

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR UNFALLCHIRURGIE
Professor Dr. med. M. Nerlich
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

*SONOELASTOGRAPHISCHE BEURTEILUNG VON GESUNDEN UND
POSTTRAUMATISCH VERÄNDERTEN ACHILLESSEHNEN*

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Andrea Penz

2019

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter: PD Dr. med. Christian Pfeifer
2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Ernst-Michael Jung
Tag der mündlichen Prüfung: 25.04.2019

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	6
1.1. Theoretische Grundlagen zu physikalischen und pathologischen Entwicklungen der Achillessehne	6
1.1.1. Anatomische und histologische Grundlagen	6
1.1.2. Epidemiologie und Ätiologie der Achillessehnenruptur.....	7
1.1.3. Pathophysiologie von degenerativen Vorgängen, Entstehung von Achillessehnenrupturen auf zellulärer Ebene und Heilungsprozess.....	10
1.1.4. Leitlinienkonforme Versorgung und Nachbehandlung	12
1.2. Methodik zur Diagnostik frischer und ausgeheilter Achillessehnenrupturen	15
1.3. Technische und physikalische Grundlagen der verwendeten sonoelastographischen Methoden mit bisherigen Einsatzbereichen.....	17
1.3.1. Strainelastographie.....	17
1.3.2. Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI Imaging)	19
1.3.3. Acoustic Radiation Force Impulse Quantification (ARFI Quantification)	21
1.4. Bedeutung der Sonoelastographie in der Sehnendiagnostik	24
1.5. Fragestellung.....	26
2. Material und Methoden	27
2.1. Patientenkollektive	27
2.1.1. Patientenerhebung	27
2.1.2. Kollektive zur Überprüfung der Langzeitergebnisse.....	28
2.1.3. Ausheilungszeit-unabhängige Kollektive.....	29
2.2. Normalkollektiv	29
2.3. Aufnahmemethodik.....	29
2.3.1. Ultraschallgerät	29
2.3.2. Praktische Durchführung der Aufnahmen	32
2.4. Untersuchungsprotokoll.....	34

2.4.1. Klinische Untersuchung	34
2.4.2. Sonographische Untersuchung.....	35
2.4.3. PC-gestützte Auswertung der Strainelastographie- und ARFI Imaging-Bilder.....	37
2.4.4. Subjektive Einschätzung der Funktionalität mittels VISA-A und FAOS-score	39
2.5. Statistik.....	39
3. Ergebnisse	40
3.1. Deskriptive und epidemiologische Analyse der Kollektive.....	40
3.2. Auswertungen der sonographischen Aufnahmen.....	45
3.2.1. Unterschiede bezüglich Struktur und Durchmesser	45
3.2.2. Untersucherbewertung und Unterschiede zwischen den Sehnen des Langzeitkollektives in den strainelastographischen Bildern	47
3.2.3. Differenzierung der Kollektive mittels ARFI Imaging	51
3.2.4. Differenzierung der Kollektive mittels ARFI Quantification	54
3.2.5. Vaskularisierung und Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften	56
3.3. Abhängigkeit der Ergebnisse von Geschlecht und Alter	57
3.4. Einfluss des Rauchens auf die mechanischen Eigenschaften	58
3.5. Einfluss der Versorgungsart, sowie des Zeitraums bis zur Studienteilnahme..	58
3.6. Computergestützte Auswertung der strainelastographischen und ARFI-Imaging Bilder.....	60
3.7. Korrelation der Sonoergebnisse mit dem klinischen und subjektiv empfundenen Outcome	62
4. Diskussion	65
4.1. Interpretation der ermittelten Ergebnisse	65
4.1.1. Detektierbare Unterschiede zwischen den Kollektiven mittels herkömmlicher sonographischer Methoden	65

4.1.2. Interpretation der elastographischen Befunde und Vergleich mit bisherigen Ergebnissen	67
4.1.3. Mögliche Einflussfaktoren auf die Achillessehnenelastizität	73
4.1.4. Beurteilung der PC-gestützten Auswertungsmethode	77
4.1.5. Korrelation zwischen subjektivem Outcome, klinischem Outcome und den elastischen Sehneneigenschaften	80
4.2. Vergleich der verwendeten elastographischen Methoden	81
4.3. Limitierende Faktoren.....	83
4.4 Perspektiven für die Elastographie in der Achillessehnenbeurteilung	85
5. Zusammenfassung.....	88
6. Anhang.....	90
a. Nachbehandlungsschema des Uniklinikums Regensburg für Achillessehnenrupturen	90
b. Fragebögen.....	91
c. Abkürzungsverzeichnis	99
d. Abbildungsverzeichnis.....	100
7. Literaturverzeichnis	100
8. Danksagung.....	108

1. Einleitung

1.1. Theoretische Grundlagen zu physikalischen und pathologischen Entwicklungen der Achillessehne

1.1.1. Anatomische und histologische Grundlagen

Die Achillessehne fungiert als Ansatzsehne des M. triceps surae, der sich aus dem M. gastrocnemius und dem M. soleus zusammensetzt, vom N. tibialis innerviert wird¹ und seinen Ansatzpunkt am dorsalen Rand des Calcaneus besitzt.² Die zugehörige Sehne liegt relativ oberflächlich, direkt profund zum subkutanen Fettgewebe.² Der M. triceps surae ist dabei hauptverantwortlich für die Plantarflexion im oberen Sprunggelenk und trägt entscheidend zu einem physiologischen Gangbild bei.¹

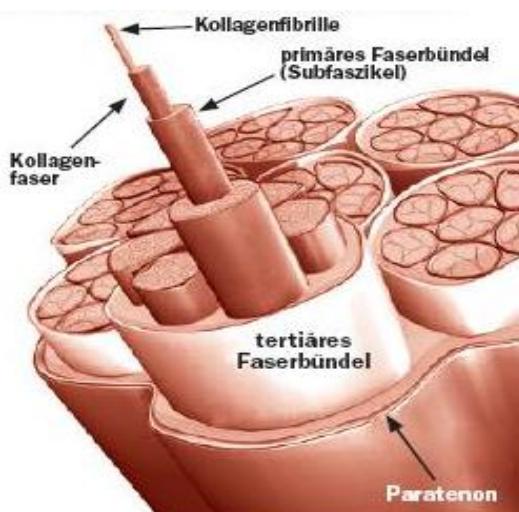


Abbildung 1: Sehnenuntereinheit¹

Andere Muskelgruppen, wie z.B. der M. fibularis longus, M. flexor digitorum longus oder der M. plantaris longus unterstützen ihn dabei hinsichtlich der Flexion in variablem Ausmaß, wodurch es bei einer Achillessehnenruptur (funktioneller Ausfall des Trizeps surae) zu einem Erhalt einer gewissen Restfunktion kommt.¹ Eine vollständige Kompensation ist aufgrund der suboptimalen Hebelwirkung der einzelnen Muskeln oder des zu geringen Muskelquerschnitts nicht möglich.² Die Achillessehne weist den typischen stufenweißen Aufbau einer Sehne aus Kollagenfibrillen, Kollagenfasern, Primär-, Sekundär- und Tertiärbündeln auf.³⁴ Eine Kollagenfaser besteht dabei aus Fibrillen, die parallel, horizontal und transversal verlaufen und sich miteinander vernetzen.⁴ Zusätzlich dazu weisen alle Fasern einen spiralförmigen Verlauf auf.⁴ Durch diese Verzahnung entsteht eine elastische

Pufferfunktion gegenüber omnilateral einwirkenden Kräften während einer Bewegung, wodurch nicht die gesamte Kraft von der Sehne direkt aufgenommen werden muss, sondern als Energie in Form von Spannung und Dehnung gespeichert werden kann.⁴ Der Hauptbestandteil der geformten Extrazellulärmatrix setzt sich dabei vorwiegend aus Typ I Kollagen zusammen, welches für eine gewisse Dehnungsresistenz und Steifigkeit der Sehne sorgt und ihr damit die gewünschte Funktion als kraftübertragendes Medium verleiht.³

Gebildet wird das Kollagen von zwischen den Fasern befindlichen Fibroblasten, den Synthese-aktiven Fibrozyten.³ Das von den Fibroblasten synthetisierte Tropokollagen lagert sich dabei mit Hilfe von Hydroxyprolin- und Hydroxylysin-Resten in einer bestimmten, longitudinal dehbaren Konfiguration zu Microfibrillen zusammen, wodurch das im Photomikroskop typische Bild einer Querstreifung entsteht.⁴ Unter Zugbelastung verschwindet diese Steifung durch die Begradigung der einzelnen Fibrillen zueinander.⁴ Bis zu einer Dehnung von 4% ihrer Ursprungslänge kann die Sehne durch diese elastischen Eigenschaften in ihre quergestreifte Form zurückkehren, was zusätzlich durch enthaltenes Elastin unterstützt wird.⁴ Wird diese 4%-Schwelle überschritten, so zeigt sich die Querstreifung nach Entspannung nicht mehr.⁴ Ab einer Dehnung von 8% besteht schließlich eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für eine Ruptur.⁴

Nebst dieser geformten gibt es auch eine ungeformte Extrazellulärmatrix (EZM; Proteoglykane, Glukosaminoglykane und Glykoproteine).⁵ Diese hydrophilen Moleküle weisen eine hohe Wasserbindungskapazität auf und tragen damit u.a. zur Elastizität der Sehne gegenüber Scher- und Kompressionskräften bei.⁴ Der beschriebene typische Aufbau einer Sehne mit den zugehörigen biomechanischen Eigenschaften wird, wie in den nachfolgenden Kapiteln beschrieben, durch eine Sehnenruptur verändert.

1.1.2. Epidemiologie und Ätiologie der Achillessehnenruptur

Die Achillessehne ist, trotz der Tatsache, dass sie zu den stärksten und größten Sehnen im menschlichen Körper gehört, an ca. der Hälfte aller mit Sport assoziierten Sehnenverletzungen beteiligt.⁶ Die Achillessehnenruptur tritt dabei mit ca. 16.000 bis 20.000 Fällen pro Jahr deutschlandweit auf.⁷ Besonders in den letzten 33 Jahren ließ sich ein Anstieg der Inzidenz von Achillessehnenrupturen in allen Altersgruppen

verzeichnen, wobei v.a. die nicht-Sport assoziierten Läsionen zunahmen.⁸ Männer sind dabei i.A. häufiger betroffen als Frauen⁹, mit einer maximale Inzidenzrate im Alter von 30 bis 49 Jahren.⁶ Dies ist unter anderem darin begründet, dass der menschliche Körper ab einem Alter von ca. 35 Jahren in seiner Regenerationsfähigkeit nachlässt und entstandene Schäden weniger schnell behoben werden können.¹⁰ S.g. „Wochenend-Sportler“, also Personen, die unregelmäßig Sport betreiben und dabei kurzzeitig bis an die Grenzen ihrer Leistungsfähigkeit gehen, sind aufgrund der intermittierend exzessiven Belastung relativ häufiger betroffen,¹⁰ wohingegen Partialrupturen v.a. bei Leitungssportlern auftreten (76%).¹¹ Die meisten Rupturen können dabei auf eine chronische Vorschädigung zurückgeführt werden, auf deren Grundlage ein akutes Trauma ausreichend ist um eine Ruptur zu verursachen.⁶ Typischerweise kommt es zur Achillessehnenruptur durch

- I) plötzliche passive Dorsalextension im oberen Sprunggelenk und reflektorischer Wadenmuskelkontraktur (Sturz nach vorne)
- II) durch kraftvolle Dorsalextension eines plantar flektierten Fußes (Landung nach Sprung) oder
- III) durch das Abstoßen des Standbeins bei extendiertem Kniegelenk bei maximaler Wadenmuskelkontraktion (Sprint, Richtungswechsel)^{7,12}

Prädisponiert scheint dabei ein Areal ca. 2-6 cm kranial des Sehnenansatzes zu sein, da in diesem Bereich sowohl die Nährstoffzufuhr aus dem Muskel, aus dem Sehnenansatz als auch die allgemeine Vaskularisierung der Sehne gering ist, wodurch die Regeneration der Sehne durch die Fibroblasten schwächer ausfällt.¹¹ Je nach Rupturlokalisation lassen sich die Läsionen dabei in proximale (am Übergang zum Muskel), mittige (das mittlere Sehnendrittel umfassende) und distale Achillessehnenrupturen unterteilen.¹³ Daneben lassen sich diese Verletzungen anhand des Ausmaßes in totale, also den gesamten Durchmesser der Sehne betreffende, oder partielle, inkomplette Durchrisse der Sehnen¹³ untergliedern. Anhand des Versorgungszeitpunktes ist eine Unterscheidung in akute und chronische Rupturen möglich, wobei bei letzterer der Zeitraum zwischen Ruptur-Ereignis und Therapiebeginn > 4 Wochen beträgt und eine Retraktion der Sehnenenden zu erwarten ist.¹⁴

Als Hauprisikofaktoren sind Ballsportarten wie z.B. Fußball, Tennis und Badminton führend, wobei auch Leichtathletik als Hochrisikosportart eingeschätzt werden kann.⁷ Grob zusammengefasst betrifft dies alle Bewegungsabläufe, die mit kräftigem Antritt, häufigem Springen und/oder schnellen Richtungswechseln verbunden sind.⁷ Das liegt darin begründet, dass zwischen dem Muskel- und Sehnenquerschnitt, trotz einer durchschnittlichen Belastbarkeit der Sehne von ca. 9000-11000 N/cm², ein sehr ungünstiges Kräfteverhältnis von 150:1 herrscht.⁷ Bereits beim einfachen Laufen auf ebenem Untergrund konnte durch biomechanische Berechnungen gezeigt werden, dass z.T. das 6- bis 8-fache des eigenen Körpergewichts auf die Achillessehne wirkt und die maximale Belastungsgrenze damit beinahe erreicht ist.¹¹

Wie bereits erwähnt, sind in beinahe allen Sehnen mit Rupturen degenerative Veränderungen zu verzeichnen.⁷ Diese werden für gewöhnlich durch Alterungsprozesse hervorgerufen.¹¹ Durch übermäßige Beanspruchung der Sehne bei gleichzeitig kurzen Regenerationsphasen, kommt es zu Mikro- und Makrotraumata, die einen vorzeitigen Alterungsprozess der Sehne einleiten und ihre Integrität herabsetzen können.¹¹ Dementsprechend treten Rupturen in der nicht-sporttreibenden Patientengruppe im Durchschnitt ca. 10 Jahre später auf, als in der sporttreibenden.^{8,15}

Ätiologisch spielen auch rheumatoide Erkrankungen eine wesentliche Rolle. Durch Autoimmunreaktionen kann es zu Peritendinitiden am Sehnenansatz oder zu Granulombildungen direkt innerhalb der Sehne kommen, was sie in ihrer Stabilität beeinträchtigt und zu Partial- oder Totalrupturen führen kann.¹⁶ Ebenso konnte gezeigt werden, dass sich ein Diabetes mellitus auf die mechanischen Eigenschaften der Achillessehne auswirken kann und so, neben der Dehnbarkeit und der Stärke, die Elastizität negativ beeinträchtigt wird.¹⁶ Dementsprechend weisen diese Achillessehnen eine veränderte Kollagenorganisation, sowie fokale Degenerationen auf.¹⁷

Ein weiterer Risikofaktor ist die systemische Einnahme von Glykokortikoiden. Es wird angenommen, dass dadurch die körpereigene Regeneration von Mikrotraumata der Sehne unterdrückt wird.^{10,17} Der Anstieg des Rupturrisikos hängt, wie von Spoendlin et al. 2015 gezeigt, unter anderem von der Dauer der Einnahme und der Dosierung

ab, also ob eine therapeutische Dosis von 20 mg/d an Cortisoläquivalent über- oder unterschritten wird.¹⁸ Ebenso konnte ein Zusammenhang zur Einnahme von Quinolonen gezeigt werden. Dabei wird angenommen, dass sie durch ihre toxische Wirkung die Sehnen direkt schädigen und dadurch zur Tendinopathie führen.⁴¹

1.1.3. Pathophysiologie von degenerativen Vorgängen, Entstehung von Achillessehnenrupturen auf zellulärer Ebene und Heilungsprozess

Für in Sehnen auftretende Degenerationen werden grundsätzlich zwei mögliche Vorgänge diskutiert:

- I) Durch Fibroblasten werden lysosomale und cytoplasmatische Enzyme in den Extrazellularraum sezerniert, wo sie eine Zersetzung der EZM verursachen.²⁰
- II) Durch direkte zelluläre Phagozytose und Pinozytose kommt es zu Degenerationen.²⁰

Der Metabolismus der Sehnen läuft relativ langsam ab, sodass sie einerseits mit wenig Nährstoffen und einer geringen Sauerstoffkonzentration auskommen, andererseits allerdings auch Verletzungen sehr langsam regenerieren.⁴ Bei übermäßiger Belastung verschiebt sich die Balance des Metabolismus zwischen Ana- (Kollagensynthese) und Katabolismus in Richtung des Katabolismus, wodurch es zur vermehrten Freisetzung von proinflammatorischen Mediatoren kommt.²¹ Dies ist verantwortlich für Entzündungen, Ödeme, reduzierte Fibrozytenproliferation, Änderungen in Struktur und Zusammensetzung der EZM und allgemein verminderte Kollagensynthese, was wiederum in eine Tendinopathie^{22,23} oder durch Verminderung der Sehnenintegrität in einer Ruptur münden kann.²¹ Zusätzlich nimmt während einer entzündlichen Phase die vaskuläre Permeabilität zu, sodass vermehrt proinflammatorische Zellen in das Sehnengewebe vordringen können, die ebenfalls unterschiedlichste Zytokine und Wachstumsfaktoren freisetzen.⁶ Unter anderem kommt es dabei, durch VEGF getriggert, zu einer Neovaskularisation.²⁴ Besonders wichtig sind im weiteren Verlauf die Makrophagen (M1 und M2 Makrophagen), die sowohl die Heilung unterstützen, als auch zu einer übermäßigen Entzündungsreaktion und damit zu einer zusätzlichen Schädigung der Sehne beitragen können.⁶ Während M1 Makrophagen zu Beginn einer Entzündungsreaktion dominieren und sowohl Reparationsprozesse (siehe Abbildung 2; Pfeile/Vermehrung

der Fibroblasten) als auch Entzündungen begünstigen, wandern M2 Makrophagen später ein und sorgen für eine Unterdrückung der Entzündungsreaktion sowie für eine Beseitigung von überschüssiger EZM.⁶ Wird diese System dabei durch z.B. Über- bzw. Unterbelastung der Sehne in eine Dysbalance gebracht, kann dies in einer zusätzlichen Schädigung der Sehne münden.⁶

In belasteten, pathologisch veränderten Sehnen zeigen sich deshalb unter anderem eine stärkere Desorganisation sowie Auflockerung der Kollagenfasern²⁵ (Abbildung 2, Stern und Pfeilmarkierungen), verminderter Resistenz der Sehne gegenüber Belastung sowie einer daraus mündenden Prolongation oder Ruptur.²⁶

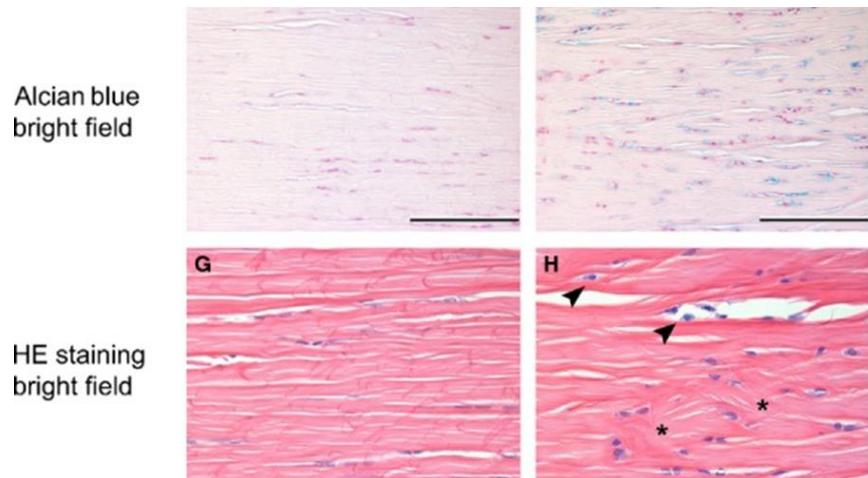


Abbildung 2: Histologischer Ausschnitt einer Sehne (rechts nach Belastung; links Kontrolle)²²

Kommt es zu einer Sehnenruptur, so dauert die nachfolgende Heilung mehrere Wochen bis Jahre. Konkret läuft der Heilungsprozess dabei in drei Phasen ab.²⁷ Das erste Stadium Inflammation (Einwandern inflammatorischer Zellen, Neovaskularisation, Hämatomorganisation, Kollagen Typ III - Synthese²⁸) dauert dabei einige wenige Tage an und geht in die 6-8 Wochen andauernde Proliferationsphase über (Bildung diffusen Narbengewebes aus Kollagen Typ III und Proteoglykanen).²⁷ Zuletzt folgt die Remodellierungsphase (Alternation von Typ III zu Typ I Kollagen, longitudinal ausgerichtete Reorganisation des parallelen Fasernverlaufs), die 1-2 Jahre andauern kann und eine Wiederherstellung der

Sehnensteifigkeit, Dehnbarkeit und Struktur gewährleisten soll.²⁷ Eine Restitutio ad integrum wird dabei nicht erreicht.²⁹

1.1.4. Leitlinienkonforme Versorgung und Nachbehandlung

Achillessehnenrupturen können sowohl konservativ als auch operativ versorgt werden. Zur Therapieentscheidung sollte jeder Patient nach individuellen Kriterien, insbesondere Alter, Komorbiditäten und körperlichem Belastungsanspruch beurteilt werden.³⁰ Mitunter ausschlaggebend ist dabei die Annäherung der Sehnenstümpfe unter passiver Plantarflexion.³⁰ Eine Lücke in der Sehne unter Flexion kann dabei, neben anderen Kriterien^{7,31}, als OP-Indikation betrachtet werden, da die Funktion der Sehne durch die Elongation nach Abheilung beeinträchtigt sein kann.³⁰ Erfolgt in der Ultraschallkontrolle unter Flexionsstellung bis ca. 40° hingegen eine Anlagerung der Rupturenden, so kann ein konservatives Vorgehen gewählt werden.³⁰ Bei diesem Therapieansatz wird die Ruptur mittels Orthese, die den Unterschenkel inklusive Fuß umfasst und dabei für gewöhnlich einen 30° Plantarflexionswinkel einnimmt³², stabilisiert und die Flexion dabei, ähnlich dem nachfolgenden Nachbehandlungsschema operativ versorgter Rupturen, langsam reduziert. Zeigt sich nach einigen Tagen bis Wochen keine gute Adaption bzw. suffiziente Defektheilung der Stümpfe, so kann mit einer operativen Therapiestrategie fortgefahren werden, ebenso wie bei Patienten mit chronischen Achillessehnenrupturen.³⁰

Vorteile dieses therapeutischen Vorgehens sind hierbei die sichere Sehnenadaption, die frühfunktionelle Nachbehandlung⁷ sowie die schnellere Rückkehr ins Arbeitsleben.³³

Es gibt zahlreiche unterschiedliche Operationstechniken, die zur Versorgung einer Achillessehnenruptur angewandt werden können. Im Folgenden werden ausgewählte Verfahren erwähnt, die auch bei den Studienteilnehmern in der vorliegenden Arbeit angewandt worden sind. Am weitesten verbreitet ist die offene Naht der Achillessehne, meist nach Kirchmayr-Kessler (Abbildung 3 und Abbildung 4).³⁴

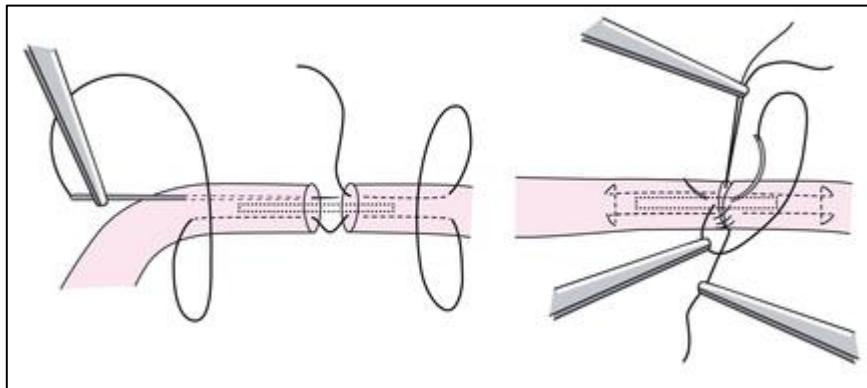


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Kirchmayr-Kessler-Rahmennaht einer Sehne^{III}
Dabei wird dorsomedial ein ca. 10-15 cm großer Hautschnitt gesetzt, das Paratendineum durchtrennt und die Rupturstelle freigelegt.³⁴ Der Hautschnitt sollte dabei medial neben der Scheitelstelle der Sehne liegen, da später der Schuh beim Laufen drücken und Schmerzen verursachen könnte³⁵ sowie lateralseits der N. suralis verletzt werden kann. Danach erfolgt die Rahmennaht zur Stabilisierung mittels langsam resorbierbaren Fadenst.⁷ Die Nadel wird an der Schnittfläche centromedial eingestochen, innerhalb der Sehne fortgeführt und nach ca. 2 cm medial der Sehnenmittellinie wieder ausgestochen.³⁶ Danach erfolgt ein Stich quer durch die Sehne zur lateralen Seite und anschließend wieder einer innerhalb der Sehne longitudinal zurück zur Schnittfläche, wo die Nadel centrolateral austritt.³⁶ Dieselbe Prozedur wird mit dem anderen Stumpf in der gleichen Reihenfolge und Orientierung wiederholt und die Fadenenden miteinander verknotet.³⁶ Anschließend erfolgt die Feinadaption der Sehnenenden, wobei, zur besseren Gleitfähigkeit der Sehne, eine Naht des Peritendineums angestrebt wird.⁷

Ähnlich adaptiert werden können die Sehnenenden mittels Bunnell-Durchflechtungsnaht, die ebenfalls häufig eingesetzt wird.³⁴ Die genaue Nahttechnik ist dabei von der Präferenz des Operateurs abhängig, wobei der Kirchmayr-Kessler-Naht gegenüber der Bunnell-Naht der Vorzug zu geben ist, da letztere die Durchblutung der Sehne erheblicher beeinträchtigt und damit die Heilung verzögern kann.³⁴



Abbildung 4: Intraoperative Ansicht einer Achillessehnenruptur. Zu sehen ist der Zustand der Ruptur nach offener Naht mit den adaptierten Sehnenstümpfen in Flexionsstellung des Fußes. Auf Höhe des Instrumentariums ist eine Durchflechtung der Achillessehne mit der Plantaris-longus-Sehne zu erkennen. Danach folgt die Peritendineumnaht mit anschließendem Wundverschluss.^{IV}

Eine seit 1977 durchgeführte Technik ist die minimalinvasive perkutane Adaption, die v.a. in den letzten Jahren, auch aufgrund des kleinen Zugangsweges und des optisch ansprechenden Ergebnisses⁷ bei vergleichbarem klinischen und funktionellem Outcome zunehmend eingesetzt wird.^{37–39}

Sowohl bei geschlossener als auch offener Naht wird der Fuß postoperativ mittels Orthese in einer Flexionsstellung fixiert. Dies kann mit Hilfe einer Gipsschiene oder mit einer VacoPed®-Schiene erfolgen.⁷ Je nach Nachbehandlungsschema des behandelnden Hauses wird in den darauffolgenden Wochen die von der Orthese aufrechterhaltene Flexionsstellung langsam reduziert, bis eine 0° Stellung im OSG erreicht wird.³² Dies soll der Sehne ermöglichen stabil zu verheilen und gleichzeitig nicht zu verkürzen.³² Vollbelastung wird dabei meist ca. 3 Wochen post OP erreicht.⁴⁰ Wie bereits erwähnt, gibt es je nach versorgender Einrichtung unterschiedliche Nachbehandlungsschemata, wobei für konservativ und operativ versorgte Rupturen ähnliche Schemata angewandt werden. Im Anhang unter dem Punkt 6.a. findet sich das entsprechende Schema des Universitätsklinikums Regensburg, wie es für konservativ und operativ versorgte Achillessehnenrupturen angewandt wird. Abweichungen in der Behandlung können je nach Ausheilungsstadium und Ermessen des behandelnden Arztes variieren.

1.2. Methodik zur Diagnostik frischer und ausgeheilter Achillessehnenrupturen

Es gibt verschiedene Methoden bzw. Anhaltspunkte, die auf eine Achillessehnenruptur hinweisen können. Als primäres Diagnostikum ist dabei die Anamnese (lautes Knallen, „Tritt“ gegen die Unterschenkeldorsalseite, spontaner Kraftverlust⁷) und die klinische Untersuchung (Dellenbildung, Hämatombildung, Schwellung³², Hochstellung der Wadenmuskulatur⁷) zu nennen. Nachfolgend können diverse klinische Tests durchgeführt werden (Hanging-foot-Test, Thompson-Test, Kraftverlust, Zehenspitzenstand), um die Situation weiter zu evaluieren. Als sichere Zeichen werden allerdings nur die Dellenbildung am Defektareal (Sensitivität 100%) und die Unfähigkeit zum einbeinigen Zehenspitzenstand (Sensitivität 97%) betrachtet, wohingegen der Thompson-Test und die Flexion gegen Widerstand nur eine beschränkte Aussagekraft haben (67% und 64%).⁷

Anschließend erfolgt gemeinhin eine apparative Diagnostik zur genaueren Visualisierung des Traumaausmaßes. Dafür stehen die MRT, die Ultraschalluntersuchung und die konventionelle Röntgenaufnahme zur Verfügung.⁷ Die röntgenologische Untersuchung spielt nur eine untergeordnete Rolle (Sensitivität 40 %⁷). Sie dient vor allem dem Ausschluss differentialdiagnostischer knöcherner (Begleit-) Verletzungen, wie etwa dem knöchernen Achillessehnenausriß, der OSG-Frakturen oder distalen Unterschenkelfrakturen.

Besonders valide und sensitiv mit 99% ist dagegen die Untersuchung Mittels MRT.⁷ Hier gelingt die Weichteildarstellung besonders gut, wodurch sowohl die Rupturstelle, das Ausmaß, als auch Begleitverletzungen erkannt werden können.⁷ Wegen des hohen zeitlichen und finanziellen Aufwandes wird die Kernspintomographie nur in Ausnahmefällen (bei unklarer Sachlage, älteren Rupturen, starke Retraktionen) verwendet.⁷

Goldstandard bei Achillessehnenrupturen ist die Sonographie (Sensitivität 91%⁷). Da sie schnell verfügbar, kostengünstig und die Weichteilschäden, abhängig vom jeweiligen Gerät und dem Untersucher, relativ genau wiedergeben kann,⁷ wird sie als präferierte apparative Maßnahme eingesetzt. Sonographisch zeigt sich ein Defekt im konventionell verwendeten B-Mode (Abbildung 5) als Auflockerung des für gewöhnlich sehr dichten Faserbestandes der Sehne, was sich als hypoechoisches Areal präsentiert.¹² Zeitgleich kann zwischen den retrahierten Sehnenenden ein

Hämatom an der Stelle der Ruptur festgestellt werden. Um eine Fehlinterpretation bzw. -diagnose zu vermeiden, sollte der vermeintliche Defekt aus mehreren Aufnahmewinkeln betrachtet und die Sehne vollständig über ihre gesamte Länge hinweg geschallt werden.¹²

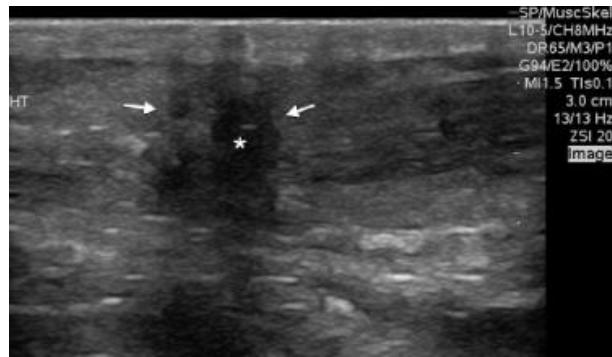


Abbildung 5: AS-Ruptur im B-Mode mit einem Hämatom (*) zwischen den beiden Sehnenstümpfen (Pfeile) ^v

Ein zusätzlicher Vorteil besteht bei der Sonographie darin, dass die Aufnahmen dynamisch erfolgen können. Wichtig ist dies, v.a. für die therapeutisch wichtige Frage der Annäherung der Sehnenstümpfe unter Plantarflexion.⁷

Zur Nachuntersuchung wird momentan ausschließlich die konventionelle Ultraschalluntersuchung verwendet, wobei auch hier die Aussagekraft bezüglich der Ausheilung unzureichend ist und nur grobe Schlussfolgerungen, wie z.B. auf noch vorhandene Unterbrechungen der Sehnenkontinuität, zulässt. Die Funktionalität, die mechanischen Eigenschaften, die Struktur der Sehnen sowie wie lange etwaig vorhandene Veränderungen an bereits verheilten Achillessehnenrupturen sichtbar sind, können im konventionellen B-Bild nicht beurteilt werden. Dadurch ist relativ wenig über die biomechanischen Eigenschaften posttraumatisch veränderter Sehnen, sowie über die langfristigen Auswirkungen einer Ruptur auf eine Achillessehne, bzw. etwaige Veränderung der elastischen Eigenschaften bekannt. Die Sonoelastographie bietet als relativ neue Ultraschallmethode nun die Möglichkeit diese Merkmale einer verheilten Achillessehnenruptur kostengünstig und non-invasiv beurteilen zu können.

