahttechniken rekonstruiert werden) zu betrachten und diese zu interpretieren. So bleibt offen, inwiefern sich die Ergebnisse des intakten A2-Ringbandes mit denen der rekonstruierten A2-Bänder decken und ob hier zusätzlich möglicherweise signifikante Unterschiede hinsichtlich der biomechanischen Eigenschaften zwischen den einzelnen Nahttechniken vorliegen.

## 5. Literaturverzeichnis

1. Bowers, W.H., G.R. Kuzma, and D.K. Bynum, *Closed traumatic rupture of finger flexor pulleys*. J Hand Surg Am, 1994. **19**(5): p. 782-7.
2. Gabl, M., et al., *Disruption of the finger flexor pulley system in elite rock climbers*. Am J Sports Med, 1998. **26**(5): p. 651-5.
3. Schoffl, V.R., et al., *Strength measurement and clinical outcome after pulley ruptures in climbers*. Med Sci Sports Exerc, 2006. **38**(4): p. 637-43.
4. Schoffl, V., et al., *Pulley injuries in rock climbers*. Wilderness Environ Med, 2003. **14**(2): p. 94-100.
5. Arora, R., et al., [*Secondary reconstruction of the digital A2-flexor pulley*]. Oper Orthop Traumatol, 2013. **25**(5): p. 499-504.
6. Langer, M.F., et al., [*Pulley reconstruction in the hand*]. Orthopade, 2015. **44**(10): p. 757-66.
7. Doyle, J.R., *Anatomy of the finger flexor tendon sheath and pulley system*. J Hand Surg Am, 1988. **13**(4): p. 473-84.
8. Doyle, J.R., *Anatomy of the flexor tendon sheath and pulley system: a current review*. J Hand Surg Am, 1989. **14**(2 Pt 2): p. 349-51.
9. Katzman, B.M., et al., *Anatomy and histology of the A5 pulley*. J Hand Surg Am, 1998. **23**(4): p. 653-7.
10. Strauch, B. and W. de Moura, *Digital flexor tendon sheath: an anatomic study*. J Hand Surg Am, 1985. **10**(6 Pt 1): p. 785-9.
11. Moutet, F., et al., [*Subcutaneous rupture of long finger flexor pulleys in rock climbers. 12 case reports*]. Ann Chir Main Memb Super, 1993. **12**(3): p. 182-8.
12. Bunnell, S., *Reconstruction of the thumb*. Am J Surg, 1958. **95**(2): p. 168-72.
13. Manske, P.R. and P.A. Lesker, *Strength of human pulleys*. Hand, 1977. **9**(2): p. 147-52.
14. Barton, N.J., *Experimental study of optimal location of flexor tendon pulleys*. Plast Reconstr Surg, 1969. **43**(2): p. 125-9.
15. Peterson, W.W., et al., *Effect of pulley excision on flexor tendon biomechanics*. J Orthop Res, 1986. **4**(1): p. 96-101.
16. Chow, J.C., et al., *Importance of proximal A2 and A4 pulleys to maintaining kinematics in the hand: a biomechanical study*. Hand (N Y), 2014. **9**(1): p. 105-11.
17. Marco, R.A., et al., *Pathomechanics of closed rupture of the flexor tendon pulleys in rock climbers*. J Bone Joint Surg Am, 1998. **80**(7): p. 1012-9.
18. Lin, G.T., et al., *Biomechanical analysis of finger flexor pulley reconstruction*. J Hand Surg Br, 1989. **14**(3): p. 278-82.
19. Hume, E.L., et al., *Biomechanics of pulley reconstruction*. J Hand Surg Am, 1991. **16**(4): p. 722-30.
20. Rispler, D., et al., *Efficiency of the flexor tendon pulley system in human cadaver hands*. J Hand Surg Am, 1996. **21**(3): p. 444-50.
21. Tanaka, T., et al., *The effect of partial A2 pulley excision on gliding resistance and pulley strength in vitro*. J Hand Surg Am, 2004. **29**(5): p. 877-83.
22. Lin, G.T., et al., *Functional anatomy of the human digital flexor pulley system*. J Hand Surg Am, 1989. **14**(6): p. 949-56.
23. Leeflang, S. and J.H. Coert, *The role of proximal pulleys in preventing tendon bowstringing: pulley rupture and tendon bowstringing*. J Plast Reconstr Aesthet Surg, 2014. **67**(6): p. 822-7.
24. Schoffl, V. and H.P. Winkelmann, [*Accident statistics at "indoor climbing walls"*]. Sportverletz Sportschaden, 1999. **13**(1): p. 14-6.