1.3. Technische und physikalische Grundlagen der verwendeten sonoelastographischen Methoden mit bisherigen Einsatzbereichen

1.3.1. Strainelastographie

Die Echtzeit-Sonoelastographie (SE), auch Realtime-, *Strain*- oder Kompressionselastographie genannt, gehört, zu den relativ neuen Untersuchungsmethoden in der Ultraschalldiagnostik, die erstmals 1991 von Ophir et. al. beschrieben wurde⁴¹. Verfügbar für den klinischen Alltag wurde diese Methode durch die Integration der *Strainelastographie* in ein herkömmliches Ultraschallgerät durch die Firma Hitachi (Hitachi Realtime Tissue Elastography).⁴¹ Seither hat sich dieses Verfahren zur qualitativen Darstellung der Gewebe steifigkeit in vielen Einsatzgebieten etabliert. Dementsprechend ist dieses Verfahren in vielen neueren kommerziellen Ultraschallgeräten zu finden und kann mit herkömmlichen Ultraschallsonden durchgeführt werden⁴². Eine standardmäßige Verwendung der Kompressionselastographie hat sich bis jetzt noch nicht durchgesetzt, obwohl sie die Möglichkeit einer, über die bisherigen sonographischen Aufnahmearten hinausreichende Beurteilung von Veränderungen in verschiedenen Gewebsarealen z.B. in der Differenzierung von benignen bzw. malignen Läsionen der Brust⁴³, der Thyroidea⁴⁴, der Lymphknoten⁴⁵ oder zur Detektion von Prostatakarzinomen⁴⁶ bietet. Relativ ausgiebig eingesetzt wird die SE bereits in der Beurteilung und Diagnose von diversen Lebererkrankungen, allen voran dem Fibrosierungsgrad bei Leberzirrhose⁴⁷.

Die Gewebskompression spielt bei dieser Methode eine entscheidende Rolle. Zur Durchführung der SE erfolgt ein mechanischer Stimulus, der durch die Untersucherhand über die Ultraschallsonde geleistet wird, und zu einer Deformation des zu untersuchenden Gewebes führt.⁴⁸ Die Krafteinwirkung sollte dabei senkrecht zur Oberfläche erfolgen um eine falsch hohe Steifigkeit/Dehnung des Materials zu vermeiden.⁴⁹ Vom Ultraschalltransduktoren wird eine Aufnahme des Messfeldes „Region of Interest“ (ROI) vor und anschließend während der Kompression getätigt.⁴⁸

Folgendes bildet dabei die Basis der weiteren Überlegungen:

- I) Durch externe Kompression kommt es zu Verschiebungen, was zu Dehnung innerhalb des Gewebes führt.⁵⁰

- II) Diese Dehnung ist im harten weniger stark ausgeprägt als im weichen Gewebe⁵⁰.

Die beiden detektierten Echosignale werden miteinander verglichen und der Grad der Deformation Mittels mathematischer Algorithmen in Dehnungswerte umgewandelt.⁵¹ Herkömmlicherweise wird dabei die erweiterte kombinierte Autokorrelationsmethode verwendet. Hierzu vergleicht man die Echofrequenzmuster eines am Gewebe reflektierten Ultraschallstrahls über die Zeit.⁵¹ Erfolgt in diesem Zeitraum keine Bewegung des Gewebes bzw. des Transduktors, so bleiben die empfangenen Frequenzmuster identisch. Wird Druck auf die ROI ausgeübt, kommt es zur Verschiebung der Frequenzmuster zueinander.⁵¹ Verkleinert sich dabei der Abstand zwischen zwei Frequenzspitzen, so handelt es sich um weiches Gewebe, bleibt der Abstand gleich so ist das Gewebe hart.⁵¹ Zusätzlich werden die Frequenzmuster nebeneinanderliegender Ultraschallstrahlen verglichen, sodass ein seitliches Abdriften von Gewebsarealen detektiert werden kann.⁵¹ Aus den erhaltenen Frequenzverschiebungen wird nun das s.g. Dehnungsfeld, mittels inverser 3D-Finite-Elemente-Methode, rekonstruiert, in dem Bereiche mit hoher Elastizität als Areale hoher und Orte mit geringer Elastizität als Areale mit geringer Dehnung erscheinen.⁵¹ Dazu wird die ROI in bis zu 30.000 kleine Würfel (finite Elemente) unterteilt, deren Elastizität (Elastizitätsmodul) vor der Kompression als konstant betrachtet wird.⁵¹ Nach Krafteinwirkung werden den einzelnen finiten Elementen die oben genannten Frequenzverschiebungen zugeordnet, woraus wiederum die Deformation der Würfel und damit die Dehnung berechnet werden kann.⁵¹ Der genaue Zusammenhang zwischen Dehnung und Elastizitätsmodul soll mit den folgenden drei Formeln verdeutlicht werden:

- I) mech. Spannung $\sigma = F/A$ ⁵²
- II) Dehnung $\epsilon = \Delta l/l_0$ ⁵³
- III) Elastizitätsmodul $E = \sigma/\epsilon$ ⁵⁴

(mit Kraft F, Fläche A, Längendifferenz Δl und Anfangslänge l_0). Somit werden primär nicht quantitative Aussagen über die Steifigkeit des gemessenen Areals bestimmt, sondern nur eine relative Aussage bezüglich des Verhältnisses der einzelnen Dehnungswerte bzw. der „Härte“ (mechanischer Verformungswiderstand) innerhalb

des Messbereichs⁵⁵. Dies wird wiederum in einem Elastogramm optisch dargestellt und kann als Grauwert oder als Farbwert in zwei verschiedenen Farbskalierungen ausgegeben dem B-Bild aufgelagert werden.

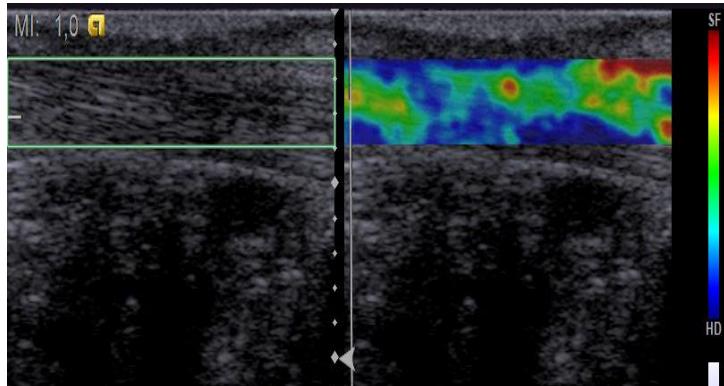
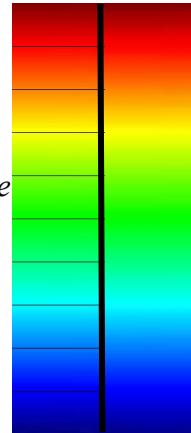


Abbildung 7: Strain-Elastogramm einer Achillessehne mit nebenstehender Farbkodierung

Abbildung 6:
Farbskala 2 bei
Siemens ACUSON
(blau = harte
Areale; rot = weiche
Areale). Die linke
Skala zeigt die für
die PC-gestützte
Auswertung
verwendete
Farbeinteilung.



1.3.2. Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI Imaging)

Die *ARFI Imaging* Elastographie gehört zu den ARFI-Methoden und stellt ebenfalls eines der neueren Ultraschallverfahren dar. Ebenso wie die oben beschriebene *Strainelastographie* ist auch dieses Verfahren in einige kommerzielle Ultraschallgeräte integriert und kann mit herkömmlichen Schallsonden durchgeführt werden, unterscheidet sich dabei aber in einigen wesentlichen Aspekten von ersterer. Demnach wird bei diesem Verfahren der mechanische Stimulus nicht durch manuelle Kompression, sondern durch einen erzeugten akustischen Kurzimpuls (Acoustic Radiation Force Impulse = ARFI) geleistet.⁵⁶ Dies bildet dabei die Grundlage für die Darstellung qualitativer und quantitativer Elastizitätseigenschaften von zu untersuchendem Material, wobei durch *ARFI Imaging* der quantitative Aspekt betrachtet wird. *ARFI Imaging* beruht dabei auf der Ausbreitung von Schallwellen innerhalb eines ableitenden Mediums, wobei die ARF (Acoustic Radiation Force) durch die Impulskraftübertragung der Welle auf das Material durch Absorption und, in geringeren Teilen, durch Reflexion entsteht und die Schallwelle dabei an Kraft verliert.⁵⁷ Die auf das Gewebe einwirkende Kraft kann dabei beschrieben werden als:

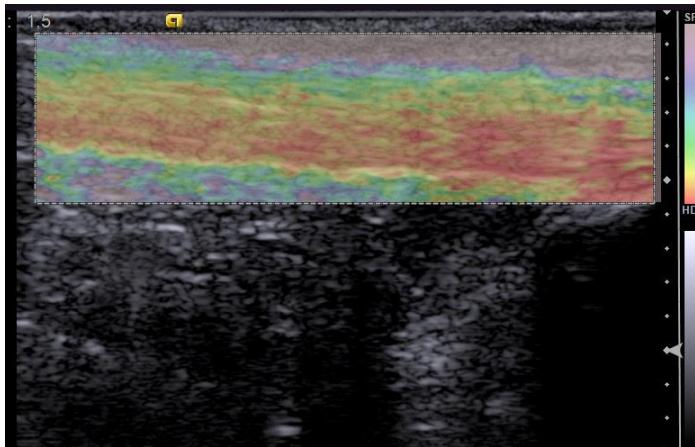
$$F = \frac{2\alpha I}{c}$$

F ist dabei die auf das Material einwirkende Kraft, α die Dämpfung durch das Gewebe, I die Intensität der Ultraschallstrahlen und c die Geschwindigkeit der Wellen innerhalb der Gewebes.⁵⁷

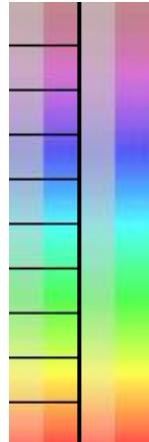
Im Allgemeinen gilt dabei: höhere Dämpfung (Impedanz) steigert die Menge der auf das Medium übertragenen Impulse, während die Intensität der Welle geringer wird.⁵⁸ Die Absorption findet dabei in Richtung der Wellenausbreitung statt, während die Reflexion von den Winkelstreuungseigenschaften des Ziels abhängig ist.⁵⁷ Ein Aufnahmezyklus, vom dem pro Bild ca. 100-800 durchlaufen werden und der durch einen einzigen Transduktoren geleistet werden kann, besteht aus drei Teilen⁵⁷: Zunächst wird ein einfacher Referenzschallimpuls ausgesendet, der die ursprüngliche Form des Gewebes vor der Krafteinwirkung detektieren soll⁵⁸. Als nächstes folgt der s.g. „Push-Puls“, also ein akustischer Kurzimpuls von < 1ms Dauer, der eine minimale lokale Verschiebung des Materials von 1-15µm bewirken soll, wobei die Verschieblichkeit i.A. umgekehrt proportional zur Gewebesteifigkeit ist.⁵⁷ Die Frequenz dieses Impulses liegt dabei im Bereich von 50-60 Hz und hat eine für eine genaue Berechnung beschränkte Eindringtiefe von ca. 75 mm.²⁴ Während sich weniger steifes Material stark verschiebt/deformiert, behält steiferes Gewebe ganz oder annähernd seine Form.⁵⁹ Nachdem der Push-Puls den Messbereich durchlaufen hat, beginnt sich das Material durch Rückstellkräfte wieder in seine initiale Struktur zurückzubilden.⁵⁹ Als dritter Teil folgt im unmittelbaren Anschluss über einen kurzen Zeitraum hinweg der s.g. „Tracking-Puls“, also konventionelle Ultraschallwellen, die die Situation innerhalb des Gewebes nach Krafteinwirkung ermitteln. Dabei werden die daraus gewonnenen Daten mit den vorher aufgenommenen Referenzdaten verglichen, sodass die Materialdeformation jeder einzelnen Position entlang des Strahlengangs berechnet werden kann.⁵⁹ Hieraus wird ein Elastogramm erstellt, dass die relative Steifigkeit als Grau- oder Farbskala wiedergibt, wobei hellgraue (blaue) Flächen weniger steife Areale und dunkelgraue (rote) steifere Areale repräsentieren.⁵⁹

Seit der Einführung dieser Methode hat sie sich bereits in vielen Einsatzgebieten bewehrt. So kann sie z.B. als ergänzende Untersuchung von arteriosklerotischen Veränderungen der Gefäße verwendet werden,⁶⁰ ebenso wie zur Diagnose von akuten Pankreatitiden, wobei sie dabei durch die Darstellung des harten, entzündeten Gewebes der herkömmlichen Ultraschalluntersuchung sogar überlegen

ist.⁶¹ Besonders ausgeprägt ist diese Methode bei der Beurteilung von benignen und malignen Läsionen der Brust⁶², der Thyoidea⁶³ oder des Gastrointestinaltrakts⁶⁴ im Einsatz. Im Hinblick auf die Leberdiagnostik wird ARFI eingesetzt um den Verlauf von diversen Erkrankungen an Hand des Fibrosierungsgrades der Leber zu beurteilen.⁶⁵



*Abbildung 8:
Farbskala ARFI-
Imaging (rot =
hart; lila = weich).
Die linke Skala
zeigt die für die
PC-gestützte
Auswertung
verwendete
Farbeinteilung.*



*Abbildung 9: ARFI-Elastogramm einer Achillessehne
mit nebenstehender Farbcodierung*

1.3.3. Acoustic Radiation Force Impulse Quantification (ARFI Quantification)

Dieses System ist in seiner Funktionsweise näher verwandt zu *ARFI Imaging* als zur *Strainelastographie*. Ähnlich wie bei der vorangegangenen Methode wird auch hier der mechanische Stimulus zur Elastizitätsmessung, in Form von Gewebsvibrationen von weniger als 1kHz, durch einen vom Schallkopf ausgesendeten, standardisierten Impuls geleistet²⁴

Mittels *ARFI Quantification* kann die Gewebesteifigkeit durch Bestimmung der Scherwellengeschwindigkeit ermittelt werden, die quantitativ in Meter pro Sekunde wiedergegeben wird.²⁴ Die Erhebung eines Wertes ist dabei auf ein kleines unveränderbares Messfeld (ROI), in Form einer 5mm x 5mm großen Box oder eines Kreises mit 1 mm Durchmesser beschränkt (je nach Hersteller) und liefert demnach nur eine fokale Elastizitätsmessung.²⁴ Die ROI kann innerhalb des B-Bildes an der gewünschten Stelle frei positioniert werden. Die maximale Eindringtiefe kann dabei 5,5 cm nicht überschreiten.⁶⁶

Grundsätzlich gibt es zwei Arten von Wellen, die sich im Gewebe ausbreiten können: zum einen longitudinale Wellen (i.A. durch Kompression hervorgerufen), durch die

die Partikel innerhalb des Körpers in Richtung der Wellenausbreitung oszillieren. Zum anderen Transversalwellen oder auch Scherwellen, bei der die Partikel senkrecht zur Wellenfortsetzung oszillieren.⁵⁸ Dies ist vergleichbar mit der Wellenausbreitung nach einem Steinwurf auf eine Wasseroberfläche:

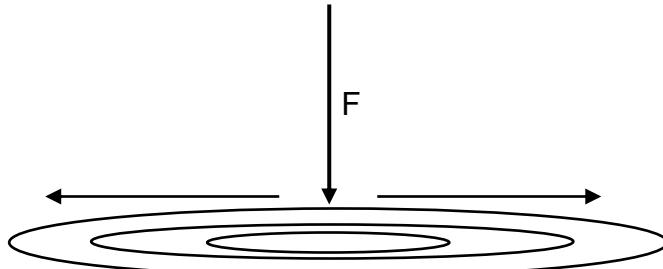


Abbildung 10: Veranschaulichung der Wellenausbreitung nach lotrechter Krafteinwirkung

Mit F wird hier ein Kraftvektor dargestellt, der auf ein Medium einwirkt (z.B. eine Wasseroberfläche). Orthogonal zu dieser Krafteinwirkung (Pfeile) setzt sich, die Wellenausbreitung (Ellipsen) kreisförmig im Medium fort (ebenfalls wieder analog zum Steinwurf). Zur Erklärung der Funktionsweise von *ARFI Quantification* kann dies als vereinfachtes Modell verwendet werden. Durch einen vom Transduktorkugelkopf ausgesendeten Kurzimpuls kommt es zur Deformation des Gewebes und damit zur Erzeugung von Scherwellen, die sich perpendikular zum Impuls durch das Material fortsetzen.⁵⁸ Der entsprechende Impuls für diesen Vorgang wird an den lateralen Rändern der ROI appliziert.⁵⁹ Die Deformation, die dabei wiederum durch die Wellenfront gebildet wird, kann durch Ultraschallwellen detektiert werden.⁵⁸ Durch Beobachtung der Wellenfront über mehrere Detektionsorte hinweg, kann mit Hilfe der dazwischenliegenden Zeitspanne die Scherwellengeschwindigkeit berechnet werden.⁵⁸ Die Ausbreitungsgeschwindigkeit dieser Wellen lässt dabei Rückschlüsse auf die Steifigkeit des Gewebes zu.⁵⁸

Grundsätzlich gilt dabei, umso steifer sich ein Areal präsentiert, umso höher ist auch die Scherwellengeschwindigkeit v_s . Bei Kenntnis der Gewebedichte ρ kann, gemäß des nachfolgenden Zusammenhangs, das Schubmodul G berechnet werden und daraus wiederum bei Kenntnis der Poissonszahl ν das Elastizitätsmodul E.⁶⁷

$$\text{Schubmodul } G = \rho * v_s^2 \quad ^{67}$$

$$\text{Elastizitätsmodul } E = 2G(1+\nu) \quad ^{67}$$

Die Beurteilung der Elastizität von körpereigenem Gewebe mittels Elastizitäts- oder Schubmodul ist jedoch umstritten, da der erwähnte Zusammenhang nur für homogenes und isotropes Gewebe gilt.^{22,67}

Dagegen ist die Scherwellengeschwindigkeit proportional zum Elastizitätsmodus des Gewebes und kann daher als valide Messeinheit für elastische Eigenschaften des untersuchten Gewebes verwendet werden.^{22,67}

Diese Berechnungen pro ROI sollten mehrmals durchgeführt werden, um eine valide Messung zu erhalten.⁵⁹ Bei dem Gerät, welches in der vorliegenden Studie verwendet wurde (ACUSON S2000, Fa. Siemens, Erlangen) erscheint an Stelle einer Geschwindigkeitsangabe im „ v_s “-Feld ein „X.XX“-Symbol, wenn kein valider Wert ermittelt werden kann.⁶⁸ Das bedeutet, dass das durch den Scherwellenberechnungsalgorithmus festgelegte Zuversichtsintervall unter 0,8 liegt, wobei Werte zwischen 0 und 1 möglich sind.⁷³ Das Konfidenzintervall kann nicht erreicht werden, wenn die Scherwellengeschwindigkeiten zwischen den einzelnen Detektionsschallwellen zu variabel sind.⁶⁸ Ein „X.XX“-Symbol wird auch dann angezeigt, wenn die Messwerte außerhalb des Messbereichs von 0 - 9 m/s liegen.⁶⁹ Im Gegensatz zu konventionellen Ultraschallwellen werden Scherwellen im Gewebe 10.000-mal schneller abgeschwächt, wodurch sie sensitivere Messwerte liefern können.⁴³ Für *ARFI Quantification* gilt ebenso wie für *ARFI Imaging*, dass der Transduktork möglichst perpendikular zum Gewebe gehalten werden soll um Anisotropie, also die unterschiedliche Ausbreitung von Schall im Material, weitestgehend zu vermeiden.⁴⁹

So wird zusammengefasst mittels *Strainelastographie* ein Steifigkeits- bzw. Dehnungsverhältnis (siehe 1.3.1), mit *ARFI Imaging* die Steifigkeit bzw. Dehnung (siehe 1.3.2) und mit *ARFI Quantification* über die Scherwellengeschwindigkeit das Elastizitätsmodul gemessen.

Dabei ist Steifigkeit ≠ Elastizitätsmodul ≠ Härte⁷⁰. Härte beschreibt demnach den mechanischen Widerstand, den ein Material leisten kann und E die plastische Verformbarkeit.⁷¹ Dem besseren Verständnis wegen wurde in der vorliegenden Arbeit diese Unterscheidung der Begrifflichkeiten im fortlaufenden Text nicht getätigt. Lediglich bei der Beurteilung der Ergebnisse wurde auf diesen Umstand eingegangen.

Aufgrund der quantitativen Werte, die mittels *ARFI Quantification* erzielt werden können, besitzt diese Methode im Vergleich zu *ARFI Imaging* aktuell eine höhere klinische Relevanz im Bereich des Monitorings der Leberfibrosierung. In *ARFI-Quantification* zeigt sich eine fibrotische Leber dabei steifer und damit mit einer höheren Scherwellengeschwindigkeit.⁷² Damit können diverse Lebererkrankungen, z.B. Virushepatitiden⁷³ oder Autoimmunhepatitiden⁷⁴, im Verlauf, ebenso wie die posttransplantatorische Abstoßungsreaktion nach Lebertransplantation^{75,76} überwacht und beurteilt werden.

1.4. Bedeutung der Sonoelastographie in der Sehnendiagnostik

Die Echtzeit-Sonoelastographie gehört zu den relativ neuen Untersuchungsmethoden in der Ultraschalldiagnostik.⁴¹ Seither hat sich dieses Verfahren zur Darstellung der Gewebe steifigkeit in vielen Einsatzgebieten etabliert, u.a. auch im Bereich der Sehnendiagnostik. Bis zu diesem Zeitpunkt wurden dabei v.a. die elastischen Eigenschaften von entzündlich veränderten Sehnen und weniger von posttraumatisch veränderten Achillessehnen untersucht, sodass hierzu die Datenlage gering ausfällt.

In einem Tierversuch von Gehmert et al. konnte erstmals an Neuseelandkaninchen gezeigt werden, dass ein Monitoring der Regeneration mittels *Strainelastographie* an rupturierten Achillessehnen möglich ist.⁷⁷ Durch De Zordo et al. wurde 2009 erstmals gezeigt, dass ein Zusammenhang zwischen dem klinischen Outcome und den Elastizitätswerten besteht. Dabei wurden die Sehnen von Patienten mit chronischer Tendinopathie mit denjenigen von gesunden Freiwilligen sowohl mittels Ultraschallbildern als auch mit den klinischen Ergebnissen verglichen. Dabei zeigte sich, dass sich symptomatische Sehnen weniger steif präsentierten.⁴⁹ Zur Ergänzung dieser Beobachtungen wurde in einer Studie von Tan et al. 2011 festgestellt, dass gesunde Achillessehnen steifer sind und i.A. homogenere Strukturen aufweisen als heilende Sehnen.⁷⁸ Daneben konnte in weiteren Studien – ebenfalls mittels Strainelastographie – gezeigt werden, dass eine Tendinopathie mit einer Verminderung der Sehnensteifigkeit einhergehen könnte.^{45,46}

Der diagnostische Wert der Elastographie in der Sehnendiagnostik wurde daher in verschiedenen Studien unter folgender Prämisse untersucht: Da durch die Elastographie der Verlust von Steifigkeit bereits vor einer Ruptur beobachtet werden kann und wie oben bereits erwähnt, eine Tendinopathie zur Ruptur beitragen kann, könnte der Verlust der Steifigkeit möglicherweise eine Art Vorstufe von Rupturen darstellen. Somit könnte mit dieser Ultraschallmethode im Vorfeld ein erhöhtes Verletzungsrisiko ermittelt und eventuell ein weiteres Fortschreiten der Erkrankung durch entsprechenden Therapiemaßnahmen verhindert werden.^{50,79,80} Nur in einer Studie von Sconfienza et al. wurde hingegen gezeigt, dass symptomatische Sehnen steifer sind als asymptomatiche.⁸¹

Hinsichtlich der *ARFI-Quantification*-Werte konnten bisher noch keine allgemeingültigen Normalwerte ermittelt werden. In zwei unterschiedlichen Studien wurden Werte zwischen 51,5 kPa²⁴ und 291,91 kPa⁵⁵ ermittelt. Diese Werte sind dabei vom Alter abhängig, wobei die Steifigkeit bei gesunden Patienten mit dem Alter abnimmt.⁶⁹ Wie sich das Alter auf rupturierte Sehnen auswirkt, wurde bis zu diesem Zeitpunkt noch nicht betrachtet.

Erste Erkenntnisse, wie sich die elastischen Eigenschaften im Langzeit-Outcome, also bei *verheilten, ehemals rupturierten* Achillessehnen verhalten, wurden durch eine Studie von Tan et al. 2011 mittels *Strainelastographie* erbracht. Dabei wurden operativ versorgte Sehnen durchschnittlich 38,6 Monate nach OP nachuntersucht, eine subjektive Einschätzung des Outcomes mittels AOFAS-score erhoben und mit gesunden Probanden verglichen. Es zeigte sich, dass die ehemals rupturierten Sehnen i.A. heterogener und zum Großteil auch steifer waren.⁷⁸ Erste qualitative sonographische Werte zu rupturierten Sehnen lieferten Chen at al., hier konnte ein signifikanter Unterschied im Elastizitätsmodus von *frisch rupturierten* und gesunden Sehnen gefunden werden. Erstere wiesen mit 56,48 kPa im Vergleich zu 291,91 kPa einen deutlich geringeren Wert auf.⁵⁵

Wie durch die letzten beiden Studien deutlich wird, fehlen entsprechende Erkenntnisse bzgl. eines validen Langzeitoutcomes, da sich die bisherigen Studien mit frischen bzw. relativ frischen Verletzungen beschäftigen. In der Literatur findet

sich bisher nur eine Studie, in der Patienten mit einer länger als 3 Jahre zurückliegenden Ruptur in das Probandenkollektiv eingeschlossen wurden.⁷⁸

1.5. Fragestellung

In Anlehnung an den im Vorherigen angeführten bisherigen Forschungsstand bezüglich der Eruierbarkeit der elastischen Eigenschaften der Sehnen und der Zusammenhänge von posttraumatischen Vorgängen und der Veränderung der Achillessehnensteifigkeit, sollen sich die nachfolgenden Untersuchungen mittels *Strainelastographie, ARFI Imaging* und *ARFI-Quantification* auf folgende Gesichtspunkte konzentrieren und auf die Langzeitergebnisse eingehen:

- Erhebung epidemiologischer und ätiologischer Daten bezüglich Unfallhergang, Altersverteilung, Geschlecht, Begleitverletzungsmuster, Versorgungsart sowie Nachbehandlungszeitraum als einflussnehmende Faktoren auf den Heilungsprozess
- Detektion der Unterschiede zwischen computergestützter Auswertung und randomisierter, verblindeter Auswertung der strainelasographischen und *ARFI Imaging*-Aufnahmen durch die Untersucher
- Unterschiede zwischen *Strainelastographie, ARFI Imaging* und *ARFI Quantification* bezüglich der detektierten Werte und Vergleichbarkeit
- Detektion der Unterschiede im Hinblick auf die Sehnensteifigkeit bei Patienten mit a) stattgehabter Sehnenruptur, b) der kontralateralen, nicht-rupturierten Sehne bei Patienten mit einer stattgehabten Achillessehnenruptur auf der Gegenseite, sowie c) Patienten des Normalkollektivs
- Frage nach der Korrelation zwischen a) dem klinischen Outcome b) dem subjektiven, mittels AOFAS und VISA-A-score abgefragten Befinden und den mit *ARFI Imaging, Quantification* und *Strainelastographie* ermittelten Werten
- Einfluss der Versorgungsart auf das Outcome und die Steifigkeitswerte
- Detektion des Zusammenhangs zwischen dem Alter der Patienten und der Steifigkeit
- Einfluss des Ausheilungszeitraums auf die Steifigkeitswerte sowie des klinischen und subjektiven Outcomes

Aus den vorangegangenen Fragestellungen wurden folgende Hypothesen (H) aufgestellt:

H-I: Posttraumatisch veränderte Sehnen zeigen auch nach einer signifikanten Heilungsphase verminderde Steifigkeitswerte im Vergleich zur gesunde Gegenseite

H-II: Faktoren wie **a)** Vaskularisierung, **b)** Geschlecht, **c)** Alter und **d)** Nikotinabusus nehmen Einfluss auf die elastischen Eigenschaften von gesunden Sehnen

H-III: Faktoren wie **a)** Versorgungsart und **b)** der Zeitraum zwischen Trauma und Nachuntersuchung (Ausheilungszeitraum) nehmen Einfluss auf die elastischen Eigenschaften von ehemals rupturierten Achillessehnen

H-IV: Durch eine PC-gestützte Auswertungsmethode können die durch etablierte sonoelastographischen Methoden detektierten Werte adäquat wiedergegeben werden

H-V: Es besteht ein Zusammenhang zwischen **a)** dem subjektiven Outcome, **b)** dem klinischen Outcome zu den detektierten Elastizitätswerten der posttraumatisch veränderten Sehnen

2. Material und Methoden

2.1. Patientenkollektive

2.1.1. Patientenerhebung

Zur Durchführung der Untersuchungen an Achillessehnenrupturen mittels Sonoelastographie wurden alle Patienten, die sich im Zeitraum vom 01.01.2004 bis zum 31.12.2014 wegen einer rupturierten Achillessehne (nach ICD-10 klassifiziert mit S86.0 und M66.26) am Universitätsklinikum Regensburg zur Erstbehandlung, Operation oder Weiterbehandlung vorgestellt haben, als potentielle Studienteilnehmer in die Datenbank aufgenommen und kontaktiert. Dieser Personenkreis sollte dabei sowohl als Patientenkollektiv, in Form des betroffenen Beines, als auch als Kontrollkollektiv, in Form des gesunden Beines, fungieren und somit eine deckungsgleiche Fall-Kontroll-Gruppen-Konstellation schaffen sowie zur späteren matched pair-Analyse zwischen gesunder und ehemals verletzter Seite herangezogen werden. Als Ausschlusskriterien wurden folgende Faktoren definiert: fehlende Einwilligungsfähigkeit, noch nicht erreichte Volljährigkeit, bekannte Neoplasien, bekannte immobilisierende Erkrankungen, die eine Vollbelastung der

betroffenen Seite auch sechs Wochen posttraumatisch nicht ermöglichten, Arthrodesen im oberen Sprunggelenk, sowie unvollständiger Dokumentation der benötigten Daten über die Studiendauer hinweg. Hier wurden auch diejenigen Patienten ausgeschlossen, zu denen es nur eine mangelnde bzw. unvollständige Dokumentation bezüglich der vorgefundenen Situation und der Behandlung bei Erstkontakt gab. Eine Übersicht bezüglich der exakten Zusammensetzung der einzelnen Kollektive findet sich in der nachfolgenden Abbildung 19.

Die Untersuchungen an den Teilnehmern fanden im Zeitraum vom 01.08.2015 bis zum 22.12.2015 statt. Die Studie wurde am 01.07.2015 durch die universitäre Ethikkommission genehmigt (GZ 15-101-0019), ein Doktorandenbetreuungsvertrag aufgesetzt und die Aufnahme einer wissenschaftlichen Arbeit zum Zweck einer Promotion fristgerecht am 14.07.2015 bei der Promotionskommission gemeldet. Alle teilnehmenden Personen wurden von den Studienärzten bezüglich der Durchführung und Verwendung der gewonnenen Werte aufgeklärt, unterzeichneten die Einverständniserklärung sowie die Aufklärungsbögen und erhielten von beiden Formularen eine Kopie. Alle für diese Studie erhobenen Daten wurden gemäß der Datenschutzbestimmung behandelt.

2.1.2. Kollektive zur Überprüfung der Langzeitergebnisse

Zur Überprüfung des Langzeitoutcomes (**Hypothese I.**) in den nachfolgenden Kapiteln 3.2.2 bis 3.2.4., sowie des Einflusses des Ausheilungszeitraumes auf die Sehnensteifigkeit (**Hypothese IIIb**; Kapitel 3.5.) wurden zusätzlich zu den oben genannten Ausschlusskriterien alle Patienten mit einer bilateralen Ruptur, sowie zurückliegenden Ruptur von < 24 Monaten von den Betrachtungen bezüglich des Langzeitoutcomes ausgeschlossen. Nach bisherigem Stand der Forschung wird davon ausgegangen, dass die vollständige Regeneration einer Achillessehnenruptur bis zu zwei Jahre andauern kann. Bei der gewählten Fragestellung sollte dagegen die mechanischen Sehneneigenschaften der Sehnen nach abgeschlossener Heilungsphase betrachtet werden.²⁷

2.1.3. Ausheilungszeit-unabhängige Kollektive

Für alle übrigen Betrachtungen wurden alle untersuchten Patienten in die Kollektive, unabhängig vom Ausheilungszeitraum, eingeschlossen. Dies umfasst dabei das Fall-, Kontroll- und Normalkollektiv (siehe Seite 41, Abbildung 19).

Die Teilnehmer wurden bezüglich des Vorliegens etwaiger Erkrankungen befragt, die sowohl die Heilung der Sehnen, als auch die grundlegende Struktur beeinflussen könnten. Hierbei fand sich ein Proband mit peripherer arterieller Verschlusskrankheit, vier mit einem Diabetes mellitus Typ II, drei mit einer rheumatoiden Erkrankung und keiner mit peripherer Polyneuropathie. 22 Patienten waren Raucher. Da die jeweiligen Krankheiten in zu geringer Zahl vorhanden waren, wurden diese in der später folgenden Auswertung vernachlässigt, sodass nur auf eine etwaige Auswirkung des Rauchens auf die Sehnen eingegangen wurde.

2.2. Normalkollektiv

Da mit zunehmendem Alter ein allgemein höheres Risiko für Sehnendegenerationen besteht (verminderten Regenerationsfähigkeit bei gleichzeitig steigender Anzahl an Mikrotraumata^{10,82}), wurde ein jüngeres, gesundes Probandenkollektiv (Normalkollektiv) in die Studie eingeschlossen (siehe Seite 41, Abbildung 19). Für diese galten die gleichen oben genannten Ein- und Ausschlusskriterien wie für alle restlichen Kollektive mit den Zusatzkriterien, dass keine bekannten Vorschädigungen der Achillessehnen vorliegen durften, ebenso wie etwaige Vorerkrankungen wie pAVK, periphere Polyneuropathie, rheumatoide Erkrankungen oder Diabetes mellitus.

2.3. Aufnahmemethodik

2.3.1. Ultraschallgerät

Für die Untersuchungen wurde das Ultraschallgerät *Siemens ACUSON S2000™* gewählt, in welches sowohl *ARFI Imaging (Virtual Touch™ Imaging)* und *ARFI Quantification (Virtual Touch™ Quantification)* als auch die *Strainelastographie (eSie Touch™)* implementiert sind. Verwendet wurde für die Aufnahmen jeweils ein Linearschallkopf 9L4 mit einem Frequenzspektrum von 4 bis 9 MHz. Dessen Schallwellen können eine maximale Eindringtiefe von 8 cm erreichen.



Abbildung 11: Siemens ACUSON S2000™ VI



Abbildung 12: Bedienfeld Siemens ACUSON S2000™ VII



Abbildung 13:
9L4-Schallkopf VIII

Strainelastographie wird bei diesem Gerät als *eSie Touch Elasticity Imaging™* bezeichnet und berechnet das Dehnungsverhältnis von Geweben während der Echtzeitbildgebung im 2D-Modus. Wie in 1.3.1. erwähnt, wird diese als qualitatives Elastogramm wiedergegeben. Während der Bildakquisition werden Elastogramme mittels in kleinen Kreisen ausgeführter manueller Kompression generiert, die anschließend in Vollbild oder 2-Bild-Modus dargestellt werden können. Wird im Menü die Schaltfläche „El“ ausgewählt, zeigt das System zwei Bilder nebeneinander (siehe Abbildung 7). Beim linken handelt es sich um ein Bild in B-Mode, welches den zu untersuchenden Bereich (ROI) darstellt, beim Rechten um ein Elastogramm des entsprechenden Bildausschnitts. Graue Überlagerungsfelder zeigen zu wenig oder zu viel axiale Bewegung oder übermäßige laterale Bewegung, die für eine valide Messung vermieden werden sollten. Das System zeigt ebenfalls einen Wert für den Echtzeitqualitätsfaktor (QF, unten im Bildschirm) an. Ein QF-Wert kleiner 50 entspricht einem suboptimalen Ergebnis. In diesem Fall sollte das Bild verworfen und die Messung wiederholt werden. Werte größer 60 zeigen minimale globale Bewegungsartefakte an. Bei der Erzeugung eines Elastogramms kann unter Umständen der Druck der Ultraschallsonde als Kompression bereits ausreichend zur Erzeugung einer validen Messung sein. Die ROI kann annähernd beliebig groß gewählt werden, die Mindesthöhe und -breite beträgt ca. 2 mm. Das Messfeld kann bis ca. 2 mm unterhalb der Oberfläche des Gewebeausschnitts verschoben werden.

Zur Auswahl der passenden Farbskala stehen 3 Skalen zur Verfügung. Der Balken für die Elastizitätsbildgebung zeigt den gewählten Farbbereich und reicht dabei von SF (soft/weich) bis HD (hard/hart). Als Skalenindex stehen 0 (Standard), 1 (normalisiert) und 2 (invertiert) zur Verfügung.

ARFI Imaging wird in diesem Gerät als *Virtual Touch Tissue™ Imaging* bezeichnet. Die Funktionsweise entspricht der in 1.3.2. beschriebenen Methode. Während der Aufnahme kombiniert *Virtual Touch Tissue™ Imaging* eine Periode von Impulsfrequenzen mit einer temporären Freeze-Periode ohne Strahlensendeleistung, wobei ein Timer im unteren Bildschirmteil die verbliebene Zeit anzeigt, bis der Transduktorkopf wieder zur Bildakquirierung verwendet werden kann. Diese Zeit beträgt, abhängig vom Schallkopf und den äußeren Bedingungen, einige Sekunden. Das System benutzt einen Optimierungsalgorithmus um den mechanischen Index (MI), thermischen Index (TI) und die $I_{SPTA.3}$ (spatial-peak temporal-average intensity) in einem akzeptablen Rahmen zu halten.⁸³ Solange eine Aufnahmeperiode läuft, können Bildgebungsparameter erst wieder verändert werden, sobald die Messung abgeschlossen ist. Eine Wiedergabe des Elastogramms ist im Vollbildmodus (Abbildung 9) und im 2-Bild-Modus möglich. Ebenso wie bei der vorherigen Methode, kann hier die ROI vor der Bildakquirierung angepasst und nach Belieben platziert werden, die Tiefe wird durch die Software begrenzt. Nach Beendigung einer Aufnahme geht das System automatisch in eine Freeze-Sequenz über. Ab diesem Zeitpunkt wird der Timer für die Kühlperiode gestartet. Im 2-Bild-Modus zeigt das rechte Bild nun das Elastogramm als Graustufenbild. Im Vollbildmodus wird die Gewebssteifigkeit als transparente Farbskala dem B-Bild aufgelagert.

ARFI Quantification wird in diesem System *Virtual Touch™ Quantification* genannt. Nach dem in 1.3.3. erläuterten Prinzipien werden hier eine Reihe von Push-Impulsen durch den Transduktorkopf ausgesendet und anschließend die zugehörige Scherwellengeschwindigkeit gemessen. Nach Auswahl der entsprechenden Funktion im Menü des Ultraschallgerätes, kann das grün begrenzte Messfeld frei über das Echtzeit-B-Bild verschoben und nach Belieben platziert werden. Ebenso wie bei der vorherigen Messmethode wird auch hier die Tiefe der ROI durch die Software begrenzt. Der berechnete Scherwellengeschwindigkeitswert taucht am rechten Bildschirmrand unter V_s auf. Wird ein Wert von „X.XX“ angegeben, wurde das in

1.3.3. erwähnte Konfidenzintervall nicht erreicht und die Messung sollte wiederholt werden. Wie bei *Virtual Touch™ Imaging* werden ebenfalls MI, TI und $I_{SPTA,3}$ durch die Software in akzeptablen Grenzen gehalten.⁸³

2.3.2. Praktische Durchführung der Aufnahmen

Für die sonographische Untersuchung wurden die Patienten und die Probanden des Normalkollektivs gebeten sich in Bauchlage bei ausgetreckten Beinen auf einer Untersuchungsliege zu platzieren und die Füße dabei in entspannter, lockerer Haltung über die Kante der Liege hängen zu lassen. Eine konstante 0° Stellung im oberen Sprunggelenk, also ein 90° Winkel zwischen Unterschenkel und Fußsohle wurde als nicht sinnvoll erachtet, da zum einen die Länge der Achillessehne per se individuell unterschiedlich ist und zum andern durch die Ruptur eine Veränderung der Länge der Sehnen herbeigeführt werden kann. Durch die individuelle Länge der Sehne ist als Folgeschluss auch das Bewegungsausmaß verschieden groß, sodass bei einer konstanten Neutral-Null-Stellung die Achillessehnen eine unterschiedliche Vorspannung erhalten würde. Dies wiederum nimmt Einfluss auf die Steifigkeitswerte der Sehnen und würde so eine Vergleichbarkeit der Werte unmöglich machen⁸⁴. Die Sehnen der Patienten wurden zunächst in 3 Abschnitte unterteilt, die die Bezeichnungen proximal, mittig und distal erhielten. Dadurch sollte gewährleistet werden, dass die Aufnahmeposition reproduzierbar und damit die jeweiligen Aufnahmen eine bessere Vergleichbarkeit erhalten. Zur Bestimmung der einzelnen Abschnitte wurde dabei zunächst die Strecke zwischen der Kniebeugequerfalte und des plantaren Fersenrandes bestimmt (siehe Abbildung 14). Im Anschluss wurde der kraniale Rand des distalen Drittels zwischen den beiden Punkten ermittelt, welcher wiederum etwas kaudal des musculotendinösen Übergangs zwischen Achillessehne und dem dazugehörigen M. triceps surae liegt und damit den proximalen Sehnenanteil markiert. In diesem Bereich nimmt der transversale, in Abgrenzung zum sagittalen Durchmesser, der sich auf ein Vielfaches verbreitern kann, deutlich ab. Dies bezeichnet man als Sehnenplatte, wobei ein fließender Übergang in die Muskulatur beobachtet werden kann. Der distale Messpunkt wurde dem Sehnenansatz gleichgestellt und entspricht demnach ungefähr der Apophysis calcanei. Die Mitte zwischen proximalem Sehnenteil und distalem Messpunkt wurde als der mittige Abschnitt markiert. Die Aufteilung kann der folgenden Abbildung 14

entnommen werden. Gewählt wurden die Messpunkte in Anlehnung an die Studien von Jid et al. 2012, Ooi et al. 2013 und 2015 und Tan et al. 2011.

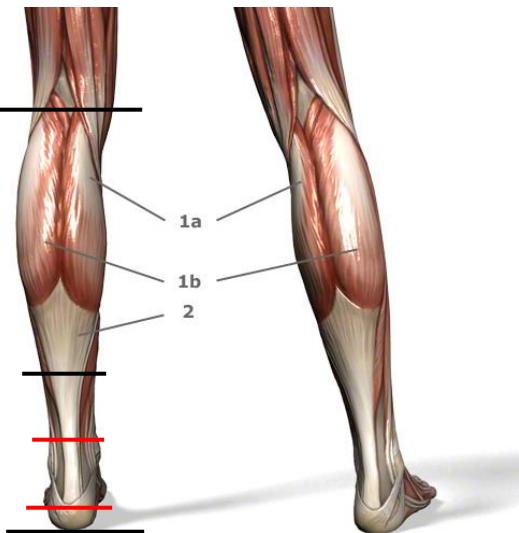


Abbildung 14: M. gastrocnemius mit 1a) Caput mediale, 1b) Caput laterale und 2) Achillessehne. Die drei schwarzen Markierungen repräsentieren die Hilfsmarkierungen zur Feststellung des muskulotendinösen Übergangs, die zwei roten Linien die jeweiligen Messpunkte.^{IX}

Auf eine Vorlaufstrecke zwischen Oberfläche und Transduktoren verzichtet, da die notwendige Strecke von 1,2 mm zwischen Haut und Sehne, die für ein korrektes Elastogramm notwendig ist⁴⁹, bei unseren Patienten nicht unterschritten wurde. Bei der sonographischen Untersuchung wurde darauf geachtet, dass die Untersucherhand bzw. der Arm nicht auf der Wade aufliegt um mögliche Vorspannungen, Deformationen oder Kompressionen, die dadurch entstehen könnten, vermieden werden. Der Schallkopf wurde möglichst perpendikular zur Oberfläche aufgesetzt. Die durch das Eigengewicht des Transduktors entstandene Kompression wurde zur Erzeugung eines Elastogramms als ausreichend bewertet. Dementsprechend erfolgte ein lockeres Aufsetzen der Ultraschallsonde mit Vermeidung von zusätzlichem Druck durch die Untersucherhand für möglichst standardisierte Aufnahmebedingungen. Alle Aufnahmen wurden vom Hauptuntersucher durchgeführt. Im Vorfeld wurden mehrere Einweisungsstunden im Umgang mit den drei elastographischen Methoden und dem zugehörigen Gerät absolviert und im Anschluss beide Achillessehnen von 10 Testpersonen untersucht, an denen die Methodik erlernt und standardisiert wurde.

2.4. Untersuchungsprotokoll

2.4.1. Klinische Untersuchung

Die Datenerhebung wurde zunächst mit einer Befragung der Patienten begonnen. Es wurden Basisdaten bzgl. Größe, Gewicht und BMI erhoben. Eine Anamnese bezüglich der Einnahme von Glykokortikoiden, etwaigen Erkrankungen wie pAVK, rheumatoiden Erkrankungen, Hyper-/Hypothyreosen, Diabetes mellitus, Wundheilungsstörungen, peripherer Polyneuropathie, Thromboseneigungen und Rauchen wurde erhoben. Bzgl. der weiterhin durchgeführten klinischen Untersuchungen findet sich in der nachfolgenden Tabelle 1 eine Übersicht zum entsprechenden Untersuchungsprotokoll.

Untersuchung	Einteilung der Untersuchungsbefunde
Allg. Zufriedenheit	Grad 1 (sehr zufrieden) bis 5 (sehr unzufrieden)
Schmerzen	Grad 0 (keine Schmerzen) bis 2 (starke Schmerzen)
Gangbild	Grad 0 (kein Hinken) bis 2 (deutliches Hinken)
Zehenspitzenstand (ein-/beidbeinig)	Grad 0 (keine Einschränkung) bis 2 (unmöglich)
Subjektive Verhärtung/Verdickung	Grad 0 (keine Verhärtung/Verdickung) bis 2 (deutliche Verhärtung/Verdickung)
Schwellung Rückfuß/AS	Grad 0 (keine Schwellung) bis 2 (deutliche Schwellung)
Wadenumfang	In [cm]
Bewegungsumfang OSG/USG	In [°]
Talusvorschub	Positiv bzw. negativ
Mediale/laterale Bandstabilität	Positiv bzw. negativ
Hanging-foot-sign	Positiv bzw. negativ
Thompson-Test	Positiv bzw. negativ
Kraftgrad Extension/Flexion	5/5 (volle Kraft) bis 1/5 (vollständiger Kraftverlust)

Tabelle 1: Klinisches Untersuchungsprotokoll mit zugehörigem Auswertungsschlüssel. Der Wadenumfang wurde mittels Maßband, der Bewegungsumfang mittels Goniometer bestimmt.

Eine etwaige Angabe von gelegentlichem Schmerz beim morgendlichen Aufstehen wurden mit einem Schmerzgrad 1 bewertet. Similär wurden gelegentlich auftretenden

Schwellungen nach längerem Sitzen oder Stehen als leichte Schwellung (Grad 1) aufgeführt, sofern dies nur einseitig der Fall war. Das Gangbild der Probanden wurde auf einer ca. 10 m langen ebenen Strecke in Ventral- und Dorsalansicht überprüft. Eine mögliche Ursache des Hinkens im oberen Gangapparat wurde dabei ausgeschlossen.

2.4.2. Sonographische Untersuchung

Da im verwendeten Gerät *Siemens ACUSON S2000™* kein gesondertes Programm für Sehnenaufnahmen zur Auswahl stand, wurden die Aufnahmen im Mamma-Preset getätigt, da hier alle benötigten Aufnahmemethoden zur Verfügung standen. Für alle Aufnahmen wurden analoge Geräteeinstellungen bezüglich Helligkeit, Kontrast, Intensität, Farbskalen und Frequenz verwendet. Die Bildvergrößerung wurde auf 3 cm festgelegt, was aufgrund der direkt subkutanen Lage der Sehne ausreichend war. Zum Ablauf der sonographischen Untersuchung findet sich in der nachfolgenden Tabelle 2 eine Übersicht bzgl. der verwendeten Methoden und der betrachteten Variablen.

Ultraschallmethode	Anzahl der Aufnahmen	Variablen
B-Bild Modus	3	Kontinuität, Faserverlauf, Durchmesser in [mm]
Powerdoppler	3	Vaskularisation
Strainelastographie	5	Relative Steifigkeit, Homogenität
ARFI-Imaging	3	Steifigkeit, Homogenität
ARFI-Quantification	5	Scherwellengeschwindigkeit in [m/s]

Tabelle 2: Übersicht zum sonographischen Untersuchungsprotokoll

Zunächst erfolgten in longitudinaler Schallkopfausrichtung die Aufnahmen im B-Bild-Modus, in denen der transversale Durchmesser der Sehne ausgemessen und zu einem Mittelwert verrechnet wurden. Danach folgten die Powerdoppleraufnahmen zur Beurteilung der Vaskularisierung der Sehne, welche subjektiv in 3 Grade von 1 (normal/keine erkennbaren Gefäße), 2 (leichte Gefäßzeichnung; Abbildung 16) bis 3 (strake Vaskularisierung; Abbildung 15) eingeteilt wurde.

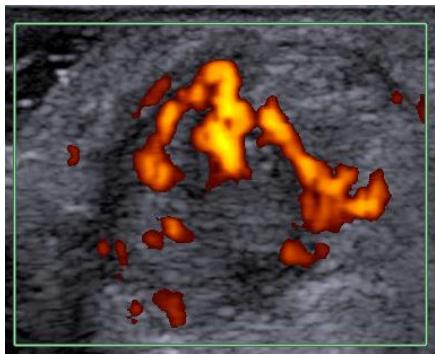


Abbildung 15: Grad 3 Vaskularisierung

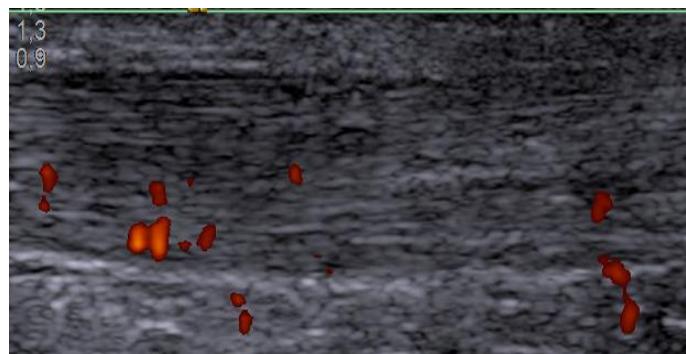


Abbildung 16: Grad 2 Vaskularisierung

Danach folgten die *Strainelastographie*-Bilder in der invertierten Farbdarstellung (Farbskala 2). Die ROI wurde so gewählt, dass das im Bildausschnitt dargestellte Sehnenareal vollständig eingeschlossen, umliegendes Gewebe dabei weitgehend nicht mehr dargestellt wurde. Im Anschluss folgten die *ARFI Imaging* Aufnahmen in der normalisierten Farbskala, ebenfalls mit auf das Sehnengewebe beschränkter ROI. Zum Schluss folgten die *ARFI-Quantification*-Bilder. Der Messbereich wurde frei innerhalb des Sehnengewebes platziert, wobei Bereiche mit Verkalkungen oder Flüssigkeitseinlagerungen ausgespart wurden, ebenso wie Bereiche mit Schallschatten oder anderweitigen Artefakten. Alle Aufnahmen eines solchen Zyklus wurden am mittigen Messpunkt in longitudinaler und transversaler Ausrichtung wiederholt, sowie an der gesunden Gegenseite. Somit erfolgten pro Sehne 57 Aufnahmen bzw. 114 pro Patient. Die gesamte klinische und sonographische Untersuchung nahm in etwa 1 Stunde in Anspruch. Nach Abschluss aller Untersuchungen wurden die *strainelastographischen* und *ARFI-Imaging* Bilder aller Probanden 5 Untersuchern randomisiert und verblindet vorgelegt. Ebenso wurde die Qualität der *ARFI-Quantification* Aufnahmen von einem erfahrenen Untersucher erneut beurteilt und eventuell mangelhafte Bilder aus dem Datensatz entfernt bzw. die entsprechenden Patienten und Probanden aus dem Gesamtkollektiv ausgeschlossen. Die Auswertung der *strainelastographischen* und *ARFI Imaging* Aufnahmen erfolgte nach der von Tan et al. 2011 etablierten Methode (Tabelle 3), der zufolge die Elastizität der Sehne in 3 Graden zwischen hart, relativ hart und mittel eingeteilt werden kann. Ähnlich wurde hinsichtlich der Homogenität verfahren.⁷⁸

Typen	Sehnenstruktur
Type 1 (häretestes Gewebe)	Vorwiegend Blau

Type 2 (hartes Gewebe)	Äquivalent Grün und Blau
Typ 3 (intermediäres Gewebe)	Vorwiegend Grün
Subtyp a	Homogene Struktur
Subtyp b	Relativ homogene Struktur
Subtyp c	Heterogene Struktur

Tabelle 3: Übersicht zu den Kriterien zur Einteilung nach Tan et al. 2011

2.4.3. PC-gestützte Auswertung der *Strainelastographie*- und *ARFI Imaging*-Bilder

Zusätzlich zur erwähnten und etablierten Auswertungsmethode nach Tan et al. 2011 erfolgte eine computergestützte Quantifizierung der Elastogramme. Hierzu wurden alle entsprechenden *Strainelastographie* und *ARFI Imaging* Aufnahmen verblindet mit Hilfe von Photoshop CS2 (Adobe Systemes inc., USA) entlang der Achillessehnenräder zugeschnitten, Areale mit Verkalkungen, Flüssigkeitseinlagerungen oder Defekten ausgespart und die zurechtgeschnittenen Sehnenabschnitte gespeichert (Abbildung 18). In ImageJ (ImageJ 1.50i, National Institutes of Health, USA) wurden zwei Add on programmiert, welche die verschiedenen Farbanteile innerhalb der Bilder gemäß der entsprechend vorher gewählten Farbskala berechnen. Die ermittelten Werte wurden in Microsoft Excel 2013 Tabellen (Microsoft Corporation, USA) eingefügt, die die ermittelten Farbanteile in Prozent wiedergeben und die mittlere Farbverteilung im Bild berechnen. Insgesamt wurden 10 bzw. 11 unterschiedliche Farbanteile differenziert (Abbildung 6 und Abbildung 8). Der mittlere Farbwert, der im gesamten Bild erreicht werden konnte, konnte Werte zwischen 0,1 und 1 annehmen und sollte die mittlere Steifigkeit der Sehne in der Aufnahme wiedergeben. Die detaillierten Überlegungen zur Berechnung des Bildwertes werden in der folgenden Abbildung 17 dargestellt.

1	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
2	Eingefüget Werte		Umrechnung in % % mit weiß	Endgültige %	% mal Skalenwert	Bildwert		Ges.fl.incl. weiß	Ges.fl. endgültig	
3	1	29388	11525	=D3/1000	=E3	=F3/J3	=G3*B3	=SUMME(H3:H12)/10)	=SUMME(F3:F12)	=SUMME(G3:G12)
4	2	12106	4747	=D4/1000	=E4	=F4/J3	=G4*B4			
5	3	4883	1915	=D5/1000	=E5	=F5/J3	=G5*B5			
6	4	2588	1015	=D6/1000	=E6	=F6/J3	=G6*B6			
7	5	2066	810	=D7/1000	=E7	=F7/J3	=G7*B7			
8	6	1016	398	=D8/1000	=E8	=F8/J3	=G8*B8			
9	7	814	319	=D9/1000	=E9	=F9/J3	=G9*B9			
10	8	956	375	=D10/1000	=E10	=F10/J3	=G10*B10			
11	9	1185	465	=D11/1000	=E11	=F11/J3	=G11*B11			
12	10	1976	775	=D12/1000	=E12+E13	=F12/J3	=G12*B12			
13	11	1474	578	=D13/1000						

Abbildung 17: Zur Berechnung des Bildwertes verwendete Excel-Tabelle. Die erste Spalte B zeigt die ordinalskalierten Farbwerte, wobei 1 dabei Blau und 10 und 11 Rot widergibt. Die nächsten zwei Spalten, die hier mit Türkis hinterlegt sind, stellen die in ImageJ berechneten und eingefügten Farbwerte dar, wobei Erstere dabei die entsprechende Pixelanzahl für die jeweilige Farbe und Letztere den prozentualen Farbanteilen darstellt, welche für die weitere Berechnung wichtig ist. In der darauffolgenden Spalte E werden diese in einen Prozentwert umgerechnet, der die Weiß-Anteile des Bildes mitenthält. In der Spalte F werden die Werte für die beiden Rottöne 10 und 11 summiert. Um die Weiß-Anteile aus den ermittelten Prozentwerten herauszurechnen zu können, wurden zunächst die Werte der Spalte F in J summiert und in der Spalte G die Werte aus F durch den Wert aus J dividiert. Diese Werte werden im Anschluss mit den zugeteilten Ordinalwerten der jeweiligen Farbe multipliziert (Spalte H), in I summiert und durch 10 dividiert um die mittlere Farbverteilung berechnen zu können. Der erhaltene Betrag aus II stellt damit den Bildwert für alle weiteren Untersuchungen dar.

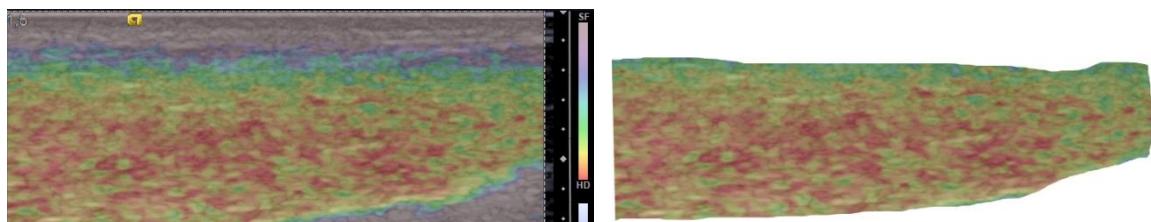


Abbildung 18: ARFI-Imaging-Aufnahme vor und nach dem Zuschneiden für die PC-gestützte Auswertung. Alle Anteile, die nicht zur Sehnen gehören, wurden dabei entfernt.

2.4.4. Subjektive Einschätzung der Funktionalität mittels VISA-A und FAOS-score

Zur Erhebung des subjektiv empfundenen Outcomes wurden zwei etablierte und validierte Fragebögen (VISA-A-score und FAOS-score) verwendet. Die Probanden wurden gebeten die Fragebögen bereits vor der klinischen und sonographischen Untersuchung zu bearbeiten.

Durch den für pathologische Veränderungen im Fuß und Sprunggelenksbereich reliablen und validen FAOS-score (Foot and Ankle Outcome Score; Anhang 6.b.) werden die Kategorien Symptome (S), Schmerz (P), Aktivität im Alltag (A), sportliche Aktivität (SP) und Lebensqualität (Q) begutachtete.⁸⁵ Jede Frage kann mit einem Punktewert von 0 bis 4, also mit 5 unterschiedlichen Antwortmöglichkeiten, beantwortet werden.⁸⁵ Die schlechteste Antwortmöglichkeit erhält jeweils den niedrigsten Punktewert, wobei ein Gesamtscorewert/Kategorienwert von 100 keine Symptome, ein Gesamtscorewert von 0 stärkste Symptome bedeutet.

Der VISA-A-Score (Victorian Institute of Sports Assessment questionnaire for patella and achilles tendinopathy; Anhang 6.b.), der speziell für Achillestendinopathien entwickelt ist, besteht aus 8 Fragen, wobei die letzte Frage in 3 Teile unterteilt wird, von denen nur eine einzige beantwortet werden muss.⁸¹ Pro Frage können zwischen 0 bis 10 Punkte erreicht werden mit Ausnahme der letzten Frage, bei der maximal 30 Punkte erreicht werden können.⁸¹ Das Ergebnis wird meist in Prozent wiedergegeben, wobei auch hier wiederum ein Wert von 100% einen asymptotischen Patienten zeigt.⁸¹ Ähnlich wie im FAOS-score werden auch hier die Bereiche Funktionalität, Schmerz und Aktivität betrachtet.⁸⁶ Durch Training oder Heilung kann sich der Wert verändern und damit eine Verlaufskontrolle bieten, wobei eine signifikante minimale, klinisch relevante Veränderung mindesten 12 Punkte umfassen muss.⁸⁷ Eine vollständige Abbildung beider Fragebögen findet sich im Anhang unter 6.b. Fragebögen.

2.5. Statistik

Die Erfassung und Dokumentation der gewonnenen Daten wurde mittels Excel - Tabelle (Microsoft Excel 2013, Microsoft Corporation, USA) bewerkstelligt, die im Anschluss in eine SPSS- Tabelle (IBM SPSS Statistics 23, IBM Deutschland GmbH, Deutschland) transferiert wurde. Verwendet wurden zur deskriptiven Datenanalyse Mittelwerte (M) und zugehörige Standardabweichungen (SD), prozentuale und

absolute Werte sowie die Schiefe der Verteilung der Werte, falls dies geeignet erschien. Das Konfidenzintervall wurde für alle Berechnungen auf 95%, das Signifikanzniveau auf $p>0,05$ festgelegt.