25. Mallo, G.C., et al., *A2 and A4 flexor pulley biomechanical analysis: comparison among gender and digit*. Hand (N Y), 2008. **3**(1): p. 13-6.
26. Rooks, M.D., *Rock climbing injuries*. Sports Med, 1997. **23**(4): p. 261-70.
27. Schoffl, V.R. and I. Schoffl, *Finger pain in rock climbers: reaching the right differential diagnosis and therapy*. J Sports Med Phys Fitness, 2007. **47**(1): p. 70-8.
28. Heuck, A., T. Hochholzer, and C. Keinath, *[MRT of the hand and wrist of sport climbers. Imaging of injuries and consequences of stress overload]*. Radiologe, 1992. **32**(5): p. 248-54.
29. Schoffl, V., et al., *[Pulley injuries in sport climbers]*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 2004. **36**(4): p. 224-30.
30. Logan, A.J., et al., *Acute hand and wrist injuries in experienced rock climbers*. Br J Sports Med, 2004. **38**(5): p. 545-8.
31. Walbeehm, E.T. and D.A. McGrouther, *An anatomical study of the mechanical interactions of flexor digitorum superficialis and profundus and the flexor tendon sheath in zone 2*. J Hand Surg Br, 1995. **20**(3): p. 269-80.
32. Widstrom, C.J., et al., *A mechanical study of six digital pulley reconstruction techniques: Part I. Mechanical effectiveness*. J Hand Surg Am, 1989. **14**(5): p. 821-5.
33. Widstrom, C.J., et al., *A mechanical study of six digital pulley reconstruction techniques: Part II. Strength of individual reconstructions*. J Hand Surg Am, 1989. **14**(5): p. 826-9.
34. Bollen, S.R., *Injury to the A2 pulley in rock climbers*. J Hand Surg Br, 1990. **15**(2): p. 268-70.
35. Tropet, Y., et al., *Closed traumatic rupture of the ring finger flexor tendon pulley*. J Hand Surg Am, 1990. **15**(5): p. 745-7.
36. Hahn, P. and U. Lanz, *[Flexor pulleys of the fingers. Anatomy, biomechanics, reconstruction]*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 1996. **28**(5): p. 265-70.
37. Holtzhausen, L.M. and T.D. Noakes, *Elbow, forearm, wrist, and hand injuries among sport rock climbers*. Clin J Sport Med, 1996. **6**(3): p. 196-203.
38. Bollen, S.R., *Upper limb injuries in elite rock climbers*. J R Coll Surg Edinb, 1990. **35**(6 Suppl): p. S18-20.
39. Schweizer, A., *Biomechanical effectiveness of taping the A2 pulley in rock climbers*. J Hand Surg Br, 2000. **25**(1): p. 102-7.
40. Schweizer, A., *Biomechanical properties of the crimp grip position in rock climbers*. J Biomech, 2001. **34**(2): p. 217-23.
41. Schoffl, V., et al., *[Therapy of injuries of the pulley system in sport climbers]*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 2004. **36**(4): p. 231-6.
42. Schoffl, I., et al., *Diagnosis of Complex Pulley Ruptures Using Ultrasound in Cadaver Models*. Ultrasound Med Biol, 2017. **43**(3): p. 662-669.
43. Kleber, C., et al., *[The Berlin mass casualty hospital triage algorithm : Development, implementation and influence on exercise-based triage results]*. Unfallchirurg, 2020. **123**(3): p. 187-198.
44. Szalay, G., et al., *[The operative treatment of a bowstring phenomenon of the thumb in childhood: case report and literature review]*. Handchir Mikrochir Plast Chir, 2013. **45**(5): p. 293-6.
45. Watts, P.B., *Physiology of difficult rock climbing*. Eur J Appl Physiol, 2004. **91**(4): p. 361-72.
46. Lin, G.T., et al., *Mechanical properties of human pulleys*. J Hand Surg Br, 1990. **15**(4): p. 429-34.
47. Manske, P.R. and P.A. Lesker, *Palmar aponeurosis pulley*. J Hand Surg Am, 1983. **8**(3): p. 259-63.
48. Bollen, S.R. and V. Wright, *Radiographic changes in the hands of rock climbers*. Br J Sports Med, 1994. **28**(3): p. 185-6.
49. Martinoli, C., et al., *Sonographic evaluation of digital annular pulley tears*. Skeletal Radiol, 2000. **29**(7): p. 387-91.