Zur Darstellung der Korrelation zwischen dem Alter der Probanden und der Steifigkeit der Sehne wurde für alle Messpunkte der gesunden Sehne der Kendall-Tau-b-Korrelationskoeffizient mit einseitiger Signifikanz verwendet. Für die Korrelation zwischen Vaskularisierung und Schmerzgrad, PC-gestützter Auswertung nach Tan et al. 2011, FAOS-score und VISA-A-score, subjektivem Outcome und Elastizitätswerten der einzelnen Methoden, klinischem Outcome und Elastizitätswerten, Ausheilungszeitraum und Elastizitätswerten, sowie Ausheilungszeitraum und subjektivem Outcome wurde der Kendall-Tau-b-Korrelationskoeffizient mit zweiseitiger Signifikanz verwendet. Daneben wurde, nach Analyse der Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-Test, der Mann-Whitney-U-Test für den Vergleich der Steifigkeitswerte der Subgruppen des Geschlechts, der Sehnendurchmesser der Geschlechter, der Sehnendurchmesser der Kollektive, der *ARFI-Quantification*-Werte der Kollektive, der computergestützten Skalierungswerte der Kollektive, der *ARFI-Quantification*-Werte der Messpunkte, der computergestützten Skalierungswerte bzw. *ARFI-Quantification*-Werte der Versorgungsarten sowie der Scherwellengeschwindigkeit des Rauchens verwendet. Um eine Abhängigkeit der *Strainelastographie* bzw. *ARFI-Imaging*-Ergebnisse nach der Auswertung nach Tan et al. 2011 vom den Subgruppen der Kollektive, der Geschlechter, Versorgungsart oder Rauchens, der Vaskularisierung vom Kollektiv und der Homogenität vom Kollektiv festmachen zu können, wurde auch hier der Mann-Whitney-U Test durchgeführt. Werte, die mit einem „*“ gekennzeichnet sind, weisen einen p-Wert von $<0,05$ auf, Werte mit „**“ eine p-Wert $<0,001$.

3. Ergebnisse

3.1. Deskriptive und epidemiologische Analyse der Kollektive

Insgesamt konnte eine Gesamtzahl an möglichen Studienteilnehmern von 208 Patienten ermittelt werden. Eine genaue Zusammensetzung der einzelnen verwendeten Kollektive kann der folgenden Abbildung 19 entnommen werden.

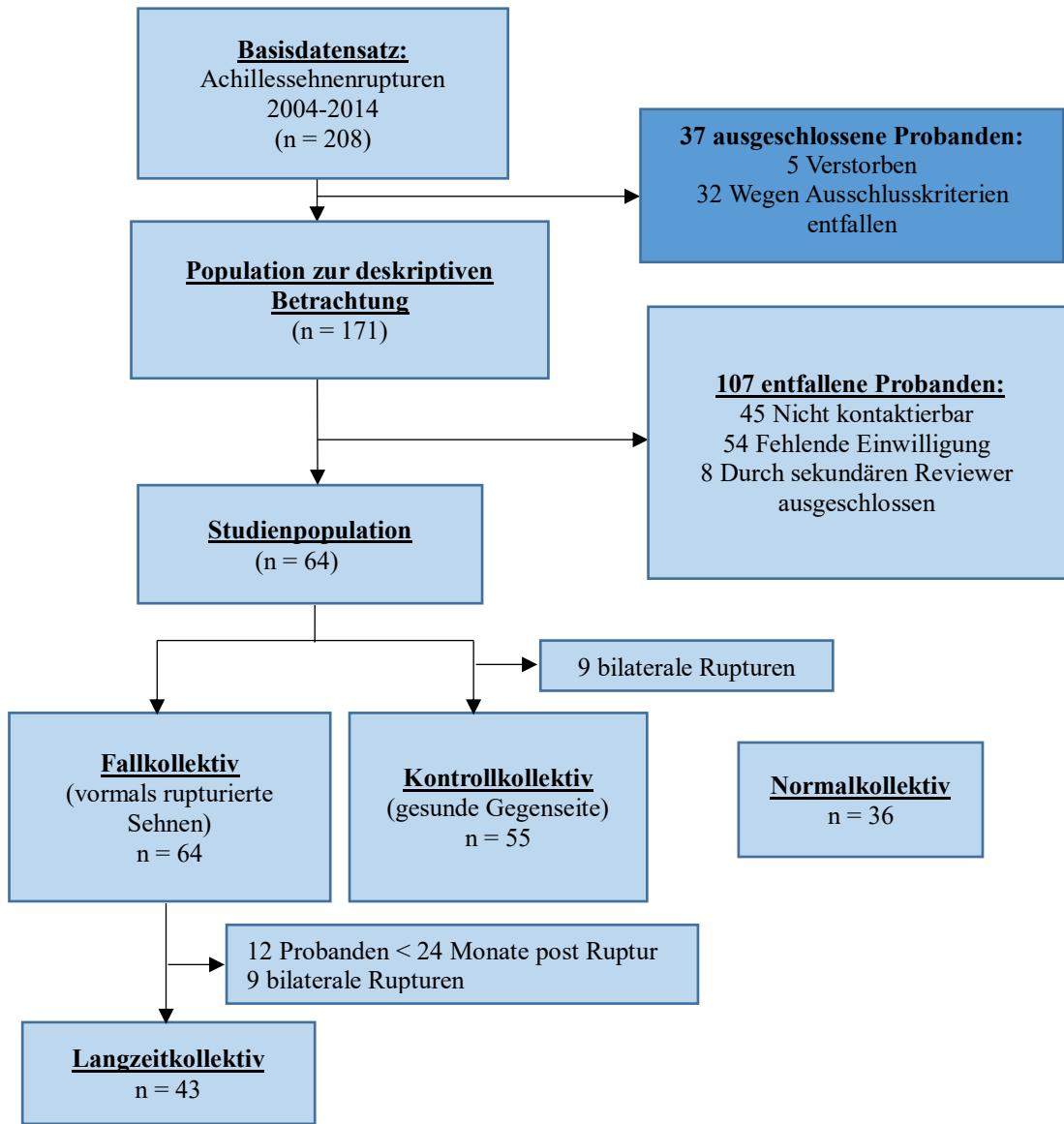


Abbildung 19: Zusammensetzung der Kollektive

In diesem Kapitel wurden zunächst die Daten der gesamten 171 Patienten, die die Einschlusskriterien erfüllten, ausgewertet. Ein Großteil der Patienten präsentierte sich mit einer Achillessehnenruptur nach einem traumatischen Ereignis, wobei besonders Treppenstürze und Supinationstraumata zu nennen sind. Klassische Risikosportarten wie Fußball und Badminton befinden sich ebenfalls unter den Hauptursachen für eine Ruptur. Eine Zusammenstellung aller Unfallhergänge wird in Tabelle 4 dargestellt.

Unfallhergang	Absolute Häufigkeit	relative Häufigkeit
Sturz	23	13,5%
Badminton	21	12,3%
Fußball	20	11,7%
Laufen	17	9,9%
Tennis	14	8,2%
Andere Ballsportarten*	12	7,0%
Supinationstrauma	12	7,0%
Andere	33	19,3%
Nicht bekannt	19	11,1%
Gesamt	171	100,0%

Tabelle 4: Deskriptive Darstellung des Unfallhergangs (*Handball, Volleyball, Basketball)

Etwa zur Hälfte wurden die Patienten konservativ versorgt (n= 93 zu n = 78), wobei bei den Operationstechniken die einfache, offene Achillessehnennaht vorherrschend eingesetzt wurde (n = 59). Eine Sehnenplastik mit verschiedenen Grafts wurde in 13 Fällen vorgenommen, Fibrinkleber wurde in 2 Fällen verwendet. Wegen der sehr weit distal gelegenen Rupturstelle, wurde in 3 Fällen zusätzlich eine transossäre Fixation Mittels Fadenanker vorgenommen. Lediglich bei einem Patienten wurde die minimalinvasive perkutane Naht angewendet. Im Mittel wurde eine OP nach 8,3

Tagen (min.0 Tage; max. 87 Tage) post Trauma durchgeführt, wobei erwähnt werden muss, dass dies auch diejenigen Patienten miteinschließt, die nach misslungenem konservativen Ausheilungsversuch sekundär operativ versorgt werden mussten.

Vernachlässigt man diese Patientengruppe, so liegt der Mittelwert des Versorgungszeitpunktes bei 3 Tagen post Trauma. Die durchschnittliche Tragedauer der Orthese betrug 9 Wochen, wobei sie最早estens nach 6, spätestens nach 12 Wochen abgelegt werden konnte.

Die Rupturen traten meist solitär auf. Begleitverletzungen konnten nur in Ausnahmefällen, speziell bei Unfällen, detektiert werden. Dementsprechend traten eine Beteiligung des Chopart-Gelenks in Verbindung mit Verletzungen der Metacarpophalangealgelenke und der distalen Interphalangealgelenke, eine Syndesmosenruptur und ein Abriss der Plantaris sehne in je einem Fall auf. Eine Außenbandruptur konnte in 2 Fällen ermittelt werden und trat, dem Verletzungsmechanismus entsprechend, bei Supinationstraumata auf.

Komplikationen waren bei 26 Patienten zu verzeichnen, wobei die Komplikationsrate für das gesamte Kollektiv 15,8% betrug. Hier sei zu erwähnen, dass sich bei einigen Patienten mehrere Ereignisse gleichzeitig manifestierten und in der Tabelle 6 die einzelnen Ereignisse bei einem Patienten separat aufgelistet worden sind, sodass in der Tabelle höhere Komplikationsraten aufgelistet sind. Wundheilungsstörungen und Infektionen waren dabei die Hauptkomplikationen nach operativer Versorgung (Tabelle 5). Insuffizienzen der Achillessehnen manifestierten sich in diesem Patientenkollektiv v.a. bei den konservativ versorgten Patienten. Ebenso traten übermäßige Narbenbildungen, die ebenfalls sekundär operativ therapiert werden mussten, nur bei konservativer Versorgung auf.

Komplikation	Absolute Häufigkeit	Relative Häufigkeit gesamt	Operativ	Konservativ
Wundheilungsstörung	14	8,1%	11,6%	5,4%
AS-Insuffizienz	8	4,7%	3,8%	5,4%
Infektion	4	2,3%	5,1%	0,0%
TBVT	1	0,6%	1,3%	0,0%
N. peroneus Läsion	2	1,2%	1,3%	1,1%
AS-Vernarbung	3	1,8%	0,0%	3,2%
Gesamt	32	18,7%	23,1%	15,1%

Tabelle 5: Komplikationsrate bezogen auf die Gesamtpopulation (n= 171). Die Spalte „Operativ“ gibt die relative Häufigkeit der jeweiligen Komplikation unter allen operativ versorgten Patienten wider (n= 78), wobei analoges für die Spalte „Konservativ“ für alle konservativ Versorgten (n=93) zutrifft.

Nachfolgend wird das Langzeitkollektiv genauer analysiert. Hierzu standen 43 Patienten zur Verfügung (siehe Abbildung 19) zusammengesetzt aus 83,7% Männern (36) und 16,3% Frauen (7). Das mittlere Alter betrug zum Zeitpunkt des Erstkontaktes nach Trauma (t_0) 44,8 Jahre, mit einer Spannbreite zwischen 17 bis 72 Jahren, und 50,5 Jahre zum Zeitpunkt der Studienteilnahme (t_1). Hier wiederum mit einer Spannbreite von 23 bis 75 Jahren. Der durchschnittliche BMI des Langzeitkollektivs lag bei 27,42 kg/m² mit einem Minimum bei 19 kg/m² und einem Maximum bei 37 kg/m². Eingeschlossen wurden 41,9% (18) konservativ Behandelte und 58,1% (25) operativ versorgte Patienten. Die Rezidivrate betrug dabei 11,6%, die mittlere Dauer

zwischen Trauma und Studienteilnahme (Ausheilungszeitraum) 73,1 Monate mit einer Spannbreite von 24 - 140 Monaten. Außerdem zeigte sich eine ausgeglichene Beteiligung des rechten (51,2%) und des linken Beins (48,8%). Es fanden sich vier Probanden mit einem Diabetes mellitus Typ II und keiner mit peripherer Polyneuropathie oder peripherer arterieller Verschlusskrankheit. 13 Patienten waren Raucher.

Nun wird das Ausheilungszeit-unabhängige Fallkollektiv betrachtet. Die Zahl der Studienteilnehmer setzte sich aus 81,3% (52) Männern und 18,7% (12) Frauen zusammen. Das mittlere Alter betrug zum Zeitpunkt des Erstkontakts nach Trauma (t_0) 46,4 Jahre, mit einer Spannbreite zwischen 17 bis 77 Jahren, und 51,3 Jahre zum Zeitpunkt der sonographischen Untersuchung (t_1). Hier wiederum mit einer Spannbreite von 23 bis 85 Jahren. Der durchschnittliche BMI des Patientenkollektivs lag bei 27,31 kg/m² mit einem Minimum bei 19kg/m² und einem Maximum bei 40 kg/m². Eingeschlossen wurden sowohl konservativ Behandelte, die einen Anteil von 42,2% (27) an der Gesamtzahl einnahmen, und 57,8% (37) operativ versorgte Patienten. Die Rezidivrate betrug 14,1%. Des Weiteren betrug die mittlere Dauer zwischen t_0 und t_1 59,9 Monate mit einer Spannbreite von 8 - 140 Monaten. Außerdem zeigte sich eine ausgeglichene Beteiligung des rechten (51,6%) und des linken Beins (48,4%).

Zuletzt folgt das Normalkollektiv. Hierbei wurden 36 Personen, davon 38,9% (14) männliche und 61,1% (22) weibliche, untersucht. Das Durchschnittsalter betrug 23,1 Jahre, bei einer Spannbreite von 20 bis 36 Jahren. Der mittlere BMI lag bei 21,99 kg/m² mit einem Minimum von 18,72 kg/m² und einem Maximum von 34,01 kg/m². Ein Raucher konnte ermittelt werden.

In der nachfolgenden Tabelle 6 findet sich eine Übersicht zu den Grunddaten der einzelnen Kollektive.

Parameter	Langzeitkollektiv	Fallkollektiv	Kontrollkollektiv	Normalkollektiv
Alter in Jahren	50,5	51,3	49,2	23,1
Geschlecht (♂/♀) in %	83,7 / 16,3	81,3 / 18,7	81,8 / 18,2	38,9 / 61,1
BMI (kg/m ²)	27,42	27,32	27,52	21,99

Ausheilungszeitraum	73,7	59,9	-	-
Konservativ/operativ in %	41,9 / 58,1	42,2 / 57,8	-	-
Gesamtzahl	43	64	55	36

Tabelle 6: Übersicht bzgl. der Grunddaten der einzelnen Kollektive. Der Ausheilungszeitraum wird in Monaten angegeben.

3.2. Auswertungen der sonographischen Aufnahmen

3.2.1. Unterschiede bezüglich Struktur und Durchmesser

Mit Hilfe des B-Mode-Bildes wurden sowohl die Struktur der Sehnen, als auch die Durchmesser analysiert. Wie der nachfolgenden Tabelle 7 zu entnehmen ist, wiesen die rupturierten Achillessehnen des Fallkollektivs im Mittel eine Verdickung gegenüber der gesunden Seite auf (^). Diese hochsignifikante (jeweils $p < 0,001$) Durchmesserergrößerung manifestiert sich dabei nicht nur an der Rupturstelle selbst, sondern setzt sich über die gesamte Sehnenlänge hinweg fort. Das Geschlecht scheint dabei auf die Dicke der Sehne im gesunden ($p = 0,844$ bis $0,956$) als auch post Ruptur keinerlei Einfluss zu haben ($p = 0,404$ bis $0,938$). Daneben unterschied sich der Sehndurchmesser des Normalkollektivs an den beiden mittigen Messpunkten signifikant vom Kontrollkollektiv (*). Lediglich am distalen Punkt konnte dies nicht nachgewiesen werden ($p=0,112$).

Position	Mittelwert gesamt	Mittelwert ♂	Mittelwert ♀
Distal, Normalkollektiv	$4,7 \pm 0,8$	$4,8 \pm 1,0$	$4,6 \pm 0,8$
Mittig longit., Normalkollektiv	$4,8 \pm 0,8^{**}$	$5,2 \pm 0,8$	$4,6 \pm 0,7$
Mittig transv., Normalkollektiv	$9,2 \pm 0,9^{**}$	$10,0 \pm 0,7$	$8,8 \pm 0,7$
Distal, Kontrollkollektiv	$5,7 \pm 1,1$	$5,8 \pm 1,1$	$5,6 \pm 0,9$
Mittig longitudinal, Kontrollkollektiv	$6,5 \pm 1,6$	$6,5 \pm 1,3$	$6,8 \pm 2,5$
Mittig transversal, Kontrollkollektiv	$10,6 \pm 1,6$	$10,6 \pm 1,6$	$10,6 \pm 2,0$
Distal, Fallkollektiv	$7,7 \pm 2,6^{**}$	$7,6 \pm 2,3$	$8,1 \pm 3,9$
Mittig longit., Fallkollektiv	$11,0 \pm 2,9^{**}$	$11,1 \pm 2,8$	$10,7 \pm 3,2$
Mittig transv., Fallkollektiv	$14,9 \pm 3,4^{**}$	$15,0 \pm 3,4$	$14,3 \pm 3,5$

Tabelle 7: Sehndurchmesser nach Geschlecht und Messpunkt aufgeschlüsselt. * bzw. ^ $p < 0,05$, ** bzw. ^ $p < 0,001$. (longit.= longitudinal; transv.= transversal)

Ein hochsignifikanter Unterschied an der Position 3, also mittig transversal, war sowohl zwischen den sagittalen, als auch coronalen Diameter von gesunden und rupturierten Sehnen zu bestimmten (jeweils $p<0,001$). Demnach weisen rupturierte Sehnen im Mittel einen eher runden Querschnitt auf, im Gegensatz zum eher längs-ovalen Querschnitt der gesunden Gegenseite, wie der nachfolgenden Tabelle 8 zu entnehmen ist.

Durchmesser	Rupturierte Seite	Gesunde Seite
Sagittal	$11,3 \pm 3,1^{**}$	$6,9 \pm 2,5^{**}$
Coronal	$18,1 \pm 3,7^{**}$	$15,3 \pm 3,3^{**}$

*Tabelle 8: Darstellung des mittleren sagittalen und coronalen Sehnendurchmessers am mittig transversalen Messpunkt in [mm]. * p-Wert <0,05, ** p-Werte <0,001.*

Hinsichtlich der Struktur konnte in 86,1% der Fälle die Lokalisation der ehemaligen Ruptur aufgrund der Aufhebung des parallelen Faserverlaufs der Kollagenfasern bestimmt werden. In 9 Fällen konnte eine Aufhebung des Faserverlaufs nicht bestimmt werden. 7 dieser 9 Patienten wiesen dabei eine Partialruptur auf. In den 55 Fällen, in denen die Rupturstelle noch detektierbar ist, stellt sich die Narbenbildung als heterogener Faserverlauf dar. Im B-Bild-Modus ist dieses Narbengewebe durch einen Verlust der scharfen Konturen gekennzeichnet, wie in den nachfolgenden Abbildungen 20 und 21 deutlich wird:

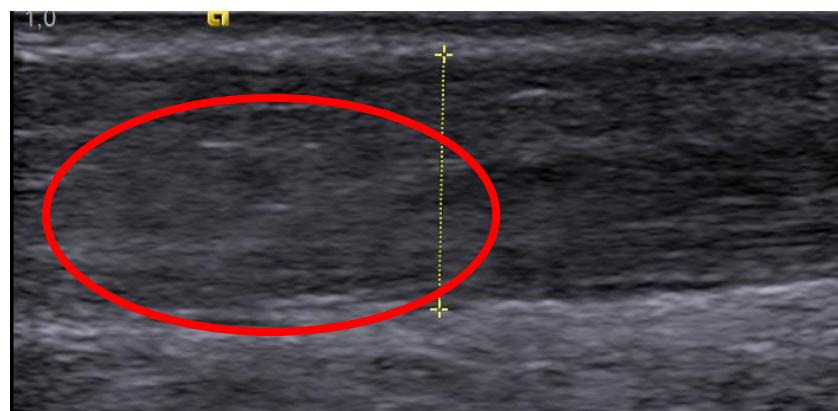


Abbildung 20: Posttraumatisch veränderte Sehne mit Narbenbildung eines 51-jährigen Patienten mit unscharf abzugrenzendem Faserverlauf im linken Bildrand (rote Markierung) 113 Monate post Ruptur. Die Gelb-gestrichelte Linie repräsentiert den Sehnendurchmesser.



Abbildung 21: Gegenseite desselben Patienten mit scharfer Darstellung der Sehnenkontur und des Faserverlaufs.

3.2.2. Untersucherbewertung und Unterschiede zwischen den Sehnen des Langzeitkollektives in den strainelastographischen Bildern

Die Werte der nach Tan et al. 2011 bewerteten Bilder werden in der Tabelle 8 und 9 nach Position, Homogenität und Steifigkeit aufgeschlüsselt dargestellt. Hier wurde bestimmt, ob mittels *Strainelastographie* ein Unterschied zwischen den vormals rupturierten und den kontralateralen Sehnen des Langzeitkollektivs detektiert werden kann (**Hypothese I**).

Dabei präsentierten sich die ehemals rupturierten Sehnen über alle Messpunkte hinweg signifikant steifer als die gesunde Gegenseite (^)), wobei im Vergleich zwischen der gesunden Seite und dem Normalkollektiv sich wiederum letztere als signifikant weicher präsentierten (siehe Tabelle 9: * p<0,001 bis ** p=0,011). Die entsprechenden Werte sind der Tabelle 9 zu entnehmen. Eine graphische Darstellung der Häufigkeitsverteilung der Härtegrade findet sich in der Abbildung 22.

	Rupturierte Seite	Gegenseite	Normalkollektiv	
	Mittelwert mit SD	Mittelwert mit SD	p-Werte	Mittelwert mit SD
Distal	1,6 ± 0,54^	1,81 ± 0,45	0,047	2,11 ± 0,52*
Mittig longitud.	1,53 ± 0,51**	1,87 ± 0,58	<0,001	2,25 ± 0,5**
Mittig transv.	1,28 ± 0,45^	1,48 ± 0,53	0,001	1,94 ± 0,41**

Tabelle 9: Mittelwerte inklusive Standardabweichung der Elastizität der strainelastographischen Aufnahmen des Langzeitkollektivs nach Kollektiv und Messpunkt

aufgeschlüsselt. In der Spalte für *p*-Werte sind die jeweiligen Signifikanzwerte zwischen den gesunden und rupturierten Sehnen angegeben. * bzw. \times *p*-Wert $<0,05$, **bzw. $\times\!\times$ *p*-Werte $<0,001$. (longitud. =longitudinal; transv.= transversal)

Damit stellen sich posttraumatisch veränderte Sehnen langfristig im Mittel in *strainelastographischen* Aufnahmen härter dar als die gesunde Gegenseite und diese wiederum härter als die des Normalkollektivs.

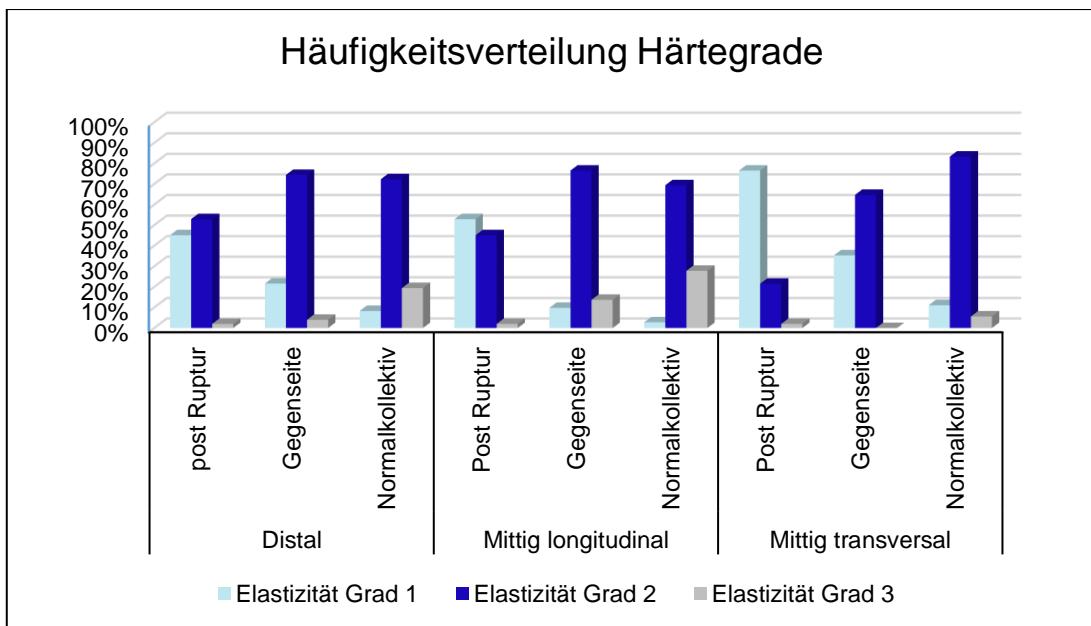


Abbildung 22: Relative Häufigkeitsverteilung der Härtegrade nach Tan et al. 2011 der *strainelastographischen* Aufnahmen.

Bei der Auswertung der nach Tan et al. 2011 ermittelten Homogenitätswerte unterschieden sich gesunde und rupturierte Sehnen nicht signifikant voneinander ($p=0,688$ bis $p=0,871$), mit Ausnahme des mittig transversalen Messpunktes (\times). Die Normalkollektivsehnen dagegen wiesen über alle Messpunkte hinweg eine homogener Struktur auf als die vormals rupturierten Sehnen sowie der gesunden Gegenseite (jeweils ** $p<0,001$). Demzufolge war hier an keiner Position eine Heterogenität vom Grad 3 erkennbar. In der Tabelle 10 sind die entsprechenden Homogenitätsmittelwerte aufgelistet.

	Rupturierte Seite	Gegenseite		Normalkollektiv
	Mittelwert mit SD	Mittelwert mit SD	p-Werte	Mittelwert mit SD
Distal	$2,05 \pm 0,53$	$2,07 \pm 0,46$	0,688	$1,31 \pm 0,47^{**}$
Mittig longitud.	$2,05 \pm 0,38$	$2,10 \pm 0,50$	0,871	$1,11 \pm 0,32^{**}$
Mittig transv.	$1,70 \pm 0,47^*$	$1,94 \pm 0,43$	0,002	$1,22 \pm 0,42^{**}$

Tabelle 10: Strainelastographisch bestimmte Mittelwerte mit zugehöriger Standartabweichung für die Homogenität nach Position und Kollektiv aufgeschlüsselt. In der Spalte für p-Werte sind die jeweiligen Signifikanzwerte zwischen den gesunden und ehemals rupturierten Sehnen angegeben. * bzw. \times p-Wert $<0,05$, ** bzw. $\times\!\times$ p-Werte $<0,001$. (longitud. =longitudinal; transv. = transversal)

Auf der folgenden Seite finden sich einige repräsentative Bilder (Abbildung 23-27) zur Auswertung von strainelastographischen Bildern nach Tan et al. 2011:

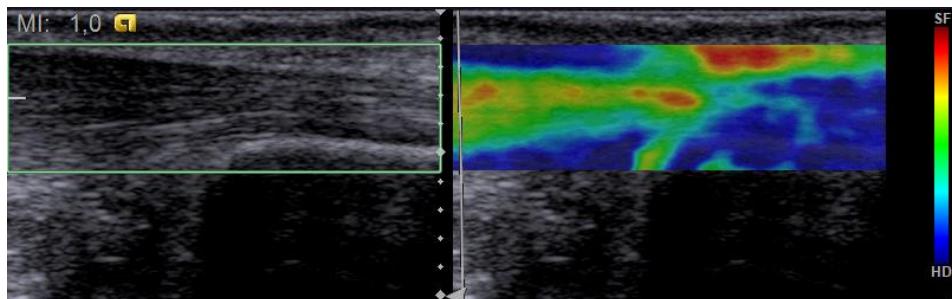


Abbildung 23:
51-Jähriger, 113
Monate post
Ruptur; distal,
QF: 70, Härtegrad
3, Homogenität: a

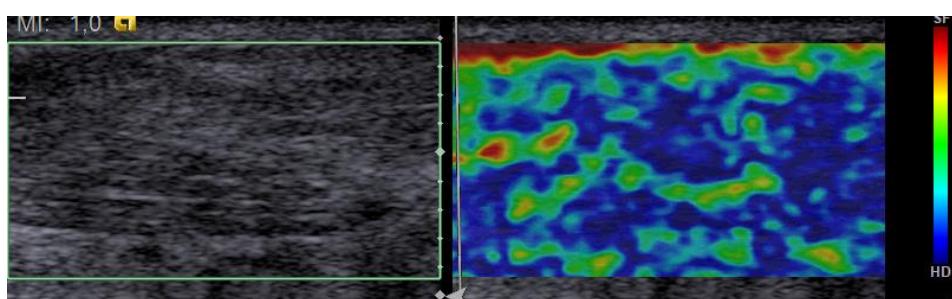


Abbildung 24:
55-Jährige, 120
Monate post
Ruptur; mittig
longitudinal, QF:
60, Härtegrad: 1,
Homogenität: c

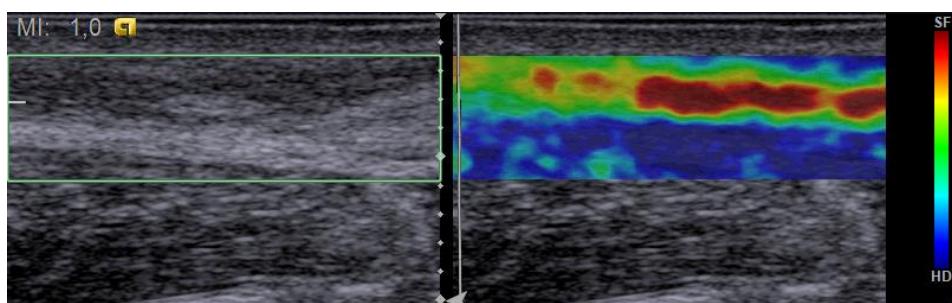


Abbildung 25:
51-Jähriger, 74
Monate post
Ruptur; mittig
longitudinal, QF:
65, Härtegrad 2,
Homogenität: a

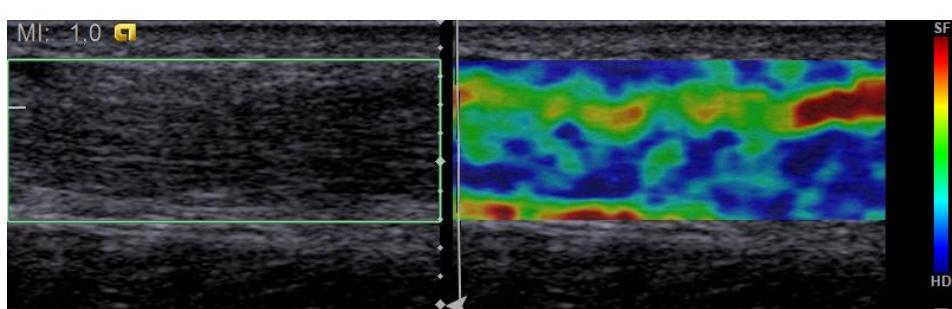


Abbildung 26:
64-Jähriger, 86
Monate post
Ruptur; mittig
longitudinal, QF:
65, Härtegrad 2,
Homogenität: b

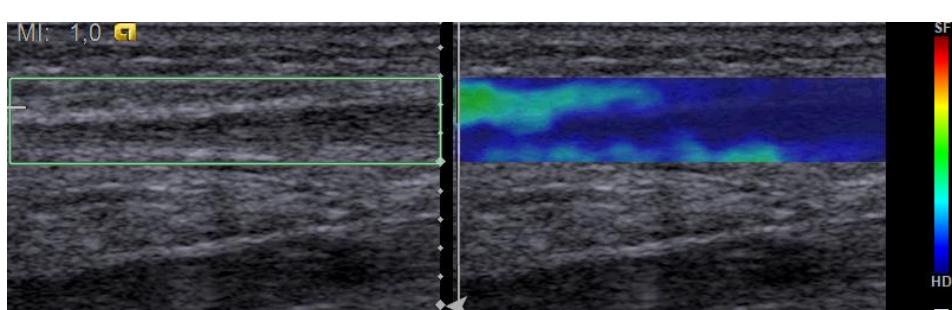


Abbildung 27:
74-Jähriger, 68
Monate post
Ruptur; mittig,
QF: 60,
Härtegrad: 1,
Homogenität: a

3.2.3. Differenzierung der Kollektive mittels ARFI Imaging

Aus den in 2.4.2 erwähnten Gründen, wird die Auswertung nach Tan et al. 2011 auch auf diese sonoelastographische Methode übertragen.

Demnach wurden alle *ARFI-Imaging* Aufnahmen des Langzeitkollektivs äquivalent zu den *strainelastographischen* Bildern ausgewertet. Die entsprechende Häufigkeitsverteilung der Härtegrade wird in der folgenden Abbildung 28, die mittlere Elastizität in der Tabelle 11 und die mittlere Homogenität in der Tabelle 12 dargestellt.

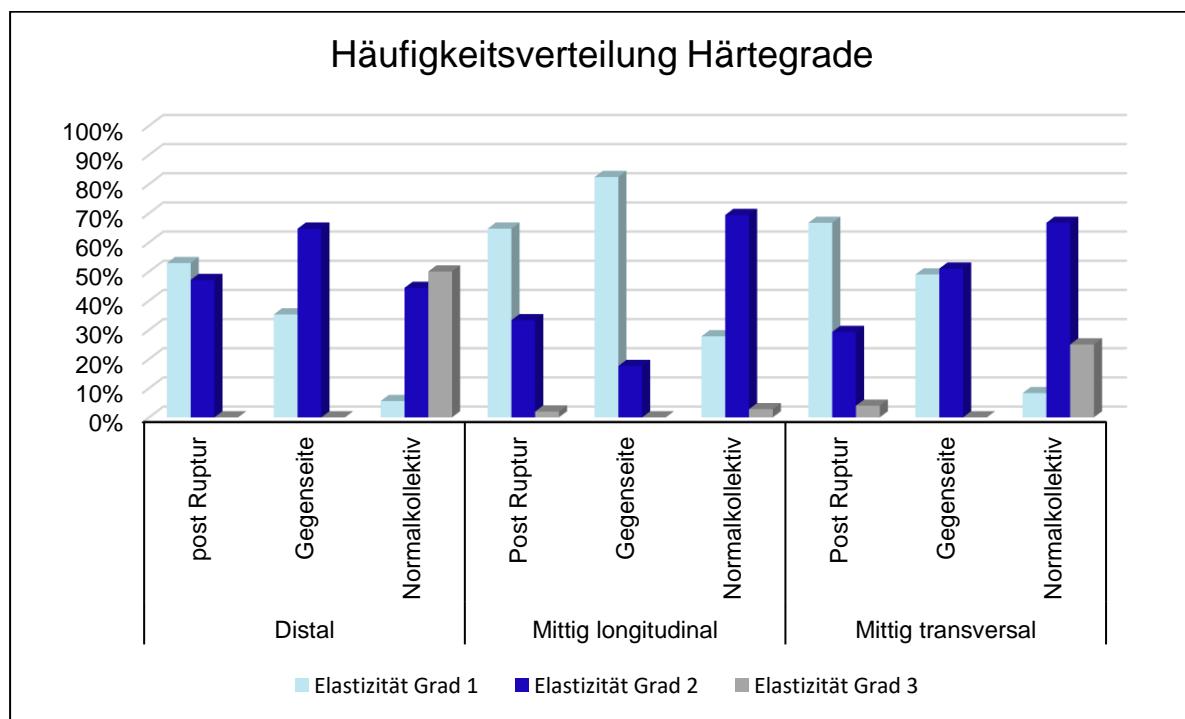


Abbildung 28: Relative Häufigkeitsverteilung der Härtegrade nach Tan et al. 2011 der ARFI-Imaging Aufnahmen nach Seite und Messpunkt aufgeschlüsselt.

Hier zeigte sich, ähnlich zu der Auswertung der *Strainelastographie*-Bilder, ein signifikanter Unterschied zwischen der ehemals rupturierten Sehnen und der gesunden Seite des Langezeitkollektivs ($\times p = 0,001$ bis $\times p=0,011$). Einige Ausnahme ist dabei die Messposition mittig longitudinal, bei der keine Signifikanz erreicht werden konnte ($p=0,074$; Tabelle 11). Ebenso grenzt sich das Normalkollektiv hochsignifikant (jeweils $** p<0,001$) gegen diese beiden ersten Kollektive ab, wobei sich letzteres weniger steif präsentiert als die gesunden und diese wiederum weniger steif als die vormals rupturierten Sehnen (**Hypothese I**)

	Rupturierte Seite	Kontrollseite		Normalkollektiv
	Mittelwert mit SD	Mittelwert mit SD	p-Werte	Mittelwert mit SD
Distal	$1,40 \pm 0,54^*$	$1,72 \pm 0,45$	0,001	$2,44 \pm 0,61^{**}$
Mittig longitud.	$1,35 \pm 0,53$	$1,16 \pm 0,37$	0,074	$1,75 \pm 0,50^{**}$
Mittig transv.	$1,30 \pm 0,51^*$	$1,58 \pm 0,55$	0,011	$2,17 \pm 0,56^{**}$

*Tabelle 11: Verblindefte Mittelwerte mit zugehöriger Standardabweichung für die mittels ARFI Imaging bestimmte Elastizität, nach Position und Kollektiv aufgeschlüsselt. In der Spalte für p-Werte sind die jeweiligen Signifikanzwerte zwischen den gesunden und rupturierten Sehnen angegeben. * bzw. $^* p\text{-Wert} < 0,05$, ** bzw. $^{**} p\text{-Werte} < 0,001$. (longitud. = longitudinal; transv. = transversal)*

Im Gegensatz zur Auswertung der *Strainelastographie* nach Tan et al. 2011 konnte hier am distalen und mittig transversalen Messpunkt ein signifikanter Unterschied der Homogenität zwischen der rupturierten und gesunde Sehne nachgewiesen werden ($^* p=0,007$ bis $^* p=0,021$). Die Normalkollektivsehnen unterscheiden sich an allen Messpunkten (jeweils $^{**} p<0,001$) wiederum signifikant von der gesunden Kontrollseite (siehe Tabelle 12).

	Rupturierte Seite	Kontrollseite		Normalkollektiv
	Mittelwert mit SD	Mittelwert mit SD	p-Werte	Mittelwert mit SD
Distal	$1,77 \pm 0,57$	$1,95 \pm 0,38^*$	0,021	$1,42 \pm 0,65^{**}$
Mittig longitud.	$1,63 \pm 0,58$	$1,67 \pm 0,47$	0,564	$1,69 \pm 0,53$
Mittig transv.	$1,49 \pm 0,59$	$1,81 \pm 0,55^*$	0,007	$1,33 \pm 0,59^{**}$

*Tabelle 12: Verblindefte Mittelwerte mit zugehöriger Standardabweichung für die mittels ARFI Imaging bestimmte Homogenität, nach Position und Kollektiv aufgeschlüsselt. In der Spalte für p-Werte sind die jeweiligen Signifikanzwerte zwischen den gesunden und rupturierten Sehnen angegeben. * p-Wert $< 0,05$, ** p-Werte $< 0,001$. (longitud. = longitudinal; transv. = transversal)*

Nachfolgend werden, ident zur Strainelastographie, einige Beispielbilder zur Steifigkeitsbestimmung mittels *ARFI Imaging* dargestellt.

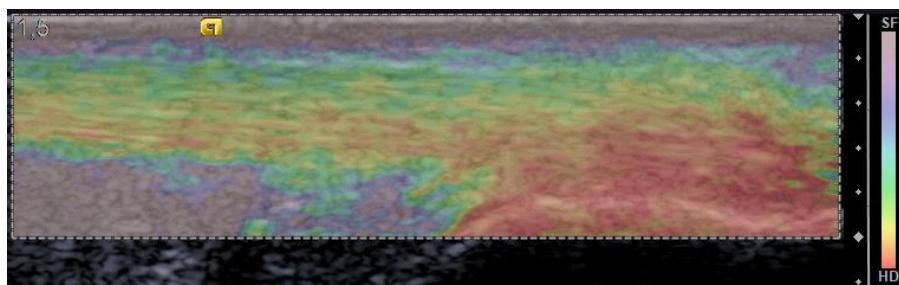


Abbildung 29: 42-Jähriger, 43 Monate post Ruptur; distal, Härtegrad: 2, Homogenität: a

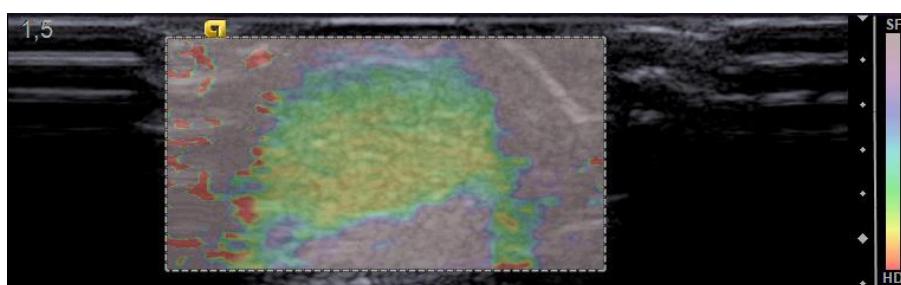


Abbildung 30: 59-Jähriger, 54 Monate post Ruptur; mittig transversal, Härtegrad: 3, Homogenität: a

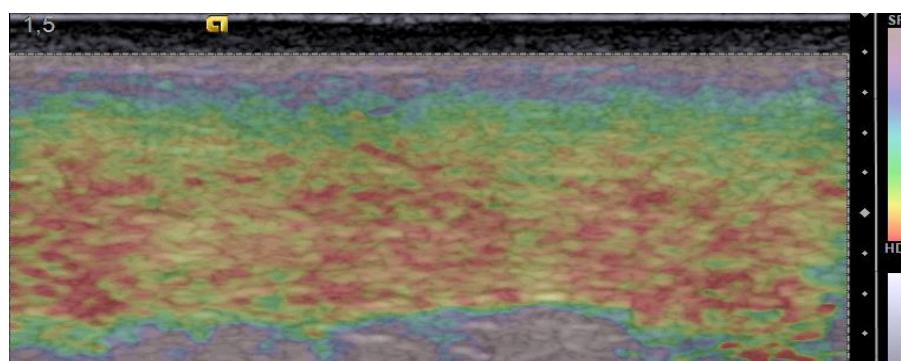


Abbildung 31: 46-Jähriger, 135 Monate post Ruptur; mittig longitudinal, Härtegrad: 2, Homogenität: c

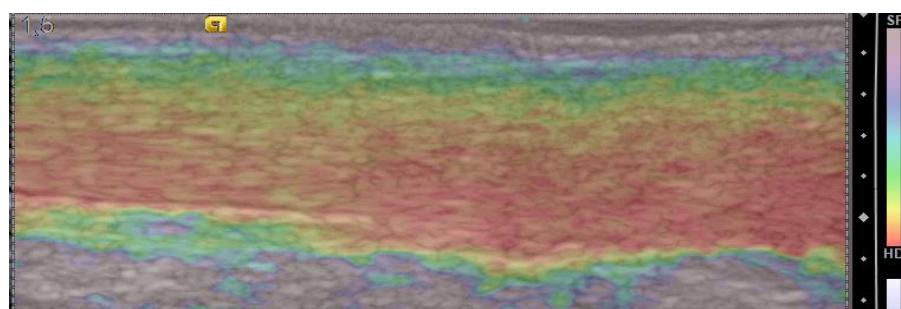


Abbildung 32: 41-Jährige, 29 Monate post Ruptur; mittig longitudinal, Härtegrad: 1, Homogenität: a

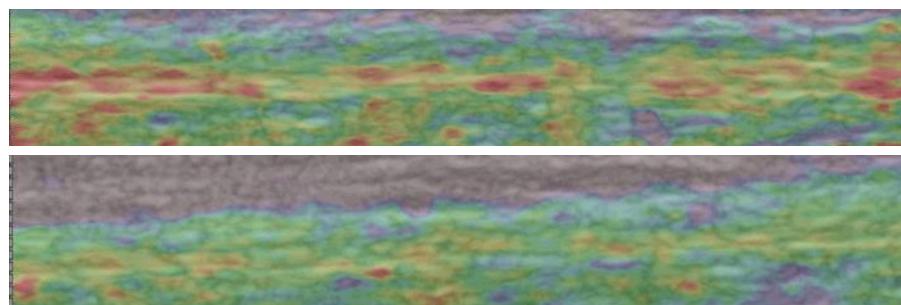


Abbildung 33: 41-Jähriger, 18 Monate post Ruptur; Zu sehen ist die rupturierte (oben, Härtegrad: 2) und gesunde Seite (unten, Härtegrad: 3) eines Patienten im Vergleich, wobei sich Letztere weicher präsentiert.

3.2.4. Differenzierung der Kollektive mittels ARFI Quantification

Pro Messpunkt wurden 5 Bilder aufgenommen (siehe Abbildung 34) und zu einem Mittelwert verrechnet. Mit diesem Mittelwert pro Position und Sehne wurden alle weiteren Berechnungen vorgenommen.

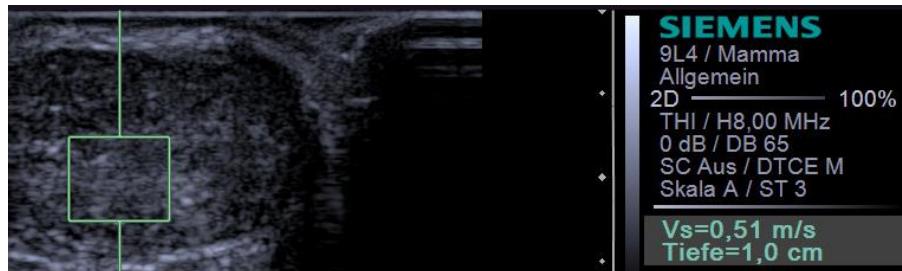


Abbildung 34: ARFI-Quantification Aufnahme einer vormals rupturierten Achillessehne am mittig transversalen Messpunkt mit zugehöriger Scherwellengeschwindigkeit und Messtiefe. Aufgrund der Form der Wade kann der laterale Anteil des Unterschenkels neben der Achillessehne nicht dargestellt werden.

Dabei wurde untersucht, ob sich die Scherwellengeschwindigkeit von ehemals rupturierten Sehnen von der Gegenseite des Langzeitkollektivs (\times), sowie vom Normalkollektivs (*) unterscheiden (**Hypothese I**). Es konnte festgestellt werden, dass sich die Mittelwerte von gesunden und vormals rupturierten Sehnen z.T. hochsignifikant voneinander differenzieren, mit Ausnahme des distalen Messpunktes. Dagegen unterscheiden sich die mittleren ARFI-Werte der Kontrollgruppe nicht vom Normalkollektiv ($p= 0,096$ bis $0,883$). Es stellte sich heraus, dass die Scherwellengeschwindigkeit in den posttraumatisch veränderten Sehnen niedriger ausfällt als bei der Kontrollgruppe oder dem Normalkollektiv. Zudem waren zwischen den einzelnen Messpunkten der rupturierten ($p=0,007$ bis $p<0,001$) und gesunden Sehne signifikante Unterschiede festzustellen ($p= 0,004$ bis $<0,001$) mit Ausnahme zwischen dem distalen und mittig longitudinalen Messpunkt der gesunden Gegenseite ($p= 0,902$) und dem mittig longitudinalen und mittig transversalen Messpunkt der ehemals rupturierten Seite ($p= 0,650$), wobei, wie auch der nachfolgenden Tabelle 13 zu entnehmen ist, distal die höchste Scherwellengeschwindigkeit zu messen war. In Abbildung 35 findet sich eine graphische Darstellung der Scherwellengeschwindigkeiten.

	Rupturierte Seite	Kontrollseite		Normalkollektiv
	Mittelwert	Mittelwert	p-Werte	Mittelwert
Distal	$2,41 \pm 1,99^{**}$	$2,86 \pm 1,88$	0,103	$3,55 \pm 1,95$
Mittig longitud.	$1,39 \pm 1,35^{xx\ **}$	$2,81 \pm 1,67$	<0,001	$2,82 \pm 1,57$
Mittig transv.	$1,48 \pm 0,69^x *$	$1,92 \pm 0,50$	0,001	$1,95 \pm 0,55$

Tabelle 13: Mittlere Scherwellengeschwindigkeit mit zugehöriger Standardabweichung nach Messpunkt und Kollektiv aufgeschlüsselt, sowie die unter p-Werte aufgelisteten Signifikanzwerte zwischen gesunder und rupturierter Sehne. * bzw. x p-Wert <0,05, ** bzw. xx p-Werte <0,001. (longitud. = longitudinal; transv. = transversal)

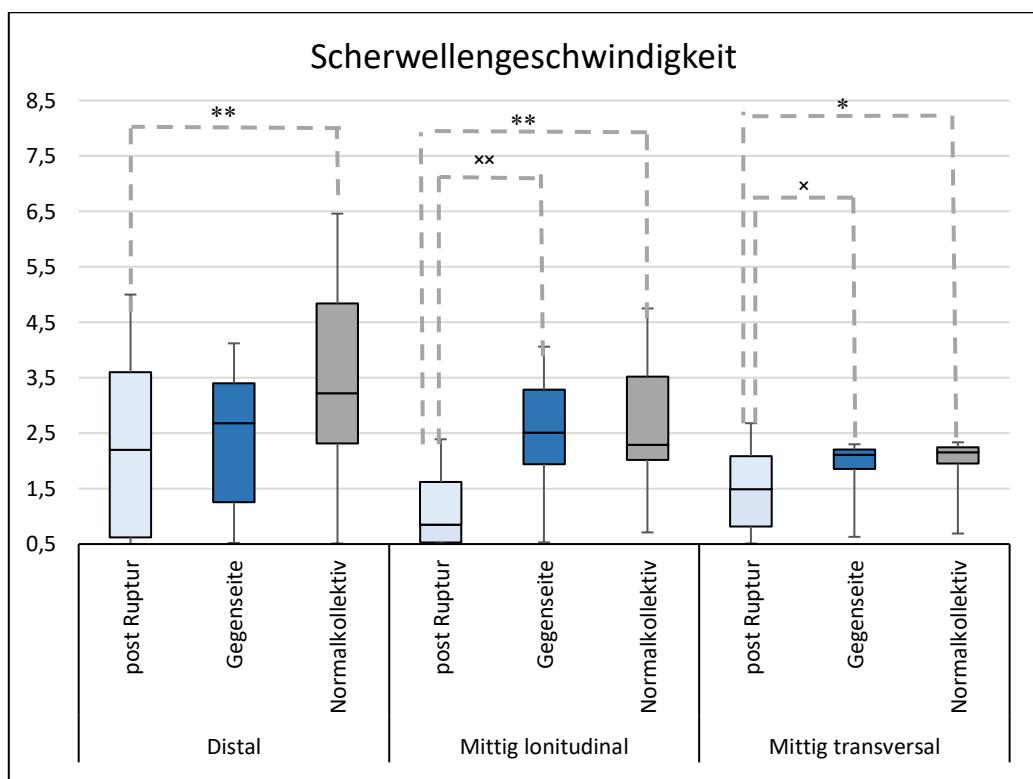


Abbildung 35: Scherwellengeschwindigkeit in m/s nach Seite und Messposition aufgeschlüsselt. Die gestrichelten Linien verdeutlichen den mittels Mann-Whitney-U-Test ermittelten Unterschied zwischen den jeweiligen Kollektiven. * bzw. x p-Wert <0,05, ** bzw. xx p-Werte <0,001.

Im Hinblick auf die physikalisch unterschiedlich definierten Begrifflichkeiten bezüglich Dehnungsverhältnis, Steifigkeit, Härte und Elastizitätsmodul wird im Kapitel 4.1.2. die

genaue Interpretation der Ergebnisse aus 3.2.2. bis 3.2.4. erläutert und Unterschiede bzw. Zusammenhänge erklärt.

3.2.5. Vaskularisierung und Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften

Der Großteil der Sehnen präsentiert sich, wie der nachfolgenden Tabelle 14 zu entnehmen ist, sowohl im gesunden, als auch im rupturierten Bein als mittels Duplex-Sonographie nicht erkennbar vaskularisiert, was dem physiologischen Normalzustand entspricht.

Position	Grad 1	Grad 2	Grad 3
Gesunde Seite, distal	35 (63,6%)	18 (32,7%)	2 (3,6%)
Gesunde Seite, mittig longitudinal	35 (63,6%)	16 (29,1%)	4 (7,3%)
Gesunde Seite, mittig transversal	44 (80,0%)	9 (16,4%)	2 (3,6%)
Rupturierte Seite, distal	51 (79,7%)	10 (15,6%)	3 (4,7%)
Rupturierte Seite, mittig longitudinal	39 (60,9%)	18 (28,1%)	7 (10,9%)
Rupturierte Seite, mittig transversal	48 (75,0%)	11 (17,2)	5 (7,8%)

*Tabelle 14: Relative und absolute Häufigkeitsdarstellung der Vaskularisierungsgrade
(Grad 1 = keine Vaskularisierung; Grad 2 = leicht vermehrte Vaskularisierung; Grad 3 = stark vermehrte Vaskularisierung)*

Dabei konnte kein signifikanter Unterschied des Vaskularisierungsgrades zwischen dem Kontrollkollektiv und dem Fallkollektiv festgestellt werden ($p= 0,617$ bis $p= 0,464$). Lediglich am distalen Messpunkt konnte ein signifikanter Unterschied berechnet werden ($p = 0,040$)

Des Weiteren wurde der Zusammenhang zwischen der Vaskularisierung und den elastischen Eigenschaften von gesunden Sehnen überprüft. Hierzu wurde der Korrelationskoeffizient zwischen den Variablen bestimmt, wobei sich vereinzelt sehr schwache Korrelationen nachweisen ließen (*Messpunkt distal: ARFI Quantification: Kendall-Tau-b= -0,256 mit p= 0,012**; *Messpunkt mittig longitudinal: Strainelastographie: Kendall-Tau-b= 0,133 mit p= 0,039**; *Messpunkt mittig transversal: Strainelastographie: Kendall-Tau-b= -0,198 mit p=0,001**), sodass die

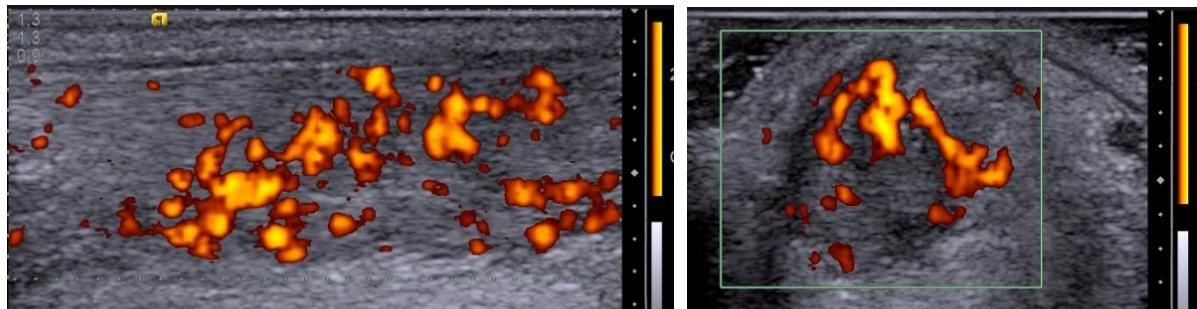


Abbildung 36: Duplexsonographische Aufnahme einer 69-jährigen Patientin. Zu sehen ist die nicht-rupturierte AS mit einer Grad 3 Vaskularisierung im mittigen Sehnenabschnitt (longitudinal und transversal). Sie präsentierte sich als symptomatisch beim Treppensteigen und Gehen mit Absatzerhöhungen. Die Gegenseite war unauffällig.

Hypothese IIa nur abschnittsweise bestätigt werden konnte. Demnach ist ein Zusammenhang zwischen den beiden Variablen bei den erwähnten Messpunkten wahrscheinlich, wobei wegen des geringen Korrelationskoeffizienten von einer Beeinflussung der elastischen Eigenschaften durch weitere Einflussgrößen ausgegangen werden muss.

Zudem wurde die Korrelation zwischen Vaskularisierung und dem Schmerzgrad untersucht, wobei unterschiedlich starke Korrelationen im distalen (Kendall-Tau-b= 0,544 mit $p<0,001$), mittig longitudinalen (Kendall-Tau-b= 0,264 mit $p=0,025$) und mittig transversalen (Kendall-Tau-b= 0,261 mit $p= 0,028$) Sehnenanteil nachgewiesen werden konnte.

3.3. Abhängigkeit der Ergebnisse von Geschlecht und Alter

Ebenso wie in den vorherigen Betrachtungen wird hier nur die strainelastographische, ARFI-Imaging, sowie ARFI Quantification Auswertung des Kontrollkollektivs berücksichtigt.

Dabei zeigte sich, dass das Geschlecht keinerlei Einfluss auf die Steifigkeitswerte besitzt ($p= 0,806$ bis $p= 0,158$), sodass sich diese sowohl bei Männern als auch bei Frauen gleich hart oder weich präsentieren (**Hypothese IIb**). Einzige Ausnahme ist dabei der Messpunkt 3 in der ARFI Imaging Aufnahmen (Kendall-Tau-b = -0,342 mit $p = 0,011$).

Hinsichtlich der Korrelation von Alter und Elastizitätswerte wurde auf die einseitige Korrelation nach Kendall-Tau-b zurückgegriffen (**Hypothese IIc**). Ebenso wie im vorangegangenen konnte auch hier kein Einfluss auf die Steifigkeit der Sehnen des

Kontrollkollektivs detektiert werden (Kendall-Tau-b= -0,184 mit p= 0,104 bis Kendall-Tau-b= -0,012 mit p= 0,896).

3.4. Einfluss des Rauchens auf die mechanischen Eigenschaften

Bei der Betrachtung eines etwaigen Einflusses des Rauchens auf die Sehnensteifigkeit des Kontrollkollektivs (**Hypothese II^d**) konnte über alle elastographischen Methoden hinweg einhellig kein Einfluss festgestellt werden (p= 0,907 bis p= 0,055; siehe Abbildung 37).

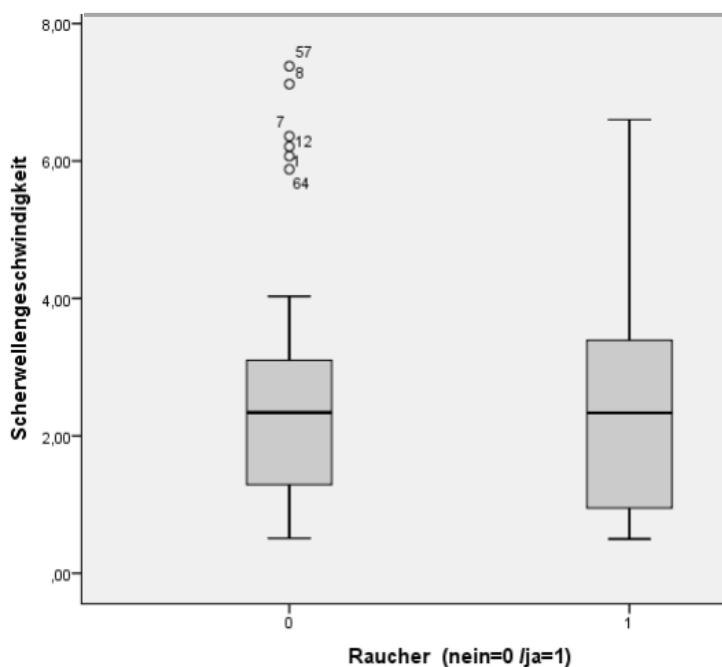


Abbildung 37: Mit ARFI Quantification bestimmte Scherwellengeschwindigkeit in m/s abhängig vom Nikotinabusus am Messpunkt mittig longitudinal des Kontrollkollektivs. Die ermittelten Werte bewegen sich dabei unabhängig vom Nikotinkonsum in annähernd gleichen Wertebereichen. Die nummerierten Punkte stellen, der jeweiligen Patientennummer entsprechende Werteausreißer dar.

3.5. Einfluss der Versorgungsart, sowie des Zeitraums bis zur Studienteilnahme

Um den Einfluss der konservativen bzw. operativen Versorgung auf die elastographischen Ergebnisse zu ermitteln, wurden die Ergebnisse der 3 untersuchten Ultraschallmethoden, nach den Versorgungsarten aufgesplittet, betrachtet (**Hypothese**

IIIa). Hierbei konnte für keine der drei elastographischen Aufnahmetechniken ein Unterschied zwischen konservativ und operativ Versorgten ermittelt werden ($p= 0,096$ bis $p= 0,980$; siehe Abbildung 38).

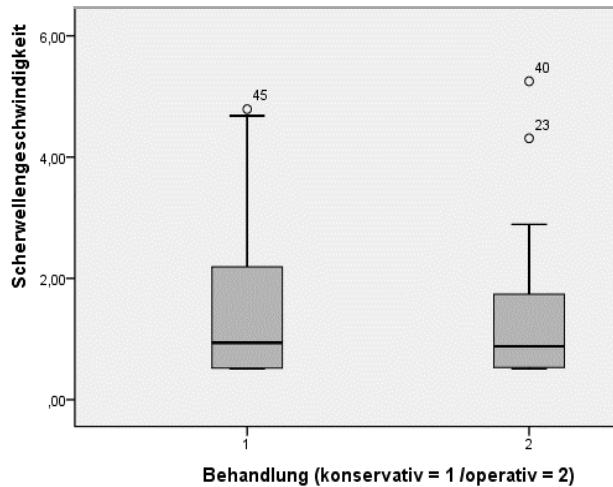


Abbildung 38: Scherwellengeschwindigkeit in m/s abhängig von der Versorgungsart. Repräsentativ für alle weiteren elastographischen Methoden und Messpunkt wurde hier die mittels ARFI-Quantification ermittelten Schergeschwindigkeit des Messpunktes mittig longitudinal dargestellt. Als Kreise aufgezeigt sind 3 Ausreißer, jeweils von Patient Nr. 23, 40 und 45.

Dies trifft des Weiteren auch auf die mit *ARFI Imaging* und *Strainelastographie* bestimmte Homogenität der Achillessehnen zu ($p= 0,136$ bis $p= 0,724$). Auch hier konnte kein Unterschied zwischen konservativer und operativer Versorgung festgestellt werden. Ebenso konnte bezüglich der erreichten Punktzahl in den beiden verwendeten Fragebögen zur Bestimmung des subjektiven Leidensdrucks (FAOS, VISA-A) keine Differenz zwischen den beiden Versorgungsarten festgestellt werden ($p= 0,257$ bis $0,546$).

Da die elastographischen Resultate entsprechend der Zeitspanne Ruptur-Studienteilnahme auch nach dem vollständigen Durchlaufen der Heilungsphasen von ca. 1 - 2 Jahren²⁷ unterschiedlich ausfallen könnten, wurde zu diesem Sachverhalt der Korrelationskoeffizient zwischen dem Ausheilungszeitraum und den Steifigkeitswerten des Langzeitkollektivs bestimmt (**Hypothese IIIb**). Auch hier konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Zeitspanne Ruptur-

Studienteilnahme und den Elastizitätswerten ermittelt werden (Kendall-Tau-b= -0,116 mit p= 0,276 bis Kendall-Tau-b= -0,008 mit p= 0,952).

3.6. Computergestützte Auswertung der strainelastographischen und ARFI- Imaging Bilder

Da es sich bei der objektivierbaren und untersucherunabhängigen computergestützten Auswertung um ein neues Verfahren handelt, wurde überprüft, ob mit dieser Methode die Werte der etablierten Methoden *Strainelastographie* und *ARFI-Imaging* adäquat wiedergeben werden können (**Hypothese IV**). Ausgang für diese Berechnungen und alle weiteren Kapitel ist das Fall-, Kontroll- und Normalkollektiv.

Hier konnte bzgl. der *strainelastographischen* Bilder eine mittlere (Kendall-Tau-b = 0,443 mit p <0,001 bis Kendall-Tau-b = 0,644 mit p <0,001) Korrelation zwischen den beiden Auswertungsmethoden gezeigt und mittels Regressionsanalyse ein Zusammenhang (R-Quadrat =0,246 bis 0,649; mittleres R-Quadrat= 0,450) errechnet werden (siehe Abbildung 39). Die Einteilung der Homogenität wurde bei dieser Betrachtung vernachlässigt.