50. Bodner, G., et al., *Diagnosis of digital flexor tendon annular pulley disruption: comparison of high frequency ultrasound and MRI*. *Ultraschall Med*, 1999. **20**(4): p. 131-6.
51. Hochholzer, T., et al., *[Injuries and overuse disorders in sports climbers: 2 case reports]*. *Ther Umsch*, 1993. **50**(4): p. 263-7.
52. Gabl, M., et al., *[Rupture or stress injury of the flexor tendon pulleys? Early diagnosis with MRI]*. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 1996. **28**(6): p. 317-21.
53. Bassemir, D., et al., *Sonographical parameters of the finger pulley system in healthy adults*. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2015. **135**(11): p. 1615-22.
54. Hauger, O., et al., *Pulley system in the fingers: normal anatomy and simulated lesions in cadavers at MR imaging, CT, and US with and without contrast material distention of the tendon sheath*. *Radiology*, 2000. **217**(1): p. 201-12.
55. Johnsen, P., K. O'Shea, and S.W. Wolfe, *Traumatic flexor digitorum superficialis and A2-A3 pulley rupture: case report*. *J Hand Surg Am*, 2014. **39**(3): p. 524-6.
56. Klauser, A., et al., *Finger injuries in extreme rock climbers. Assessment of high-resolution ultrasonography*. *Am J Sports Med*, 1999. **27**(6): p. 733-7.
57. Klauser, A., et al., *Finger pulley injuries in extreme rock climbers: depiction with dynamic US*. *Radiology*, 2002. **222**(3): p. 755-61.
58. Tang, J.B. and R.G. Xie, *Effect of A3 pulley and adjacent sheath integrity on tendon excursion and bowstringing*. *J Hand Surg Am*, 2001. **26**(5): p. 855-61.
59. Annett, M., *Hand preference and the laterality of cerebral speech*. *Cortex*, 1975. **11**(4): p. 305-28.
60. Coren, S. and C. Porac, *Family patterns in four dimensions of lateral preference*. *Behav Genet*, 1980. **10**(4): p. 333-48.
61. Chapman, L.J. and J.P. Chapman, *The measurement of handedness*. *Brain Cogn*, 1987. **6**(2): p. 175-83.
62. Schoffl, V.R. and I. Schoffl, *Injuries to the finger flexor pulley system in rock climbers: current concepts*. *J Hand Surg Am*, 2006. **31**(4): p. 647-54.
63. Schoffl, I., et al., *The influence of the crimp and slope grip position on the finger pulley system*. *J Biomech*, 2009. **42**(13): p. 2183-7.

## 6. Anhang

### 6.1. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Klinisches Beispiel: Insuffizientes A2-, A3- und A4-Ringband nach Sehnenscheidenempyem vor 10 Monaten.....	13
Abb. 2: Physiologisches Ringbandsystem: A1 - A5 Ringbänder; C1 - C3 Kreuzbänder [6]...	14
Abb. 3: Bruner-Inzision - Frischpräparat: A1 Ringband *; A2 Ringband →; C1 Kreuzband Δ	15
Abb. 4: Mitgliederzahl des Deutschen Alpenvereins von 2002 bis 2017 .....	17
Abb. 5: „Aufgestellte Fingerposition“ [28].....	19
Abb. 6: Grafik – „Bowstring“.....	21
Abb. 7: MRT T1 sagittal „Bowstring“ .....	22
Abb. 8: Algorithmus – diagnostisch – therapeutisches Vorgehen bei Verdacht einer Ringbandverletzung [4].....	23
Abb. 9: Einspannvorrichtung.....	30
Abb. 10: Präparation – Index (Mobilisation der tiefen Beugesehne).....	31
Abb. 11: Z. n. Präparation – Index (distalseits mobilisierte oberflächliche und tiefe Beugesehne).....	32
Abb. 12: Nach erfolgter Präparation – Index: Eingespannter Zughaken am A2-Ringband ....	33
Abb. 13: Zyklisch – Deformation – Box-Plot.....	42
Abb. 14: Zyklisch – Deformation – Mittelwerte .....	48
Abb. 15: Ausriss – Deformation – Mittelwerte .....	48
Abb. 16: Maximale Zugkraft der einzelnen Finger im Vergleich .....	51
Abb. 17: Ausriss – Maximalkraft – Box-Plot.....	53
Abb. 18: Ausriss – Steifigkeit – Box-Plot.....	57
Abb. 19: Ausriss – Steifigkeit – Mittelwerte .....	58

## 6.2. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Pulley – Injury – Score [4].....	24
Tab. 2: Therapierichtlinien bei Ringbandverletzungen [4] .....	25
Tab. 3: Gesamtübersicht .....	36
Tab. 4: Zyklisch – Deformation .....	40
Tab. 5: Deskriptive Statistik: Zyklisch – Deformation .....	41
Tab. 6: Typ III Test: Zyklisch – Deformation .....	43
Tab. 7: Schätzungen: Zyklisch – Deformation .....	43
Tab. 8: Paarweise Vergleiche: Zyklisch – Deformation .....	44
Tab. 9: Ausriss – Gesamtübersicht.....	45
Tab. 10: Deskriptive Statistik: Ausriss – Deformation .....	46
Tab. 11: Typ III Test: Ausriss – Deformation.....	48
Tab. 12: Paarweise Vergleiche: Ausriss – Deformation .....	49
Tab. 13: Deskriptive Statistik: Ausriss - Maximalkraft.....	50
Tab. 14: Typ III Test: Ausriss – Deformation.....	52
Tab. 15: Paarweise Vergleiche: Ausriss – Deformation .....	52
Tab. 16: Ausreißversuch: Steifigkeit – Linear gemischtes Modell* .....	54
Tab. 17: Paneldatenmodell Typ III .....	55
Tab. 18: Schätzungen – Kovarianzanalyse.....	56
Tab. 19: Paarweise Vergleiche – Steifigkeit.....	56
Tab. 20: Korrelationen: Steifigkeit – Deformation – Maximalkraft.....	59

## 7. Vorabveröffentlichungen von Ergebnissen

Spies, C. K., et al. (2021). "Viscoelastic properties of the human A2 finger pulley." *Arch Orthop Trauma Surg* **141**(6): 1073-1080.