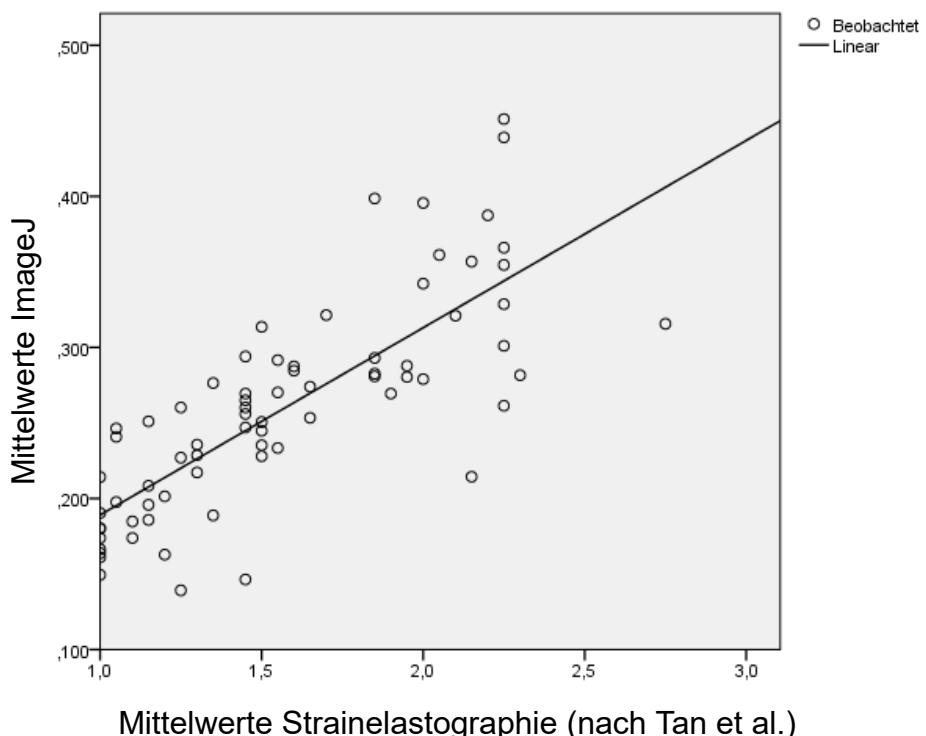


Abbildung 39: Grafische Darstellung des Zusammenhangs zwischen den strainelastographischen und den zugehörigen PC-Werten. Beispielhaft für alle anderen

Positionen und Kollektive, wurden hier die Achillessehnen des Fallkollektivs an Messposition 1 gewählt.

Nach Auswertung der Schiefe der mit PC ermittelten Werte, wurde festgestellt, dass die Werte links steil und rechts schief verteilt sind (Schiefe= 1,057 mit SD= 0,283 bis Schiefe= 0,556 mit SD= 0,283), sodass zur Feststellung, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten des Patienten-, Kontroll- und Normalkollektivs vorliegt, auf den Mann-Whitney-U-Test zurückgegriffen wurde. Dabei unterschieden sich die berechneten Werte der posttraumatisch veränderten Sehnen signifikant von der gesunden Seite (Tabelle 15). Das Normalkollektiv wurde wiederum gegen die Kontrollseite getestet, wobei hier distal eine Signifikanz erreicht werden konnte.

	Rupturierte Seite	Kontrollseite	p-Werte	Normalkollektiv
	Mittelwert mit SD	Mittelwert mit SD		Mittelwert mit SD
Distal	0,259 ± 0,070*	0,306 ± 0,087	<0,001	0,369 ± 0,083*
Mittig longitud.	0,258 ± 0,075**	0,381 ± 0,117	<0,001	0,422 ± 0,107
Mittig transv.	0,237 ± 0,069**	0,334 ± 0,093	<0,001	0,379 ± 0,081

*Tabelle 15: PC ermittelte Farbwerte für die Strainelastographie nach Position und Kollektiv aufgeschlüsselt. In der Spalte für p-Werte sind die jeweiligen Signifikanzwerte zwischen den gesunden und rupturierten Sehnen angegeben. * bzw. *p-Wert <0,05, ** bzw. **p-Werte <0,001. (longitud. = longitudinal; transv. = transversal)*

Die ARFI-*Imaging* Aufnahmen wurden nach demselben PC-gestützten Verfahren und im Hinblick auf dieselbe **Hypothese IV** wie im Vorangegangenen ausgewertet. Ebenso wie im vorangegangenen konnte hier durchgängig ein hochsignifikanter Zusammenhang zwischen des PC gestützten Auswertung und der Untersucherauswertung von *ARFI Imaging* festgestellt werden (Kendall-Tau-b =0,182 mit p<0,001 bis Kendall-Tau-b = 0,380 mit p<0,001). Ähnlich hohe Korrelationskoeffizienten wie zuvor bei den *strainelastographischen* Aufnahmen konnten nicht erreicht werden.

Am mittig transversalen Messpunkt konnte ein signifikanter Unterschied zwischen vormals rupturierten Sehnen und der Gegenseite detektiert werden (**). Am distalen und mittig longitudinalen Messpunkt sind die absoluten Werte hingegen relativ identisch (siehe Tabelle 16). An dieser Messposition konnte nur im Vergleich

zwischen der Kontrollseite und dem Normalkollektiv ein Unterschied detektiert werden (*).

	Rupturierte Seite	Kontrollseite		Normalkollektiv
	Mittelwert	Mittelwert	p-Werte	Mittelwert
Distal	$0,205 \pm 0,035$	$0,203 \pm 0,034$	0,992	$0,226 \pm 0,035^*$
Mittig longitud.	$0,207 \pm 0,052$	$0,202 \pm 0,029$	0,929	$0,213 \pm 0,043$
Mittig transv.	$0,194 \pm 0,058^{**}$	$0,235 \pm 0,064$	<0,001	$0,236 \pm 0,048$

*Tabelle 16: Mittlere mittels PC berechnete Farbverteilung der ARFI-Imaging-Bilder mit zugehöriger Standartabweichung nach Messposition und Kollektiv getrennt. In der Spalte für p-Werte sind die jeweiligen Signifikanzwerte zwischen den gesunden und rupturierten Sehnen angegeben. * bzw. \times p-Wert <0,05, ** bzw. $\times\times$ p-Werte <0,001. (longitud. = longitudinal; transv. = transversal)*

3.7. Korrelation der Sonoergebnisse mit dem klinischen und subjektiv empfundenen Outcome

Im Durchschnitt erreichte die Probanden des Fallkollektives im FAOS-score einen Wert von 85,8 Punkten und im VISA-A-score 78,1 Punkte von jeweils 100 möglichen Punkten. Am besten schnitten die Probanden im FAOS-score dabei im Bereich „Aktivität des täglichen Lebens“ ab (90,8), am schlechtesten in der Kategorie „Lebensqualität“ (66,6). Demnach verzeichneten sich hier die meisten Einschränkungen für die Patienten. Besonders die Frage Q1 („Wie oft sind Sie sich Ihres Fuß/Sprunggelenksproblems bewusst?“) und Q2 („Haben Sie Ihre Lebensweise verändert, um eventuell Ihrem Fuß/Sprunggelenk schadende Tätigkeit zu vermeiden?“) wurden dabei mit einer negativen Tendenz beantwortet, sodass hier die wenigsten Punkte erreicht wurden (siehe Tabelle 17). Hier wurde dargestellt, in welcher Kategorie die Probanden die meisten Einschränkungen in Abhängigkeit der erreichten Gesamtpunktzahl, also des Gesamtoutcomes, verzeichnen lassen.

Kategorie	Mittelwert mit SD	Range
Gesamtpunktzahl FAOS	$85,8 \pm 15,2$	36 - 100
S (Symptome)	$85,9 \pm 16,3$	32 - 100
P (Schmerzen)	$87,2 \pm 17,8$	36 - 100

A (Alltagseinschränkung)	$91,4 \pm 12,6$	47 - 100
SP (Sport)	$81,1 \pm 24,0$	5 - 100
Q (Lebensqualität)	$66,6 \pm 25,7$	0 - 100
Gesamtpunktzahl VISA-A	$78,1 \pm 23,8$	9 - 100

Tabelle 17: Punkteverteilung der Fragebögen des Fallkollektivs nach Kategorien aufgeschlüsselt. Aus rechnerischen Gründen übersteigt die mittlere Punktzahl plus SD in manchen Kategorien 100 Punkte, wobei hier die Range stets bei maximal 100 Punkten lag.

Danach wurde der Zusammenhang zwischen den Elastographiemethoden und den einzelnen Fragebögen untersucht (**Hypothese Va**). Dabei konnte für keine Position eine signifikante Korrelation ermittelt werden (Kendall-Tau-b= 0,182 mit p= 0,083 bis Kendall-Tau-b= -0,011 mit p= 0,901).

In den nachfolgenden Abbildungen 40 und 41 findet sich eine grafische Darstellung der klinischen Untersuchungsergebnisse nach Kategorien aufgeschlüsselt.

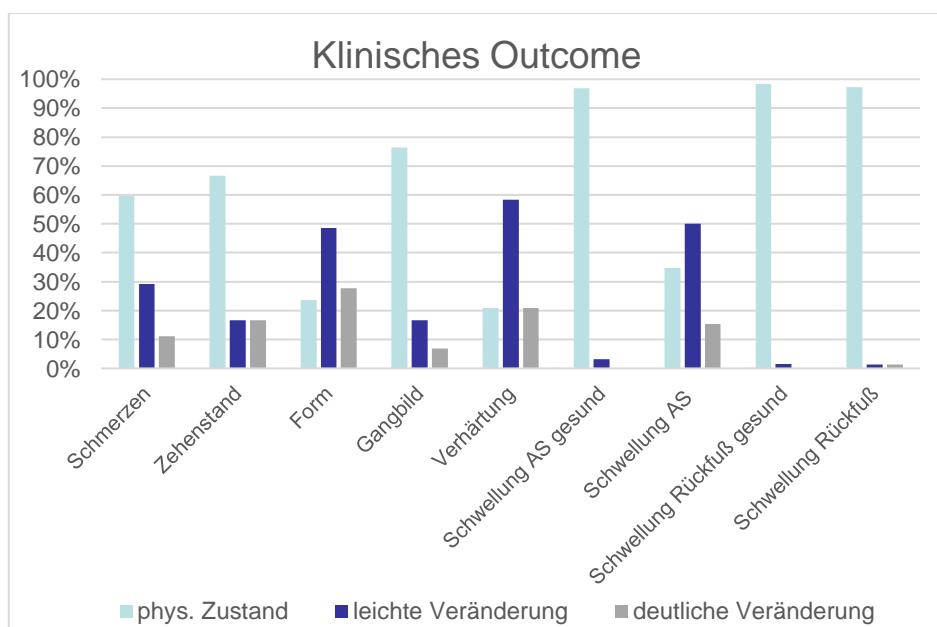


Abbildung 40: Prozentuale Darstellung der Ergebnisse der klinischen Untersuchung. Die Ergebnisse der Kontrollgruppe sind jeweils mit dem hinter der Kategorie angefügten Zusatz „gesund“ gekennzeichnet.

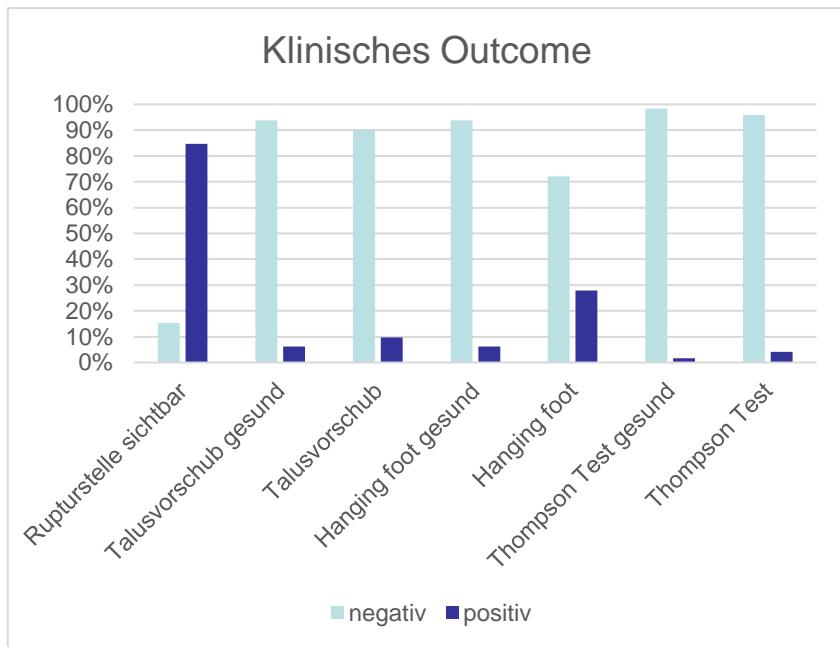


Abbildung 41: Prozentuale Darstellung der Ergebnisse der klinischen Untersuchung. Die Ergebnisse der Kontrollgruppe sind jeweils mit dem hinter der Kategorie angefügten Zusatz „gesund“ gekennzeichnet.

Der mittlere Kraftgrad fiel für die Kontrollseite mit 4,85/5 gegen 4,72/5 auf der rupturierten Seite minimal besser aus. Zusätzlich wurden die Sehnen auf ihre Kontinuität hin überprüft, wobei eine mittlere Durchgängigkeit von 86% des Sehnendurchmessers auf der rupturierten Seite errechnet werden konnte. Hinsichtlich der Stabilität des medialen und lateralen Bandapparates, ebenso wie für das Bewegungsausmaß im unteren Sprunggelenk konnten in keinem Fall eine Bewegungseinschränkung ermittelt werden, sodass diese Ergebnisse in den nachfolgenden Betrachtungen vernachlässigt werden. Das Bewegungsausmaß für die Dorsalextension und Plantarflexion betrug auf der Kontrollseite $32,9^\circ \pm 8^\circ$ bzw. $38,2^\circ \pm 7,9^\circ$ und für die Fallseite $28,8^\circ \pm 11,1^\circ$ bzw. $36,3^\circ \pm 9,3^\circ$, sodass auch hier im Mittel bei einem physiologischen Wert von 40-0-50 v.a. bei der Plantarflexion eine Einschränkung detektiert werden konnte, wobei sich diese dabei kaum von der gesunden Seite unterschied. Um zu überprüfen inwiefern die einzelnen Ergebnisse der klinischen Untersuchung Rückschlüsse auf die mittels der 3 elastographischen Methoden detektierten Steifigkeit zulassen, wurden alle klinischen Parameter bezüglich eines etwaigen Zusammenhangs zu diesen untersucht. Dabei konnte, über alle 3 Messpunkte hinweg, für keinen Bestandteil des klinischen Outcomes ein

signifikantes elastographisches Korrelat gefunden werden ($p= 1,000$ bis $p=0,066$)
(Hypothese Vb).

4. Diskussion

4.1. Interpretation der ermittelten Ergebnisse

4.1.1. Detektierbare Unterschiede zwischen den Kollektiven mittels herkömmlicher sonographischer Methoden

Die Achillessehnenruptur ist mit etwa 16000 – 20000 Fällen pro Jahr eine relativ häufig auftretende Verletzung mit erheblicher Einschränkung des physiologischen Gangbildes.⁷ Die Inzidenz ist dabei in den letzten 33 Jahre kontinuierlich ansteigend.⁸ Breitensportarten wie Fußball, Tennis, Badminton oder Handball stellen dabei die typischen Risikosportarten dar,⁷ wobei auch die nicht-Sport-assoziierten Rupturen an Häufigkeit zunehmen.⁸ Besondere Risikofaktoren stellen u.a. Erkrankungen wie Diabetes mellitus, pAVK sowie Erkrankungen des rheumatoïden Formenkreises dar^{16,17,88}, wobei auch häufig eingesetzte Medikamente wie Glykokortikoide oder Quinolone als Ruptur begünstigende Substanzen berücksichtigt werden müssen.^{18,42} Die Ruptur kann dabei sowohl operativ, als auch konservativ versorgt werden, wobei die Heilungsphase mehrere Wochen umfasst³² und in ihrem Verlauf regelmäßig überprüft werden sollte um Entscheidungen über die weitere Behandlungsstrategie fällen zu können. Für Nachsorgeuntersuchung steht im klinischen Alltag dazu gegenwärtig vor allem die klinische Beurteilung sowie die herkömmliche Ultraschalldiagnostik zur Verfügung. Hiermit können nur skizzenhafte Aussagen bezüglich der Sehnenstruktur, nicht allerdings ihrer mechanischen Eigenschaften getroffen werden. Ebenso wird die regelmäßige Nachuntersuchung der Patienten nach der Abheilung des Defekts beendet, sodass die langfristigen Auswirkungen für den Patienten bzw. die Veränderungen der Sehneneigenschaften nicht bekannt sind. Mit der Elastographie können die mechanischen Qualitäten dieser vormals rupturierten Sehnen evaluiert werden.

Neben dem eigentlichen Ziel der Studie, der Beurteilung der mechanischen Eigenschaften vormals rupturierter Achillessehnen im Hinblick auf das Langzeitoutcome, wurden, dem momentanen Goldstandard der Sehnendiagnostik

entsprechend, zusätzlich Aufnahmen im B-Modus angefertigt. Hierbei fiel die globale Durchmesserverdickung der Sehnen post Ruptur auf, was als physiologische Reaktion auf die Defektheilung interpretiert werden kann.⁸⁹ Der Mechanismus, der zur Zunahme der Sehnendicke führt, wird im Punkt 1.1.3. erklärt und ist auf die spezifische Wirkung der Makrophagen sowie der Entzündungsmediatoren im Gewebe zurückzuführen, die eine Fibroblasten Proliferation und eine vermehrte EZM-Synthese anregen.⁶

Ebenso erwiesen sich die Sehnen des Kontrollkollektivs als signifikant dicker, als die des Normalkollektivs. Zurückzuführen ist diese Beobachtung dabei vermutlich größtenteils auf den Altersunterschied zwischen den Kollektiven. Erstere könnten demnach bereits mehr asymptomatische Mikrotraumata (siehe 1.1.2) durchlaufen haben und die Sehnen in Folge dessen mehreren Reparationsvorgängen ausgesetzt gewesen sein.⁸⁹ Bleakney et al. 2002 konnten Ähnliches beobachten. Demnach erwiesen sich die Sehnen der Gegenseite von Probanden mit Achillessehnenrupturen als dicker als diejenigen einer deckungsgleichen gesunden Kontrollgruppe, sodass hier das Alter als Confounder ausgeschlossen werden konnte.⁹⁰ Somit liegt die Vermutung nahe, dass Patienten mit einer Achillessehnenruptur gewisse in- und/oder externe Prädispositionen für tendinopathische Veränderungen besitzen.

Nebst dieser Durchmesservergrößerung fielen die signifikanten Unterschiede zwischen den sagittalen und coronalen Durchmessern auf, die auf eine kreisförmige Struktur der Sehnen post Ruptur, im Vergleich zu einer eher ovalen bis Hufeisenähnlichen Form auf der nichtbetroffenen Gegenseite, hinweisen. Diese charakteristische Veränderung der Sehnenform wurde dabei bereits in mehreren Studien beobachtet und von manchen Autoren als Parameter für den Heilungsprozess einer Achillessehne post Trauma angesehen, allerdings mit unterschiedlich starker Aussagekraft.⁹¹

In 9 Fällen konnte in dieser Studie keine Sichtbarkeit der ehemaligen Rupturlokalisation festgestellt werden, wobei 7 der 9 Fälle Partialrupturen aufwiesen. Grund dafür könnte sein, dass bei Partialrupturen die Läsionen kleiner sind bzw. eine Restkontinuität vorhanden bleibt und nachfolgende Entzündungs- und Reparationsvorgänge geringer ausfallen, sodass das Narbengewebe und die damit

verbundene Aufhebung der scharfen Sehnenkontur im Ultraschallbild im B-Bild-Modus weniger dominant in den Vordergrund tritt.

Eine übermäßige Achillessehnenvernarbung konnte daneben in unserem Kollektiv nur bei den konservativ versorgten Probanden beobachtet werden. Anzunehmen ist dabei, dass durch das operative Vorgehen sowohl die Sehnenenden in ihrer Ausrichtung, als auch das umliegenden Peritendineum möglichst physiologisch rekonstruiert werden, sodass ein möglichst kleiner Defektpalt überbrückt werden muss. Beim konservativen Vorgehen hingegen verbleiben die aufgefasernten Sehnenstücke sowie das beschädigte Peritendineum in einer relativ grob adaptierten Situation zurück, sodass die Faserausrichtung zum einen nicht automatisch parallel verlaufen muss und zum anderen die Defektlücke, trotz Adaption in Flexionsstellung, größer ausfällt. Damit könnte auch eine größere Narbenwucherung erfolgen (vgl. Kallusbildung bei primärer und sekundärer Frakturheilung⁹²).

4.1.2. Interpretation der elastographischen Befunde und Vergleich mit bisherigen Ergebnissen

Hauptziel der vorliegenden Arbeit war es, mit Hilfe von *Strainelastographie*, *ARFI-Imaging* und *ARFI Quantification* langfristige morphologische Veränderungen in Sehnen post Ruptur zu detektieren, Unterschiede zur kontralateralen Seite und zum Normalkollektiv aufzuzeigen und die langfristigen mechanischen Eigenschaften von Achillessehnen post Ruptur darzustellen. Hierzu wurden Probanden in das Langzeitkollektiv aufgenommen, die die 1-2 Jahre andauernde Regeneration der Achillessehnenruptur²⁷ vollständig durchlaufen haben. Da die nicht betroffene Gegenseite desselben Kollektivs durch etwaige Mehrbelastung oder Schonhaltungen in Folge des Traumas ebenfalls Veränderungen der elastischen Eigenschaften aufweisen könnten, wurde zum zusätzlichen Vergleich ein gesundes Normalkollektiv eingeschlossen.

Dabei konnte gezeigt werden, dass alle drei genannten Methoden über den Sehnenverlauf hinweg einen signifikanten Unterschied der elastischen Eigenschaften zwischen allen verschiedenen Kollektiven darstellen können.

In den *strainelastographischen Aufnahmen* präsentieren sich Achillessehnen post Ruptur auch über einen längeren Zeitraum hinweg steifer als das kontralaterale Bein desselben Individuums. Das Normalkollektiv wiederum zeigt sich mit besonders weichen und gleichzeitig homogenen Sehnen. Somit konnte die **Hypothese I** bestätigt werden.

Dies entspricht auch den Ergebnissen der Studie nach Tan et al. 2011, in der ein Unterschied zwischen Gesunden und chirurgisch versorgten Achillessehnenrupturen festgestellt werden konnte (Rupturierte mit Härtegrad 1 in 35,1% und Härtegrad 2 in 64,9% der Fälle gegen Gesunde mit Härtegrad 1 in 15%, Härtegrad 2 in 64,2% und Härtegrad 3 in 20,8% der Fälle)⁷⁸. Ebenso konnte durch Ooi et al. 2014 gezeigt werden, dass operativ versorgte Sehnenrupturen eine harte heterogene Textur und asymptomatische Achillessehnen eine vorwiegend harte⁵⁰, also nach Tan et al. 2011 einen Härtegrad 2, aufweisen. Dies bestätigt ebenso wie die Studie von Agres et al. 2015 unsere Ergebnisse. In Letzterer wurde dabei die Steifigkeit von vormals rupturierten Achillessehnen untersucht. Dabei wurden Patienten in die Studie eingeschlossen, deren Trauma 2-8 Jahre zurückliegt, sodass diese Studie die einzigen vergleichbaren, allerdings methodendifferenten, Langzeitergebnisse liefert. Dabei wurde mittels B-Bild-Aufnahmen und der detektierten Dehnung der Sehnen die Steifigkeit berechnet, wobei sich gezeigt hat, dass vormals rupturierte Sehnen auch langfristig steifer erscheinen als die zugehörige Gegenseite.

Ähnliche Ergebnisse konnten in ARFI Imaging nachgewiesen werden. Unterschiede zur Strainelastographie ergaben sich dabei nur im mittig longitudinalen Messpunkt, wo zum einen keine Signifikanz zwischen gesunder und ehemals rupturierter Sehne ermittelt werden konnte, und zum anderen die Härtegradeinteilung im gesunden Bein eine steifere Sehne zeigte als im vormals rupturierten. Ebenso wie bei der Strainelastographie präsentierten sich die Normalkollektivsehnen als signifikant steifer als die gesunden Kontrollsehnen.

Die erhöhte Dehnung, die mittels *ARFI Imaging* und *Strainelastographie* nachgewiesen werden konnte, beruht dabei vermutlich auf im Vergleich zum „Normalzustand“ unterschiedlichen Zusammensetzung der Sehnen post Ruptur. Dabei wird durch Fibroblasten und Sehnenstammzellen (tendon stem/progenitor cells; TSPC⁹³) eine vorübergehende Defektheilung aus v.a. diffus angeordnetem Kollagen Typ III erzeugt.²⁷ In den nachfolgenden Heilungsphasen wird das Kollagen

Typ III durch Typ I ersetzt, welches sich entsprechend der einwirkenden Zugkraft in longitudinaler Ausrichtung organisiert.²⁷ Das Narbengewebe gleicht sich dabei mit fortschreitendem Heilungsverlauf dem Ursprungszustand an.⁹⁴ Das Ausgangsverhältnis zwischen Typ I und Typ III Kollagen wird dabei nicht wieder erreicht. Überwiegt im physiologischen Zustand der Anteil an Typ I Kollagen, so zeigt sich nach der Defektheilung eine Erhöhung des Anteils an Typ III Kollagen.⁹⁴ Ebenso wird keine vollständige parallele Ausrichtung der Kollagenfasern erzielt.⁹⁴ Diese beiden Sachverhalte könnten dabei auf die elastischen Eigenschaften der Sehne Einfluss nehmen, sodass sich ehemals rupturierte Sehen härter, bzw. resistenter gegenüber Dehnung präsentieren.

Bezüglich der Homogenität konnte in dieser Arbeit kein signifikanter Unterschied zwischen ehemals rupturierten und den kontralateralen Sehnen ermittelt werden, sodass beide Kollektive bezüglich ihrer Sehnenstruktur im Mittel gleich homo- bzw. heterogen erscheinen. Dabei ließ sich anhand der prozentualen Verteilung der aufgetretenen Heterogenitätsgrade eine leichte Tendenz zur Heterogenität bei den vormals Rupturierten erkennen, was wiederum dem Ergebnis von Tan et al. 2011 und Ooi et al. 2014 entsprechen würde, die bezüglich der Homogenität in chirurgisch versorgten Achillessehnen post Ruptur eine signifikant heterogener Struktur gegenüber der gesunden Seite ermittelten konnten. Dementsprechend präsentierten sich auch in unserer Studie die Sehnen des Normalkollektivs sowohl in der *Strainelastographie*, also auch in *ARFI-Imaging* über alle Messpunkte hinweg signifikant homogener.

Ein Störfaktor in der Auswertung könnte dabei gewesen sein, dass auch die Gegenseiten von Patienten aufgrund der Studienkonstellation aufgenommen worden sind, welche wegen der vermehrten Vaskularisierung in den duplexsonographischen Bildern eine Tendinopathie vermuten lassen. Durch den chronischen Reizzustand, kann es, wie in 1.1.3. beschrieben, zu Reparaturvorgängen kommen. Die genannten Reparaturvorgänge treten auch nach einer Ruptur auf, sodass die detektierte Heterogenität der Sehnen post Trauma auf den Sachverhalt zurückgeführt werden kann, dass die Kollagenfasern durch simultan ablaufende Reparatur- und Degenerationsvorgänge ihren sonst dicht gepackten Verlauf verlassen und somit sowohl relativ dichtere als auch lockerere Faserareale entstehen.^{22,78} Ein Unterschied zwischen ruptur- oder entzündungsbedingter Heterogenität könnte so

durch eine reine Betrachtung der elastographischen Aufnahmen nicht eindeutig bestimmt werden.

Bei den *ARFI Quantification* Aufnahmen konnte in dieser Arbeit beobachtet werden, dass, wie der Tabelle 13 zu entnehmen ist, die Scherwellengeschwindigkeit in den posttraumatisch veränderten Sehnen des Langzeitkollektivs am geringsten ausfiel, gefolgt von den zugehörigen Gegenseiten und schließlich den Normalkollektivsehnen, wobei sich Gegenseite und Normalkollektivsehnen wiederum relativ ähnlich waren bezüglich der erreichten Werte und sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

Damit zeigten sich die posttraumatisch veränderten Sehnen, ähnlich wie eine Tendinopathie,²² mit einer verminderten Scherwellengeschwindigkeit. Ein ähnliches Ergebnis erbrachte auch die Studie von Chen et al. 2013, in der die *ARFI-Quantification*-Werte von 14 frisch rupturierten und 36 gesunden Achillessehnen beurteilt und das Elastizitätsmodul in kPa wiedergegeben wurde, wobei rupturierten Sehnen ein geringeres Modul ($56,48 \pm 68,59$ kPa) als gesunden Sehnen ($291,91 \pm 4,38$) erreichten.⁵⁵

Dass sich die posttraumatisch veränderten Sehnen in *ARFI Quantification* mit einer verminderten Scherwellengeschwindigkeit präsentieren, wird dabei auf die Defektheilung der Sehne zurückgeführt und entspricht der obigen Erklärung bzgl. der mittel *Strainelastographie* und *ARFI-Imaging* detektierten veränderten elastischen Eigenschaften von Achillessehnen post Ruptur.⁵⁵ In wie fern diese beiden Ergebnisse in Einklang zu bringen sind, wird am Ende dieses Kapitels genauer erklärt.

Der größte Unterschied zwischen den Scherwellengeschwindigkeiten der vormals rupturierten und der Gegenseite konnte dabei zwischen den mittigen Positionen ermittelt werden. Demnach zeigten sich hier die Sehnen post Ruptur mit deutlich niedrigeren Scherwellengeschwindigkeiten als die gesunden Gegenseiten.

Ursächlich hierfür könnte die, im Vergleich zu weiter proximal oder distal gelegenen Arealen schwächere Durchblutung⁹⁵, Nährstoffzufuhr und damit der geringeren Regenerationsmöglichkeit der Sehne sein,¹¹ sodass die Sehnen in diesem Bereich zum einen häufiger von Rupturen betroffen sind und zum anderen schlechter ausheilen können und der Unterschied zur physiologischen Struktur langfristig deutlicher sichtbar bleibt.

Ein direkter Vergleich der in anderen Studien ermittelten Elastizitätsmoduln mit den in der vorliegenden Arbeit ermittelten Scherwellengeschwindigkeiten ist nach Meinung der aktuellen Literatur eher fragwürdig, da der Zusammenhang

$$E = 3\mu = 3\rho v_s^2 = 2\rho v_s^2(1 + \nu)$$

(mit Elastizitätsmodul E, Schubmodul μ , Dichte ρ , v_s Scherwellengeschwindigkeit und ν Poisson-Zahl) für transvers isotropes/anisotropes Gewebe, wie Sehnen, nicht gültig ist und eine Beurteilung der mechanischen Eigenschaften der Sehne deshalb bevorzugt als Scherwellengeschwindigkeit und nicht als Elastizitätsmodul vorgenommen werden sollte.^{67,96} Daneben werden zur vereinfachten Berechnung konstante Werte für die materialspezifischen Werte ν und ρ angenommen⁹⁷, was nicht zutreffend ist.⁹⁸ Werden diese als konstant angesehen, so können diese unbekannten Werte in der Gleichung vernachlässigt werden, sodass das Elastizitätsmodul alleine durch die Scherwellengeschwindigkeit beeinflusst wird. Aufgrund des inhomogen angeordneten Narbengewebes werden zudem unterschiedliche Materialkonstanten für die exakte Berechnung der Elastizitätsmoduln $E_{\text{senkrecht}}$ und E_{parallel} benötigt um E_{Gesamt} berechnen zu können.⁶⁷ Ebenso ist es aufgrund der methoden- und gerätespezifischen Unterschiede nicht möglich, Scherwellengeschwindigkeitsangaben in [m/s] unterschiedlicher Ultraschallgeräte oder Hersteller zu vergleichen,^{97,99} sodass absolute Geschwindigkeitsreferenzwerte nur innerhalb eines Gerätetypus erhoben werden können.

Ein direkter Vergleich der berechnete Scherwellenwerte mit den *strainelastographischen* oder *ARFI Imaging* Ergebnissen ist ebenfalls nicht möglich, da die Methoden auf unterschiedlichen physikalischen Grundlagen beruhen. So wird mittels *Strainelastographie* ein Steifigkeits- bzw. Dehnungsverhältnis (siehe 1.3.1), mit *ARFI Imaging* die Steifigkeit bzw. Dehnung (siehe 1.3.2) und mit *ARFI Quantification* über die Scherwellengeschwindigkeit das Elastizitätsmodul gemessen (siehe 1.3.3.).

Dabei ist, wie im Einleitungsteil bereits erwähnt, Steifigkeit \neq Elastizitätsmodul \neq Härte⁷⁰. Härte beschreibt demnach den mechanischen Deformierungswiderstand,

den ein Material leisten kann und E die plastische Verformbarkeit.⁷¹ Dem besseren Verständnis wegen wurde hier, wie bereits zu Beginn erwähnt, im fortlaufenden Text diese Unterscheidung nicht getätigt. (Dehnungs-)Steifigkeit ist sowohl vom Elastizitätsmodul E als auch von der Fläche A abhängig, sodass sich folgender Zusammenhang ergibt:

$$(\text{Dehnungs-}) \text{ Steifigkeit} = E \cdot A \quad ^{71}$$

Somit sind die *strainelastographischen* und *ARFI-Imaging* Werte dadurch mit den in *ARFI Quantification* ermittelten Daten in Einklang zu bringen, dass die Steifigkeit abhängig vom Sehnendurchmesser ist. Durch eine Verminderung der Scherwellengeschwindigkeit kommt es zu einem kleineren Elastizitätsmodul. Da sich allerdings, wie in 3.2.1. gezeigt, gleichzeitig der Sehnenquerschnitt, und damit die Querschnittsfläche, in dem betrachteten Patientenkollektiv vergrößert hat, kann dennoch die Steifigkeit im rupturierten Areal größer ausfallen, als in der gesunden Gegenseite.

Zur Einordnung der in dieser Arbeit erhobenen ARFI Quantification Werte existieren ausschließlich für die Normalkollektiv-Werte Vergleichswerte, da Ruan et al. 2015 eine Studie mit demselben Ultraschallgerät (Siemens ACUSON S2000) an gesunden Probanden durchgeführt hat und die dabei ermittelten Werte ähnlich zu unseren Normalkollektiv-Ergebnissen sind ($2,5 \pm 0,9 \text{ m/s}^2$ ⁶⁹ zu $2,8 \pm 1,6 \text{ m/s}^2$). Zur besseren Orientierung und Einordnung der erhobenen Scherwellengeschwindigkeiten werden im Folgenden zusätzlich zu dem vorhandenen Vergleichswert von gesunden Sehnen einige Beispielwerte aus diversen anderen Organsystemen aufgeführt.,

Organsystem	Referenzbereiche
Achillessehnenmitte	$2,5 \pm 0,9 \text{ m/s}^2$ ⁶⁹
Leber (physiologisch)	$0,96 - 1,29 \text{ m/s}^2$ ¹⁰⁰
Leber (zirrhotisch, cut off -Werte)	$>1,60 \text{ m/s}^2$ ¹⁰⁰
Brust (physiologisch)	$3,05 \text{ m/s}^2$ (Fettgewebe); $3,65 \text{ m/s}^2$ (Parenchym) ¹⁰¹

Brust (benigne Läsion)	$<3,14 \text{ m/s}^2$ ¹⁰²
Brust (maligne Läsion)	$>3,14 \text{ m/s}^2$ ¹⁰²

Tabelle 18: Übersicht zu Referenzscherwellengeschwindigkeiten von unterschiedlichen Organsystemen jeweils erhoben mittels Siemens ACUSON S2000.

Nebst diesen Beobachtungen konnte mittels *ARFI Quantification* ein signifikanter Unterschied bezüglich der elastischen Eigenschaften der Sehne an den unterschiedlichen Messpunkten im Fallkollektiv unabhängig von der ehemaligen Rupturlokalisierung gezeigt werden. Auch in den Sehnen des Kontroll- und Normalkollektivs zeichnete sich dieser Unterschied zwischen den einzelnen Messpunkten ab, sodass auch hier die größte Scherwellengeschwindigkeit, nach proximal absteigend, im distalen Sehnenanteil gefunden wurde. Dies bekräftigt auch eine Studie von Tan et al. 2011, in der der proximale Messpunkt (entspricht hier dem mittigen Sehnenanteil) ebenfalls als der härtere Anteil postuliert wurde.⁷⁸ Ebenso zeigte De Wall et al. 2014, dass sich die Scherwellengeschwindigkeit abhängig vom jeweils gewählten Messareal in longitudinaler und transversaler Ausrichtung verändert.¹⁰³

Der proximale Achillessehnenanteil wurde in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt, da dieser Abschnitt zum einen relativ selten von traumatischen Läsionen betroffen ist und zum anderen meist bereits in der Sehnenplatte der Achillessehnen liegt und die Triceps-surae-Aponeurose andere mechanische Eigenschaften besitzt als die freiliegende Achillessehne.¹⁰³ Ebenso konnte die Größe der ROI in *ARFI Quantification* nicht der Sehnengröße angepasst werden, sodass nebst dem eigentlichen Sehnengewebe zusätzlich subkutanes Fettgewebe und Muskelbestandteile des profunden Areals obligatorisch beigemischt gewesen wären. Aufgrund dieser fehlenden Standardisierbarkeit ist die Aussagekraft der Werte des proximalen Messpunktes beschränkt.

4.1.3. Mögliche Einflussfaktoren auf die Achillessehnenelastizität

Hinsichtlich der Vaskularisierung konnte zwischen den rupturierten und den gesunden Sehnen kein Unterschied beobachtet werden, sodass man davon

ausgehen kann, dass sich langfristig die, aufgrund des akuten Reizzustandes erhöhte Gefäßdichte der Sehne²⁴, wieder zurückbildet.

Kein eindeutiger Zusammenhang konnte zwischen den durch die 3 elastographischen Methoden detektierten Steifigkeitswerten und dem Vaskularisierungsgrad ermittelt werden. Dementsprechend fanden sich vereinzelt signifikante Hinweise darauf, dass die Durchsetzung mit Gefäßen, und damit, wie in 1.1.3. erklärt, ein entzündliches Geschehen innerhalb der Sehnen Einfluss auf die elastischen Eigenschaften haben könnte. Somit ist zwar ein Zusammenhang zwischen den beiden Variablen wahrscheinlich, wobei wegen des geringen Korrelationskoeffizienten von einer Beeinflussung der elastischen Eigenschaften durch weitere Einflussgrößen ausgegangen werden muss. Damit konnte die entsprechende **Hypothese IIa**, dass die Vaskularisierung Einfluss auch die elastischen Eigenschaften der Sehne hat, nicht bestätigt werden.

Daneben wurde in dieser Arbeit untersucht, in wie fern sich die Sehnen von Männern und Frauen voneinander unterscheiden. Hierbei konnte im Hinblick auf die Elastizität in keiner der 3 Ultraschallmethoden an keinem Messpunkt ein Unterschied ermittelt werden. Damit konnte das Ergebnis der Studie von Ruan et al. 2015 bestätigt werden, in der ebenfalls kein Unterschied bezüglich der Elastizität von männlichen und weiblichen Sehnen innerhalb derselben Altersklasse festgestellt werden konnte.⁶⁹ Ebenso zeigte sich im Hinblick auf den Durchmesser gesunder Sehnen keinerlei Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern. Somit konnten die **Hypothesen IIb**, dass das Geschlecht Einfluss auf die Sehnenelastizität ausübt, nicht bestätigt werden.

Ebenso konnte in dieser Arbeit zwischen dem Alter der Probanden, des Kontrollkollektivs und des Normalkollektivs kein Zusammenhang zur Elastizität festgestellt werden, sodass die **Hypothese IIc** nicht bestätigt werden konnte. Einige Ausnahme bildet dabei das Kontrollkollektiv an der Position 1 in der *Strainelastographie*. Hier wurde eine schwache Korrelation zwischen dem Alter und den entsprechenden Steifigkeitswerten festgestellt (Kendall-Tau-b= -0,185 mit p= 0,037). Ähnliche Ergebnisse wurden in einer vergleichbaren Studie von Fu et al. 2016 ermittelt. Auch hier konnte keine Korrelation zwischen Scherwellengeschwindigkeit und Alter beobachtet werden.¹⁰⁴

Trotz des fehlenden signifikanten Zusammenhangs, kann man kollektiv- und messpunktübergreifend eine Tendenz zur negativen Korrelation feststellen, was nahelegt, dass ein steigendes Alter mit einer Verhärtung der Sehnen einhergehen könnte. Indirekt untermauert wird diese Vermutung dabei durch die Tatsache, dass sich das Normalkollektiv (Mittleres Alter: $23,1 \pm 3,5$ Jahre) vom Kontrollkollektiv (Mittleres Alter: $51,7 \pm 13,4$ Jahre), bezüglich der mittels *Strainelastographie* und *ARFI-Imaging* aufgezeigten Steifigkeit, signifikant abgrenzt und dabei ersteres Kollektiv weichere Achillessehnen aufzuweisen scheint. Ein entsprechendes Ergebnis wurde in der Arbeit von Turan et al. 2015 aufgezeigt. In dieser Studie wurden 87 Probanden in zwei Altersgruppen von 18-40 und >65 Jahren eingeteilt, die Sehne *strainelastographisch* untersucht und der Dehnungs-Quotient mit Hilfe des umliegenden Fettgewebes als Referenzgewebe bestimmt.⁸² Dabei konnte ein Zusammenhang zwischen Elastizität und Alter der Probanden beschrieben werden, wobei mit steigendem Alter ein Anstieg des Härtegrades der Achillessehnen ermittelt wurde.⁸² Ähnliche Ergebnisse konnten auch in anderen Studien nachgewiesen werden.^{69,105}

Unter Anderem wurde in dieser Arbeit auch der Einfluss des Rauchens auf die elastischen Eigenschaften der Achillessehnen untersucht, wobei hierzu keinerlei signifikanter Einfluss festgestellt werden konnte. Demnach präsentieren sich die Sehnen bei Rauchern ebenso wie bei Nicht-Rauchern gleich steif, sodass die **Hypothese IId** in dieser Studie nicht bestätigt werden konnte. Es wurde vermutet, dass die, durch das aufgenommene Nikotin verursachte Vasokonstriktion und damit der verschlechterten Durchblutung und Nährstoffversorgung sowie der verlangsamte Metabolismus die Regeneration von Mikrotraumata negativ beeinträchtigt, sodass sich die mechanischen Eigenschaften von Raucher-Sehnen von Nichtraucher-Sehnen unterscheiden. Diese Vermutung schien sich in unserer Studie nicht zu bestätigen, wobei zu erwähnen ist, dass einige der als Raucher aufgeführten Probanden sehr unregelmäßigen Nikotinkonsum angaben und zeitweise auch vollständig darauf verzichteten, was sich auf die Ergebnisse auswirken kann. Dass Rauchen einen Einfluss auf die Rotatorenmanschette haben kann, belegte Itoi et al. 1996 in einer Studie, wobei der entsprechende Einfluss dabei sowohl von der Dosis als auch von der Expositionsdauer abhängig ist,¹⁰⁶ und die Ausheilung von Achillessehnenrupturen negativ beeinflussen kann.¹⁰⁷ Der Effekt von Nikotin

bzw. des stabileren Stoffwechselkorrelats Cotinin auf die mechanischen Eigenschaften der Sehnen, wurde in einem Tierversuch von Ichinose et al. 2010 untersucht. Dabei wurden die Elastizitätsmoduln der Supraspinatussehnen von Nikotin-Exponierten und einer Normalgruppe verglichen, wobei die Sehnensteifigkeit in der Nikotin-Gruppe keinen Unterschied zur Vergleichsgruppe zeigte.¹⁰⁸

Bei der Untersuchung des Einflusses der Versorgungsart auf die Elastizitätswerte konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass kein signifikanter Unterschied zwischen konservativ und operativ versorgten Achillessehnen besteht. Dies legt nahe, dass langfristig betrachtet beide Sehnen gleiche biomechanische Eigenschaften aufweisen, was den Beobachtungen anderer vergleichbarer Studien entspricht.¹⁰⁹ Somit muss **Hypothese IIIa** verworfen werden. Daneben zeigte sich, dass die Versorgungsart keinerlei Korrelation zu den ermittelten Score-Werten besitzt (siehe 3.5), sodass man in der vorliegenden Studie davon ausgehen kann, dass das subjektiv empfundene Outcome langfristig betrachtet unabhängig von der Versorgungsart ist und beide Methoden damit, bei Vernachlässigung der Komplikationsrate, gleich erfolgversprechend sind (siehe Holm et al. 2015³³).

Eine Korrelation zwischen den elastographisch ermittelten Werten des Langzeitkollektivs und dem Zeitraum Ruptur-Studienteilnahme konnte in dieser Studie nicht nachgewiesen werden. Demnach präsentierten sich Achillessehnen zum Großteil z.B. 8 Jahre post Trauma im Mittel ähnlich bzw. gleich steif wie Sehnen 2 Jahre nach Trauma, sodass die **Hypothese IIIb** verworfen werden muss. Da allerdings in dieser Arbeit die Langzeitergebnisse betrachtet wurden und das jüngste Trauma zum Zeitpunkt der praktischen Untersuchungen bereits ≥ 24 Monate zurücklag, wäre in diesem Zusammenhang die Entwicklung der elastographisch ermittelten Werten unmittelbar innerhalb der Heilungsphase, also des Zeitraumes, in dem die Adaption und Regeneration der Sehne vonstattent geht, von Interesse. Dies würde v.a. die ersten 12-16 Wochen umfassen, da man hier von den größten Veränderungen im Zusammenhang mit der Wiederherstellung des physiologischen Zustandes ausgeht und hier meist die vollständige Funktionalität wiedererlangt wird, sodass in diesem Zeitraum die größte morphologische Variabilität in der Sehnenzusammensetzung und Struktur zu erwarten ist^{7,27,32,110} und eine Assoziation zwischen den elastischen Eigenschaften und dem Ruptur-Untersuchung-Zeitraum

möglicherweise festgestellt werden könnte. Eine entsprechende Untersuchung wurde bereits von Zhang et al. 2015 durchgeführt: 26 Probanden wurden, nach operativer Versorgung einer Achillessehnenruptur, 12, 24 und 48 Wochen post OP mittels Scherwellentechnologie nachuntersucht.⁶³ Dabei präsentierten sich die Sehnen mit zunehmendem Ausheilungszeitraum steifer werdend.⁶³

4.1.4. Beurteilung der PC-gestützten Auswertungsmethode

Da die PC-gestützte Auswertung im Rahmen dieser Studie neu entwickelt worden ist, gibt es dazu keine Vergleichswerte, die die Beobachtungen, dass posttraumatisch veränderte Sehnen in der *Strainelastographie* niedrigere Bildwerte erreichen und damit signifikant härter sind als diejenigen des Kontroll- und Normalkollektivs (Tabelle 15 und 16), bekräftigen könnten. Vielversprechend ist allerdings, dass die Ergebnisse dieser Auswertung mit der etablierten Klassifikation nach Tan et al. 2011 hochsignifikant auf mittlerem bis hohem Niveau korrelieren (Kendall-Tau-b= 0,0441 bis 0,565 bzw. R-Quadrat= 0,226 bis 0,454), sodass durch die PC-Werte die *Strainelastographie*-Aufnahmen mäßig bis gut wiedergegeben werden können. Somit konnte hier die **Hypothese IV** für die PC gestützte Auswertung der *strainelastographischen* Bilder bestätigt, für die *ARFI Imaging* Aufnahmen verworfen werden. Dass die Korrelation zwischen den beiden Methoden nicht höher ausfällt, ist vermutlich auf die Tatsache zurückzuführen, dass die Homogenität in der computergestützten Auswertung verfahrensbedingt miteinbezogen, in der Einteilung nach Tan et al. 2011 allerdings separat betrachtet wird, sodass die Homogenität als Kovariate angenommen werden muss.

Grundsätzlich trifft für die Klassifizierung nach Tan et al. 2011 zu, dass sie relativ untersucherabhängig ist und in Grenzfällen zwischen zwei Klassifikationsgraden bezüglich der Homogenität oder dem Härtegrad eine rein subjektive Einschätzung darstellt. Allerdings ist diese Methode die schnellere Auswertungsart, sodass sie für den klinischen Alltag, im Gegensatz zur PC-gestützten Auswertung, besser geeignet wäre. Dagegen bietet die computergestützte Auswertung eine Möglichkeit zur objektiven Beurteilung der *Strain-* und *ARFI-Imaging*-Aufnahmen, die eine hohe Reproduzierbarkeit erreichen kann. Allerdings wäre es für den klinischen Alltag unerlässlich, die PC-gestützte Bewertung direkt in das Ultraschallgerät zu integrieren um zeitnah brauchbare Werte zu erhalten. Ein weiterer Nachteil dieser Methode ist, dass eine Unterscheidung zwischen den beiden Attributen Homogenität und

Steifigkeit, die nicht miteinander assoziiert sein müssen, nicht möglich ist, da das verwendete Verfahren eine heterogene Struktur im gewonnenen *Strainelastographie*- oder *ARFI-Imaging*-Bild nicht als heterogenes Areal erkennt, sondern als weicheren Bereich. So kann es z.B. sein, dass ein Bild mit der Klassifizierung nach Tan et al. 2011 Härtegrad 1, Homogenität c, den gleichen Farbwerte erreicht wie ein Bild mit der Klassifizierung Härtegrad 2, Homogenität a (siehe zum Vergleich Abbildung 42 und 43).

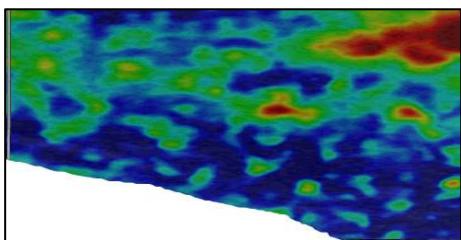


Abbildung 42: 36-jähriger Patient, ehemals rupturierte Sehne, mittig longitudinaler Messpunkt (Härtegrad 1, Homogenität c, ImageJ-Wert 0,353)

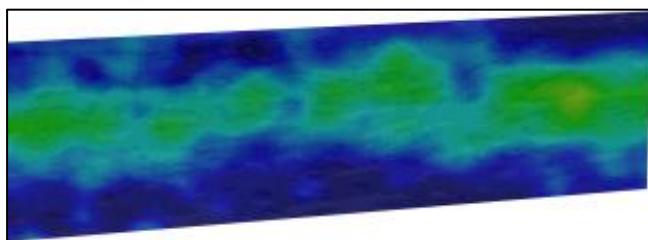


Abbildung 43: 55-jähriger Patient, gesunde Seite, mittig longitudinaler Messpunkt (Härtegrad 2, Homogenität a, ImageJ-Werte 0,315)

Eine korrekte Schlussfolgerung wäre in diesem Fall ausschließlich durch die Auswertung durch einen Untersucher möglich, der das Verteilungsmuster harter und weicher Areale berücksichtigen kann. Dies könnte auch der Grund dafür sein, dass sich in den *ARFI-Imaging*-Bildern kein signifikanter Unterschied zwischen gesunden und rupturierten Sehnen detektieren ließ. Da bei dieser Methode die Farbwerte weniger scharf in einen anderen Skalenbereich übergehen als es bei der *Strainelastographie* der Fall ist und heterogene Areale annähernd dieselben Farbwerte erreichen wie große homogene Areale weicherer Beschaffenheit, unterscheiden sich die berechneten Bildwerte deshalb weniger voneinander. Durch die scharfe Begrenzung von heterogenen Arealen in der *Strainelastographie* könnte dieser Einfluss hier geringer ausfallen.

Um diese Problematik lösen zu können, wäre es nötig, nicht nur die mittlere Farbverteilung zu bestimmen, sondern auch die mittlere Größe der zusammenhängenden gleichartigen Areale. Damit könnte sowohl die mittlere Steifigkeit, als auch die mittlere Homogenität mittels PC ermittelt werden und beide

Variablen in der Beurteilung berücksichtigt werden. Hierzu wäre eine Modifikation des bereits programmierten Add ons notwendig.

Trotz des erläuterten Zusammenhangs zwischen der PC gestützten und der Auswertung nach Tan et al., ist es aufgrund der technischen und physikalischen Funktionsweise der Urmethoden *ARFI Imaging* und *Strainelastographie* nicht möglich, mittels des detektierten PC-Wertes direkte Rückschlüsse auf die mechanischen Eigenschaften der Sehnen zu ziehen.

Wie bereits in 1.3.1 erwähnt, entspricht die farbliche Kennzeichnung einer *strainelastographischen* Aufnahme nur einer relativen Angabe der Verhältnisse der Gewebsdeformationen einzelner Areale innerhalb der ROI zueinander und nicht der tatsächlichen Materialverschieblichkeit. Demnach wird in den zugehörigen PC-Werten lediglich das Verhältnis und nicht die reelle Deformation dargestellt. Ein Rückschluss auf und damit eine Quantifizierung der Sehnensteifigkeit ist somit nicht möglich.

Eine ähnliche Problematik ergibt sich in der Beurteilung der *ARFI Imaging* Aufnahmen. Hier zeigt dieselbe Farbgebung zwar denselben Grad der Gewebedeformation an, allerdings ist auch hier ein Rückschluss auf die tatsächlichen elastischen Eigenschaften aufgrund der unterschiedlichen Absorption des Material nicht möglich. Die Deformation ist dabei ein Produkt aus der gewebsspezifischen Absorption und der Stärke des verwendeten Push-Pulses. Die Absorption ist abhängig vom Absorptionskoeffizienten, welcher je nach Gewebearten verschieden sein kann und sich abhängig von der Zusammensetzung innerhalb einer Gewebeart verändern kann. Der entsprechende Koeffizient für Sehnen ist dabei nicht bekannt. Ebenso kann keine Aussage über den Einfluss pathologischer Vorgänge auf letzteren gemacht werden. Zudem verändert sich die Stärke des Push Pulses abhängig von der Eindringtiefe und der Größe der ROI. Demnach wird der Impuls abhängig von der Absorption des Gewebes mit zunehmender Eindringtiefe abgeschwächt und in seiner Stärke verändert. Somit verändert sich die Gewebsdeformation abhängig von der Eindringtiefe und damit auch die Farbgebung.

Unter Berücksichtigung der oben erläuterten Problematik muss die verwendete Methode zur PC-gestützten Beurteilung der elastischen Eigenschaften von Sehnen in dieser Form als nicht aussagekräftig angesehen werden.

4.1.5. Korrelation zwischen subjektivem Outcome, klinischem Outcome und den elastischen Sehneneigenschaften

Ein weiterer Punkt dieser Studie war die Untersuchung des Zusammenhangs zwischen den elastischen Eigenschaften der Achillessehne und dem klinischen resp. subjektiven Outcome. Hierzu konnten, trotz der ausführlichen klinischen Untersuchung und der Verwendung zweier Fragebögen, keinerlei signifikante Zusammenhänge festgestellt werden, sodass die ermittelten Steifigkeitswerte der Achillessehnen weder subjektive noch klinische Einschränkungen der Patienten erklären können und somit die **Hypothesen Va und Vb** nicht bestätigt werden können.

Auffallend war, dass, trotz fehlender Signifikanz, zumeist negative Kendall-Tau-b-Werte ermittelt werden konnten, sodass man vermuten könnte, dass mit steigendem Score-Wert der Härtegrad der Sehne zunimmt, also nach Tan et al. 2011 kleiner wird. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich in einer Studie von Akkaya et al. 2013, in der keinerlei Einfluss der elastographischen Eigenschaften der Patellarsehne auf klinische Parameter wie Schmerzen oder andere Bestandteile des Lysholm-Scores gefunden werden konnte.¹¹¹ Im Gegensatz dazu konnte in einer Arbeit von Zhang et al. 2016 ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem AOFAS-score und der Scherwellengeschwindigkeit nachgewiesen werden. Hierzu wurden 26 Patienten mit operativ versorgten Achillessehnenrupturen 12, 24 und 48 Monate post Ruptur nachuntersucht, wobei festgestellt wurde, dass sich mit zunehmendem Elastizitätsmodul der Sehne der AOFAS-score signifikant verbesserte ($p=0,0003$).¹¹² Hierbei muss obligat der Zeitfaktor beachtet werden, sodass der Zeitraum zwischen Ruptur und Nachuntersuchung als Confounder wirken könnte. Parameter wie Schmerzen und Bewegungseinschränkungen sind zeitkritisch und verbessern sich abhängig vom Ausheilungszeitraum. Daneben hat sich der AOFAS-score als nicht valide erwiesen,¹¹³ sodass er kein geeignetes Mittel zur Darstellung des subjektiven Outcomes bietet.

Ein beachtenswertes Problem bei der fragebogenunterstützten Erhebung des Outcomes könnte die individuell verschiedene, nicht immer klinisch verifizierbare Wahrnehmung der Beschwerden durch einzelne Probanden sein. Dies spiegelt die Subjektivität der Fragebögen und damit die eingeschränkte Aussagekraft wieder. Bezüglich der klinischen Ergebnisse wurde bewusst auf die Konstruktion eines

parameterübergreifenden Scores verzichtet, um, durch die Erhöhung der Einflussfaktoren innerhalb eines durchgeführten statistischen Tests, einen fälschlich nachgewiesenen Zusammenhang zu vermeiden.

4.2. Vergleich der verwendeten elastographischen Methoden

Durch ihre unterschiedlichen technischen und physikalischen Funktionsweisen bieten die einzelnen elastographischen Methoden unterschiedliche Vor- und Nachteile, die im Folgenden erläutert werden sollen. Im Hinblick auf das Ultraschallgerät wäre es von Vorteil, wenn die ROI bei *ARFI-Quantification* der Größe des Sehnenausschnitts komplett hätte angepasst werden können, sodass nicht ausschließlich fokale Ausschnitte pro Messareal bestimmt werden, sondern, analog zur *Strainelastographie* und *ARFI Imaging*, der gesamte Bereich beurteilt werden könnte. Dies ist im heterogenen Narbengewebe besonders wichtig, da sich hier die elastischen Eigenschaften bereits bei minimalen Verschiebungen der Position des Messfeldes erheblich ändern können. Ebenso mussten aufgrund der Unveränderbarkeit der ROI-Größe 9 Probanden durch einen sekundären Reviewer aus den Kollektiven entfernt werden, da die Achillessehnen z.T. einen relativ kleinen Durchmesser aufwiesen, sodass das nicht veränderbare Messfeld nicht vollständig innerhalb der Sehne platziert werden konnte und Nicht-Sehnen-Material in die Scherwellenberechnung miteingeschlossen wurde. (Ansatzweise gelöst ist dieses Problem dabei im Nachfolgermodell (Siemens ACUSON S3000) des hier verwendeten Ultraschallgerätes. Pro Aufnahme können mit Letzterem simultan mehrere Messfelder platziert und somit der gesamte Sehnenausschnitt beurteilt werden.)

Vorteil des kleinen Messfeldes ist allerdings, dass Flüssigkeitseinlagerungen oder Verkalkungen, im Gegensatz zu *ARFI-Imaging* und *Strainelastographie*, gezielt ausgespart werden können und somit die reinen biomechanischen Eigenschaften des Sehnengewebes beurteilt werden können.

Ein Problem, das sich durch die transvers isotropen Eigenschaften des Sehnengewebes ergibt, beschrieb Aubry et al. 2013. Hierbei wurde eine geringe Reproduzierbarkeit der ermittelten Scherwellengeschwindigkeit sowohl zwischen verschiedenen als auch innerhalb des gleichen Untersuchers festgestellt.⁷⁹ Ähnliches zeigte sich auch in unserer Studie, in der es sich v.a. im heterogenen Narbenmaterial

als äußerst schwierig herausstellte, das Konfidenzintervall zu erreichen, sodass hier häufiger als im Gesunden mit Fehlmessungen zu rechnen war. Trotz dieser Schwierigkeiten konnte in der vorliegenden Studie eine gute mittlere Wertes-Reliabilität erreicht werden (siehe Tabelle 19).

Position	Fallkollektiv	Kontrollkollektiv	Normalkollektiv
Distal	0,96 (0,85)	0,97 (0,82)	0,99 (0,91)
Mittig	0,95 (0,86)	0,96 (0,78)	0,95 (0,90)
Gesamt	0,96 (0,87)	0,96 (0,85)	0,96 (0,91)

Tabelle 19: Darstellung der Werte-Reliabilität von ARFI-Quantification mittels Cronbachs Alpha. In Klammern sind zum Vergleich die zugehörigen Werte von ARFI-Imaging aufgeführt.

Entscheidender Vorteil von *ARFI-Quantification* gegenüber der *Strainelastographie* sind die standardisierten Aufnahmebedingungen.

Demnach wird bei Ersterer zur Steifigkeitsbestimmung ein konstanter Impuls zur Erzeugung der Scherwellen ausgesendet, der von äußeren Faktoren unbeeinträchtigt bleibt.²⁴ Eine zusätzliche Kontrolle der Messgenauigkeit erfolgt durch das System per se, indem das Konfidenzintervall für jede Einzelmessung bestimmt wird und die Aufnahmen damit eine gewisse standardisierte Qualität erreichen.⁷⁵ Ähnliches trifft für *ARFI Imaging* zu. Auch hier wird ein standardisierter Kurzimpuls zur Erzeugung eines Elastogramms verwendet. Dies ist bei *Strainelastographie* nicht der Fall, sodass der von außen einwirkende mechanische Stimulus variieren kann und die ermittelten Werte damit stark beeinflusst werden. Grundsätzlich ist damit, trotz möglichst gleichmäßig ausgeübtem Druck durch die Untersucherhand, durch ein für diese Studie standardisiertes Untersuchungsprotokoll, sowie durch den Einsatz eines einzigen Untersuchers, mit der Freihandmethode keine ausreichende Standardisierung möglich.

Daneben wird durch *ARFI-Quantification* ein quantitativer Wert bezüglich der tatsächlichen Steifigkeit erhoben. Durch das Ultraschallgerät wird dabei ein Zahlenwert berechnet, der zur weiteren Auswertung direkt verwendet werden kann und keiner zusätzlichen Interpretation durch einen Untersucher bedarf. Sowohl für *ARFI Imaging* als auch für *Strainelastographie* ist eine derartige Auswertung

allerdings zur Interpretation der Aufnahmen notwendig, sodass damit verbundene Einbußen der Objektivität der Werte hingenommen werden müssen.

In unserer Studie konnte bezüglich der Interrater-Reliabilität der Auswertung der *strainelastographischen* Aufnahmen nach Tan et al. 2011 ein akzeptabler Wert von durchschnittlich Cronbachs Alpha = 0,766 erreicht werden. Für *ARFI Imaging* fiel Cronbachs Alpha = 0,844 deutlich höher aus und erzielte ein gutes Ergebnis, sodass man von einer mäßigen bei der *Strainelastographie* und einer guten Interrater-Reliabilität bei *ARFI Imaging* ausgehen kann und die Abweichungen der untersucherabhängigen Beurteilung nach Tan et al. 2011 sich noch innerhalb akzeptabler Grenzen bewegen.

In wie fern die mittels *Strainelastographie* und *ARFI-Imaging* detektierten Werte valide die elastischen Eigenschaften von Geweben wiedergeben können, ist fraglich. Tatsächlich wird mit diesen beiden Methoden lediglich die Dehnung von Materialien bestimmt, wodurch nur indirekt Rückschlüsse auf die Elastizität möglich sind.⁵⁴ Die ermittelte Deformation ist bei *ARFI Imaging*, wie bereits in 4.1.4. erwähnt, abhängig von der Eindringtiefe bzw. der Position der ROI und des zugehörigen Absorptionskoeffizienten des jeweiligen Gewebes, sodass eine quantitative Angabe der mechanischen Eigenschaften mit dieser Methode nicht möglich ist. Ebenso wird mittels *Strainelastographie* lediglich ein relatives Verhältnis der Steifigkeiten einzelner Areale innerhalb des betrachteten Sehnenabschnittes zueinander ermittelt.⁵⁵

Damit lässt sich festhalten, dass *Strainelastographie* am stärksten von äußeren Faktoren abhängig ist und die geringste Standardisierung aufweist. Ebenso kann sowohl die Objektivität als auch die Validität der *strainelastographischen* und *ARFI-Imaging* Methoden nicht abschließend geklärt werden. Die verlässlichsten Hinweise auf die elastischen Eigenschaften eines Gewebes können demnach von *ARFI Quantification* geliefert werden.

4.3. Limitierende Faktoren

In der vorliegenden Arbeit wurden zahlreiche Aspekte der Elastographie im Anwendungsgebiet der Achillessehne untersucht hat. Dennoch weist die Elastographie einige limitierende Faktoren auf. Zunächst handelt es sich um eine Singlecenter-Studie, sodass die Probandenanzahl auch über einen Zeitraum von 10

Jahren hinweg gering ausfiel. Besser geeignet wäre deshalb eine Multicenter-Studie mit mehr Patienten, sodass auch bei der Auswertung auf eine zeitliche Abstufung der Langzeitergebnisse Rücksicht genommen werden könnte.

Dass in den Kollektiven nicht nur Total-, sondern auch Partialrupturen eingeschlossen worden sind, spielt bei dem vorliegenden Patientenkollektiv eine untergeordnete Rolle. So wurde im Vorfeld mittels t-Test und Mann-Whitney-U-Test untersucht, ob sich die elastischen Eigenschaften von ehemals total oder partial rupturierten Sehnen unterscheiden. Hier konnte kein Unterschied detektiert werden, sodass sich total und partial rupturierte Achillessehnen langfristig gleich steif darstellen und auch Patienten mit einer Partialruptur in die Kollektive eingeschlossen werden konnten.

Zudem wurde das Normalkollektiv hinsichtlich des Geschlechts, Alters und BMI nicht dem Probanden- und Kontrollkollektiv angepasst, wobei diese Faktoren ebenfalls als Störgrößen in Betracht kommen könnten.

Bezüglich der Auswahl des zu untersuchenden Narbengewebes in den vormals rupturierten Sehnen gestaltete es sich in einigen Fällen ($n= 9$) als schwierig, diese vom physiologischen Sehnengewebe abzugrenzen. Eine Platzierung der ROI von *ARFI Quantification* innerhalb des ehemals rupturierten Bereiches war so nur mit Hilfe der Datenlage aus den Behandlungsunterlagen der Patienten möglich.

Des Weiteren wurde auf eine standardisierte Tiefe bei der Platzierung der ROI aus anatomischen bzw. technischen Gründen verzichtet. Die unterschiedlich ausfallende Eindringtiefe könnte Einfluss auf die Scherwellengeschwindigkeit haben, sodass das superfiziell der ROI liegende Gewebe eine breitere Streuung und eine Abweichung von den tatsächlichen Werten verursachen könnte. Hinweise darauf liefert eine Studie von Hollerieth et al. 2014. Demnach wurde gezeigt, dass sowohl Scherwellengeschwindigkeit als auch Reproduzierbarkeit von der Vorlaufstrecke zwischen der Ultraschallsonde und der ROI beeinträchtigt werden.¹¹⁴ Deshalb wurde, zum einen die ROI so oberflächlich wie möglich innerhalb der Sehne platziert, sodass aufgrund des unterschiedlich ausfallenden subkutanen Fettgewebes keine standardisierte Tiefe möglich war, und zum anderen auf eine zusätzliche Vorlaufstrecke verzichtet.

Zu klären ist bei der *Strainelastographie*, ob durch die ausschließlich oberflächlich einwirkende Kompression die Aussagekraft in tieferen Gewebeschichten beeinträchtigt wird. Falls das Gewebe in den oberen Schichten weniger steif

ausfallen würde, würde die Kompression vermutlich weniger stark auf das darunterliegenden Material übertragen, sodass dieses folglich weniger Dehnung erfahren würde und damit weniger steif erscheinen würde. Sinnvoll wäre deshalb zum Erhalt der Messgenauigkeit die Sehne in mehrere Teile zu unterteilen und die superfizialen und profunden Anteile separat zu beurteilen. Da in der vorliegenden Studie die gesamte Sehne betrachtet werden sollte und der Vergleich zwischen ehemals rupturierten und gesunden Sehnen im Vordergrund stand, wurde auf eine Schichtung verzichtet. Eventuell vorhandene, bis jetzt nicht nachgewiesene Auswirkungen der Tiefe auf die elastischen Eigenschaften hätten sich demnach in allen Sehnen manifestiert. Ähnlich könnte es sich auch bei *ARFI-Imaging* verhalten. Auch hier könnte die Intensität des Messimpulses durch die Absorption im tieferen Gewebe geringer ausfallen.

Des Weiteren handelt es sich bei den sonoelastographischen Darstellungen um 2D Abbildungen der Sehnen, sodass zum einen die elastographischen Werte von der jeweiligen longitudinalen bzw. transversalen Schicht abhängig sind und zum andern sich durch die Kompression v.a. bei *Strainelastographie* und *ARFI Imaging* eine 3-dimensionale Verformung des Gewebes ergibt, die allerdings in der 3. Ebene mittels Ultraschall nicht erfasst werden kann.

Zuletzt müssen die im vorherigen Kapitel 4.2. aufgeführten technischen und methodischen Einschränkungen der Elastographie als nicht beeinflussbare, aber ergebnislimitierende Faktoren aufgeführt werden.

Die trotz dieser genannten Aspekte erreichten hohen Signifikanzniveaus verdeutlicht dennoch die Relevanz der Studie.

4.4 Perspektiven für die Elastographie in der Achillessehnenbeurteilung

Durch die relativ neuen Aufnahmemethoden der *Strainelastographie*, *ARFI-Imaging* und *ARFI Quantification* können die elastischen Eigenschaften von Geweben ohne invasives Vorgehen beurteilt werden. Diese Änderungen der elastischen Eigenschaften gehen u.a. mit pathologischen Vorgängen einher, sodass es bei Tendinopathien z.B. zu einer diskreten Erweichung von Achillessehnen kommen kann und diese mit dem histologischen Korrelat mit einer relativ hohen Spezifität (91,5%²² - 100%¹¹⁵) und mittlere Sensitivität (54,2%²² - 100%¹¹⁵) übereinstimmt.¹¹⁵ Somit entsteht die theoretische Möglichkeit, dass der Heilungsvorgang einer Achillessehne post Ruptur überwacht werden und Variationen

der Elastizitätsmoduln, analog dem Fortschreiten der Regenerationsvorgänge, nachgewiesen werden könnten.⁷⁷

Damit besitzt die *Strainelastographie*, *ARFI-Imaging* und *ARFI-Quantification* das Potential als ein gutes ergänzendes Mittel zur sonographischen Nachuntersuchung von Achillessehnenrupturen, sowie zur Beurteilung von pathologischen Vorgängen der Sehnen wie Tendinopathien zu dienen. Besondere Vorteile sind dabei, dass diese Untersuchungen unkompliziert der herkömmlichen Diagnostik angefügt werden könnten, wenig Zeit zur Durchführung in Anspruch nehmen, relativ kostengünstig sind, wobei sie v.a. gegenüber der teuren und zeitaufwendigen Untersuchung mittels MRT klar im Vorteile sind, und auch von weniger erfahrenen Untersuchern vorgenommen werden können. Zudem könnten im Gegensatz zu Biopsien, non-invasiv die biomechanischen Eigenschaften von Sehnen bestimmt werden, welche für eine uneingeschränkte Funktionsfähigkeit und maximale Belastbarkeit/Reisfestigkeit verantwortlich sind.¹¹⁶ Da die posttraumatischen Sehnen ,wie in dieser Arbeit gezeigt, auch langfristig Steifigkeitsveränderungen, bei gleichzeitigen typischen Komplikationen wie Atrophie, Adhäsionen und Rerupturen, aufweisen⁷, sollte in zukünftigen therapeutischen Konzepten die Wiederherstellung der physiologischen mechanischen Verhältnisse angestrebt werden.

Für nachfolgende Untersuchungen wäre ein prospektives Studiendesign empfehlenswert um zum einen den Heilungsverlauf von Achillessehnenrupturen und der damit einhergehenden Veränderungen der elastischen Eigenschaften der Sehne, sowie den Einfluss von unterschiedlichen Nachbehandlungsmethoden wie z.B. Frühmobilisation oder physikalische Beübung untersuchen zu können. Zum anderen um etwaig auftretende Steifigkeitsänderungen der Sehnen, die eine Reruptur ankündigen könnten, bereits vor klinischen oder subjektiven Einschränkungen detektieren zu können. Somit könnte präventiv eingegriffen werden und beim Vorliegen einer ausheilenden bzw. ausgeheilten Achillessehnenruptur oder -Tendinopathie ein (Re-)Rupturrisiko evaluiert und verhindert werden. Interessant wäre dabei v.a., ob Sehnen vor einer Ruptur, aufgrund der meist erfolgten Mikrotraumata^{6,11} und der damit einhergehenden entstandenen Lücken in den Kollagenfaserbündeln, oder durch die den Mikrotraumata nachfolgenden Reparaturvorgänge, der damit verbundenen Kollagenproduktion und der subsekutiv herabgesetzten Dehnbarkeit der Sehne, steifer oder weniger steif erscheinen.

Wichtig wäre außerdem einen Referenzbereich von gesunden bzw. posttraumatisch veränderten Sehnen für die Untersuchung via z.B. *ARFI Quantification* zu definieren um die beobachteten Werte einordnen und in Korrelation zu biomechanisch relevanten und histopathologischen Befunden interpretieren zu können.

5. Zusammenfassung

Strainelastographie, ARFI-Imaging und *ARFI Quantification* sind ultraschallgestützte Methoden zur Bestimmung der elastischen Eigenschaften von Geweben. In dieser Studie wurden sie zur Untersuchung von Achillessehnen post Ruptur, der gesunden Gegenseite derselben Probanden und eines jungen, gesunden Normalkollektivs verwendet. Im Fokus der Betrachtungen stand dabei zunächst, in wie fern ein Unterschied zwischen den 3 Kollektiven beobachtet werden kann und wie sich dieser äußert, sowie der Etablierung eines PC-gestützten Auswertungsverfahrens für die *Strainelastographie* und *ARFI-Imaging*. Darüber hinaus untersuchten wir die Assoziation zwischen sonoelastographischen Ergebnissen und dem klinischen und subjektiven Outcome der Sehnen, sowie diversen anderen Einflussfaktoren.

Dazu wurden Patienten rekrutiert, die zwischen 01.01.2004 bis 31.12.2014 am Universitätsklinikum Regensburg aufgrund einer Achillessehnenruptur in Behandlung waren und dienten mit dem betroffenen Bein als Fall- (n=64), und mit dem gesunden Bein als Kontrollkollektiv (n=55). Zusätzlich wurde ein Normalkollektiv (n=36) aus gesunden, jungen Freiwilligen erhoben.

Zur Erhebung epidemiologischer Daten wurden die Patientenakten aus SAP herangezogen. Die Ultraschalluntersuchung wurde mit dem Ultraschallgerät Siemens ACUSON S2000™ mit einem Siemens 9L4-Schallkopf gemäß eines standardisierten Untersuchungsprotokolls, analog zu Erhebung des klinischen Befundes, durchgeführt. Die Erhebung des subjektiven Outcomes wurde mit Hilfe des FAOS-Scores und des VISA-A-Score geleistet.

Hinsichtlich der Auswertung der *strainelastographischen* und *ARFI-Imaging* Aufnahmen nach Tan et al. 2011 konnte gezeigt werden, dass sich posttraumatisch veränderte Sehnen auch Monate bis Jahre post Ruptur signifikant steifer präsentieren als die des nicht betroffenen Beines, wobei diese wiederum härter sind, als die des gesunden Normalkollektivs. Für die Homogenität konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Kollektiven nachgewiesen werden. Damit kann mit den beiden Elastographiemethoden auch langfristig ein morphologischer Unterschied zwischen den Sehnen detektiert werden (**Hypothese I**).

In den *ARFI Quantification* Aufnahmen ließ sich nur an den beiden mittigen Messpunkten ein Unterschied zwischen gesunden und posttraumatisch veränderten Achillessehnen detektieren. Distal konnte eine Signifikanz knapp nicht erreicht werden, sodass sich hier die Scherwellengeschwindigkeiten nicht voneinander differenzieren ließen.

Bezüglich der Vaskularisierung der Sehnen konnte kein signifikanter Unterschied zwischen gesunden und posttraumatisch veränderten Achillessehnen nachgewiesen werden, wobei der Vaskularisierungsgrad mit dem vom Patienten angegebenen Schmerzgrad korreliert.

Daneben konnte für den Zusammenhang zwischen den elastischen Eigenschaften und dem Geschlecht, Alter oder Rauchen keinerlei Zusammenhang festgestellt werden. Demnach präsentieren sich die Sehnen bei Männern und Frauen unabhängig vom Alter gleich hart/weiche. Gleichsam verhielt es sich mit den Achillessehnen von Rauchern und Nicht-Rauchern.

Ebenso ließ sich kein Unterschied zwischen operativ und konservativ versorgte Patienten ermitteln, wonach langfristig betrachtet die Behandlungsart keinen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Sehne ausübt. Genauso korrelieren der verstrichene Zeitraum zwischen dem Trauma und der Studienteilnahme nicht mit den elastischen Eigenschaften.

Die PC-gestützte Auswertung ergab nur bei der *Strainelastographie* einen signifikanten Zusammenhang zwischen den ermittelten Steifigkeitswerten der gesunden und rupturierten Achillessehnen und den PC gestützten Werten. Für *ARFI-Imaging* Aufnahmen konnte dies nicht nachgewiesen werden.

Bei der Überprüfung des Zusammenhangs zwischen klinischem, subjektiven Outcome und dem Elastizitätsmodul, konnte keine Signifikanz erreicht werden, sodass in dieser Arbeit das subjektive Outcome der Patienten unabhängig von den elastischen Eigenschaften der Sehne ist. Ebenso zeigte sich keinerlei Zusammenhang zwischen den klinischen Parametern und den elastographischen Werten.

6. Anhang

a. Nachbehandlungsschema des Uniklinikums Regensburg für Achillessehnenrupturen

Zeit	Orthese	Verhalten	Physiotherapie	Physik. Therapie
Woche 1-3	VacoPed® Achill-Sohle mit 30°	<ul style="list-style-type: none"> - Abnahme der Orthese nur zur Körperpflege mit Fremdhilfe - Außerhalb der Orthese immer Plantarflexion - Thromboseprophylaxe (Clexane 0,4 ml s.c.) - 20 kg Teilbelastung 	<ul style="list-style-type: none"> - Gangschulung in Orthese - 20kg TB 	<ul style="list-style-type: none"> - Lymphdrainage bei Bedarf
Woche 4-6	Achill-Sohle mit 15°	<ul style="list-style-type: none"> - Wie oben - Teilbelastung halbes Körpergewicht 	<ul style="list-style-type: none"> - Wie oben - TB halbes Körpergewicht 	<ul style="list-style-type: none"> - Elektrotherapie: Muskelstimulation in Bauchlage mit aufliegendem Fußrücken (3-5X) - Eis/Wärme bei Schmerzen (3-5X) - Lymphdrainage
Woche 7-9	Achill-Sohle mit 0°	<ul style="list-style-type: none"> - Tragen der Orthese nur noch tagsüber, VORSICHT: Toilettengang in der Nacht - Vollbelastung - Thromboseprophylaxe (Heparin) 	<ul style="list-style-type: none"> - Gangschule in Orthese, Erreichen freier Funktion Zehen - Übung in passiver Plantarflexion 	<ul style="list-style-type: none"> - Lymphdrainage bei Bedarf
Ab Woche 10	Ggf. 1 cm Absatz erhöhung für 3 Monate	<ul style="list-style-type: none"> - Keine Dehnübungen der Wade - Kein Sport 	<ul style="list-style-type: none"> - Gangschule ohne Orthese - Kräftigen Wadenmuskulatur - Ansonsten wie oben 	
Ab Woche 12		<ul style="list-style-type: none"> - Extrembelastungen vermeiden: - Fußball, Squash, Tennis - Erlaubt: Schwimmen, Fahrrad, Laufen 	<ul style="list-style-type: none"> - Ggf. Gangschule keine 	

Abbildung 3: Hier findet sich das Nachbehandlungsschema des Universitätsklinikums Regensburg von konservativ und operativ versorgten Achillessehnenrupturen mit Hilfe der VacoPed® Orthese wie es auch bei den Studienteilnehmern angewendet worden ist.

b. Fragebögen



KLINIK UND POLIKLINIK FÜR
UNFALLCHIRURGIE

Direktor: Prof. Dr. med. M. Nerlich

Patientenettikett

FAOS Fragebogen

Foot and Ankle Outcome Score

ANLEITUNG: Dieser Fragebogen stellt Ihnen Fragen zum Zustand Ihres Fuß und Sprunggelenks. Die dadurch gewonnenen Informationen erlauben uns Ihre Beurteilung von Ihrem Fuß und Sprunggelenk zu verfolgen und dokumentiert wie gut Sie in der Lage sind, Ihre üblichen Aktivitäten zu verrichten.

Beantworten Sie bitte jede Frage durch ankreuzen des zugehörigen Kästchens.

Machmal werden sich die Fragen wiederholen oder in einer ähnlichen Formulierung auftreten.

Bitte denken Sie genau über jede Frage nach.

Bitte nur ein Kästchen pro Frage ankreuzen. Wenn Sie sich unsicher sind, wie Sie die Frage beantworten sollen, wählen Sie die Antwort aus, die Ihnen am zutreffendsten erscheint.

Symptome

Diese Fragen beziehen sich auf Ihre Fuß/Sprunggelenksbeschwerden während der vergangenen Woche.

S1. Hatten Sie Schwellungen an Ihrem Fuß/Sprunggelenk?

niemals	selten	manchmal	oft	immer
<input type="checkbox"/>				

S2. Fühlten Sie ein Mahlen, hörten Sie ein Klicken oder irgendein Geräusch, wenn Sie Ihren Fuß/Ihr Sprunggelenk bewegten?

niemals	selten	manchmal	oft	immer
<input type="checkbox"/>				

S3. Blieb Ihr Fuß/Sprunggelenk hängen, oder blockierte er/es bei Bewegung?

niemals	selten	manchmal	oft	immer

<input type="checkbox"/>				
--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------

S4. Konnten Sie Ihren Fuß/Ihr Sprunggelenk ganz ausstrecken?

niemals	selten	manchmal	oft	immer
<input type="checkbox"/>				

S5. Konnten Sie Ihren Fuß/Ihr Sprunggelenk ganz beugen?

niemals	selten	manchmal	oft	immer
<input type="checkbox"/>				

Steifigkeit

Die nachfolgenden Fragen betreffen die Steifigkeit in Ihrem Fuß/Sprunggelenk während der **letzten Woche**. Unter Steifigkeit versteht man ein Gefühl der Einschränkung oder Verlangsamung der Fähigkeit Ihre Gelenke zu bewegen.

S6. Wie stark war Ihre Fuß/Sprunggelenkssteifigkeit morgens direkt nach dem Aufstehen?

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

S7. Wie stark war Ihre Fuß/Sprunggelenksteifigkeit nach dem Sie saßen, lagen, oder sich im **Verlauf des Tages** ausruhten?

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Schmerzen

P1. Wie oft haben Sie Schmerzen im Fuß/Sprunggelenk?

nie	monatlich	wöchentlich	täglich	immer
<input type="checkbox"/>				

Wie ausgeprägt waren Ihre Schmerzen in der **vergangenen Woche** als Sie z.B.:

P2. Sich im Fuß/Sprunggelenk drehen

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P3. Ihren Fuß/Ihr Sprunggelenk ganz ausstrecken

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
-------	---------	-------	-------	------------

<input type="checkbox"/>				
--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------

P4. Ihren Fuß/Ihr Sprunggelenk ganz beugten

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P5. Auf ebenem Boden gingen

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P6. Treppen herauf oder heruntersteigen

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P7. Nachts im Bett lagen

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P8. Saßen oder lagen

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

P9. Aufrecht standen

keine	schwach	mäßig	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Aktivitäten des täglichen Lebens

Die nachfolgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Leistungsfähigkeit.

Hierunter verstehen wir Ihre Fähigkeit, sich selbstständig zu bewegen bzw. sich selbst zu versorgen.

Für jede der nachfolgenden Aktivitäten geben Sie bitte das Ausmaß der Schwierigkeiten an, welche Sie aufgrund Ihres Fuß/Sprunggelenks innerhalb der letzten Woche erfahren haben.

Welche Schwierigkeiten hatten Sie in der letzten Woche als Sie z.B.:

A1. Treppen heruntersteigen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A2. Treppen heraufstiegen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A3. Vom Sitzen aufstanden

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

Welche Schwierigkeiten hatten Sie in der letzten Woche als Sie z.B.:

A4. Aufrecht standen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A5. Sich bückten um z.B. etwas vom Boden aufzuheben

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A6. Auf ebenem Boden gingen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A7. Ins Auto ein- oder ausstiegen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A8. Einkaufen gingen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A9. Socken/Strümpfe anzogen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A10. Vom Bett aufstanden

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A11. Socken/Strümpfe auszogen?

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A12. Im Bett lagen und sich drehen, ohne den Fuß/Sprunggelenk dabei zu beugen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A13. In oder aus der Badewanne stiegen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A14. Saßen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A15. Sich auf die Toilette setzen oder aufstehen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A16. Schwere Hausarbeit verrichteten (schwere Kisten umstellen, Boden schrubben, etc)

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

A17. Leichte Hausarbeit verrichteten (kochen, Staub wischen, etc.)

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

Aktivitäten bei Sport und Freizeit

Die nachfolgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Belastbarkeit im Rahmen von Sport- und Freizeitaktivitäten. Für jede der nachfolgenden Aktivitäten geben Sie bitte das Ausmaß der Schwierigkeiten an, welche Sie aufgrund Ihres Fuß/Sprunggelenks innerhalb der letzten Woche erfahren haben.

SP1. In die Hocke gingen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

SP2. Rannten

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

SP3. Hüpfen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

SP4. Sich auf Ihrem kranken Fuß umdrehen

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

SP5. Sich hinknieten

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

Lebensqualität

Q1. Wie oft sind Sie sich Ihres Fuß/Sprunggelenksproblems bewusst?

nie	monatlich	wöchentlich	täglich	immer
<input type="checkbox"/>				

Q2. Haben Sie Ihre Lebensweise verändert, um eventuell Ihrem Fuß/Sprunggelenk schadende Tätigkeiten zu vermeiden?

gar nicht	wenig	etwas	stark	vollständig
<input type="checkbox"/>				

Q3. Wie sehr leiden Sie unter einem Mangel an Vertrauen und Zuversicht hinsichtlich Ihres Fuß/Sprunggelenks?

gar nicht	wenig	etwas	stark	sehr stark
<input type="checkbox"/>				

Q4. Wie würden Sie insgesamt die Schwierigkeiten bewerten die Sie durch Ihren Fuß/Ihr Sprunggelenk haben?

keine	wenig	einige	große	sehr große
<input type="checkbox"/>				

VISA-A Fragebogen

Victorian Institute of Sports Assessment – Achilles tendon score

Bei diesem Fragebogen bezieht sich der Begriff „Schmerz“ speziell auf Schmerzen der Achillessehnenregion

1. Für wie viele Minuten verspüren Sie nach dem ersten Aufstehen ein Steifigkeitsgefühl in der Achillessehnenregion?

100 Min.	100 min	90 min	80 min	70 min	60 min	50 min	40 min	30 min	20 min	10 min	0 min
----------	---------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	-------

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. Nachdem Sie für den Tag aufgewärmt sind, haben Sie Schmerzen, wenn Sie die Achillessehne über der Kante einer Treppenstufe dehnen? (Knie gestreckt halten)

Starker,

heftiger Schmerz	<input type="checkbox"/>	Kein Schmerz									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

3. Nachdem Sie 30 Minuten auf ebenem Untergrund gegangen sind, haben Sie in den darauf folgenden 2 Stunden Schmerzen? (Wenn Sie wegen Schmerzen nicht auf ebenem Untergrund 30 Minuten gehen können, kreuzen Sie bei dieser Frage 0 an.)

Starker,

heftiger Schmerz	<input type="checkbox"/>	Kein Schmerz									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

4. Haben Sie Schmerzen, wenn Sie mit normaler Geschwindigkeit die Treppe heruntergehen ?

Starker,

heftiger Schmerz	<input type="checkbox"/>	Kein Schmerz									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

5. Haben Sie Schmerzen während oder unmittelbar nachdem Sie 10 (einbeinige) Zehenstände auf einer flachen Unterlage ausgeführt haben?

Starker,

heftiger Schmerz	<input type="checkbox"/>	Kein Schmerz									
------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------------------	--------------

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

6. Wie oft können Sie ohne Schmerzen auf einem Bein hüpfen?

0 mal	1 mal	2 mal	3 mal	4 mal	5 mal	6 mal	7 mal	8 mal	9 mal	10 mal
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

7. Üben Sie derzeit Sport oder andere körperliche Aktivitäten aus?

- Nein, gar nicht; wegen der Achillessehnensymptome
- Verändertes Trainings ± Wettkampfverhalten verglichen mit dem Zustand vor Beginn der Symptome
- Volle Trainings ± Wettkampfbelastung, aber nicht auf dem gleichen Niveau als vor Beginn der Symptome
- Voll belastbar
oder
Trainings ± Wettkampfbelastung auf dem gleichen oder auf höherem Niveau als vor Beginn der Symptome

8. Bitte beantworten Sie entweder A, B oder C dieser Frage

- Wenn Sie bei der Durchführung achillessehnenbelastender Sportarten keine Schmerzen empfinden, füllen Sie bitte nur Frage **8a** aus.
- Wenn Sie bei der Durchführung achillessehnenbelastender Sportarten Schmerzen empfinden, die Sie aber nicht zum Belastungsabbruch der Aktivität zwingen, füllen Sie bitte nur Frage **8b** aus.
- Wenn Sie bei der Durchführung achillessehnenbelastender Sportarten Schmerzen empfinden, die Sie zum Abbruch der Aktivität zwingen, füllen Sie bitte nur Frage **8c** aus.

8a. Wie lange können Sie trainieren/üben, wenn Sie bei der Durchführung achillessehnenbelastender Sportarten keine Schmerzen empfinden?

0	1-10 Min.	11-20 Min.	21-30 Min.	>30 Min.
<input type="checkbox"/>				

ODER

8b. Wie lange können Sie trainieren/üben, wenn Sie bei der Durchführung achillessehnenbelastender Sportarten Schmerzen empfinden, die Sie aber nicht zum Belastungsabbruch der Aktivität zwingen?

0	1-10 Min.	11-20 Min.	21-30 Min.	>30 Min.
<input type="checkbox"/>				

ODER

8c. Wie lange können Sie trainieren/üben, wenn Sie bei der Durchführung achilles-sehnenbelastender Sportarten Schmerzen empfinden, die Sie zum Abbruch der Aktivität zwingen?

0	1-10 Min.	11-20 Min.	21-30 Min.	>30 Min.
<input type="checkbox"/>				

c. Abkürzungsverzeichnis

ARF	Acoustic Radiation Force
ARFI	Acoustic Radiation Force Impulse
AS	Achillessehne
Bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
ca.	zirka
EZM	Extrazelluläre Matrix
Ggf.	gegebenenfalls
i.A.	im Allgemeinen
M	Mittelwert
M.	Muskulus
Max.	maximal
Min.	minimal
QF	Qualitätsfaktor
Resp.	respektive
ROI	region of interest
SD	Standartabweichung
SE	Sonoelastographie
s.g.	so genannt
s.o.	siehe oben
TBVT	Tiefe Beinvenenthrombose
u.a.	unter Anderem
US	Ultraschall
Vgl.	vergleiche
v_s	Geschwindigkeit (hier die Scherwellengeschwindigkeit)
t_0	Zeitpunkt des Traumas
t_1	Zeitpunkt der Nachuntersuchung
z.B.	zum Beispiel
z.T.	zum Teil

d. Abbildungsverzeichnis

- I. Abbildung 1: 00008294.jpg (JPEG-Grafik, 300 × 320 Pixel).<http://www.orgenda.de/img/newsletter/00008294.jpg>. Accessed June 16, 2016.
- II. Abbildung 2: Jafari L, Vachon P, Beaudry F, Langelier E. Histopathological, biomechanical, and behavioral pain findings of Achilles tendinopathy using an animal model of overuse injury. *Physiol Rep.* 2015;3(1). doi:10.14814/phy2.12265.
- III. Abbildung 3: D_Chirurgie_rdux_440x282.jpg (JPEG-Grafik, 440 × 282 Pixel).https://www.thieme.de/statics/bilder/thieme/final/de/bilder/tw_physiotherapie/D_Chirurgie_rdx_440x282.jpg. Accessed September 14, 2016.
- IV. Abbildung 4: Gulati V, Jaggard M, Al-Nammar SS, et al. Management of achilles tendon injury: A current concepts systematic review. *World J Orthop.* 2015;6(4):380-386. doi:10.5312/wjo.v6.i4.380.
- V. Abbildung 5: Stickles SP, Friedman L, Demarest M, Raio C. Achilles tendon rupture. *West J Emerg Med.* 2015;16(1):161-162. doi:10.5811/westjem.2014.10.24127.
- VI. Abbildung 11: soulform » ACUSON S2000 Rendering. <http://www.soulform.com/?p=67>. Accessed June 16, 2016.
- VII. Abbildung 12: ACUSON-S200021.jpg (JPEG-Grafik, 402 × 335 Pixel). <http://vomark.com/wp-content/uploads/ACUSON-S200021.jpg>. Accessed July 3, 2016.
- VIII. Abbildung 13: siemens-9l4.jpg (JPEG-Grafik, 249 × 245 Pixel). http://www.camed-medical.de/de/media_db_objects/inline/250x0/0/2505/siemens-9l4.jpg. Accessed July 3, 2016.
- IX. Abbildung 14: m-gastrocnemius-10203w.jpg (JPEG-Grafik, 516 × 600 Pixel) - Skaliert (69%). <http://yuveo.de/bilder/muskulatur/m-gastrocnemius-10203w.jpg>. Accessed June 16, 2016

7. Literaturverzeichnis

1. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. *PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: LernAtlas der Anatomie*. Thieme Georg Verlag; 2014.
2. Benninghoff A, Drenckhahn D. *Taschenbuch Anatomie*. Elsevier, Urban & Fischer; 2008.
3. Adam Augustyn, Patricia Bauer, Brian Duignan. Tendon anatomy. Encyclopaedia Britannica. <https://www.britannica.com/science/tendon>. Accessed January 15, 2019.
4. Kannus P. Structure of the tendon connective tissue. *Scand J Med Sci Sports.* 2000;10(6):312-320.
5. Paxton S, Peckham M, Adele K, Paxton S, Adele K, Peckham M. The Leeds Histology Guide. 2003. http://www.histology.leeds.ac.uk/tissue_types/connective/connective_tissue_types.php. Accessed September 15, 2016.
6. Thomopoulos S, Parks WC, Rifkin DB, Derwin KA. Mechanisms of tendon injury and repair. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* 2015;33(6):832-839. doi:10.1002/jor.22806
7. Steinbrück K. Achillessehnenrupturen im Sport–Epidemiologie, aktuelle Diagnostik, Therapie und Rehabilitation. *Disch Z Für Sportmed.* 2000;51(5).
8. Lantto I, Heikkinen J, Flinkkilä T, Ohtonen P, Leppilahti J. Epidemiology of Achilles tendon ruptures: increasing incidence over a 33-year period. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25(1):e133-138. doi:10.1111/sms.12253

9. Vosseller JT, Ellis SJ, Levine DS, et al. Achilles tendon rupture in women. *Foot Ankle Int.* 2013;34(1):49-53. doi:10.1177/1071100712460223
10. Kingsley P. Achilles tendon rupture in atypical patient populations. *Emerg Nurse J RCN Accid Emerg Nurs Assoc.* 2016;23(10):34-36. doi:10.7748/en.23.10.34.s24
11. Wertz J, Galli M, Borchers JR. Achilles tendon rupture: risk assessment for aerial and ground athletes. *Sports Health.* 2013;5(5):407-409. doi:10.1177/1941738112472165
12. Stickles SP, Friedman L, Demarest M, Raio C. Achilles tendon rupture. *West J Emerg Med.* 2015;16(1):161-162. doi:10.5811/westjem.2014.10.24127
13. Baumgartner R. *Fusschirurgie.* Georg Thieme Verlag; 2004.
14. Maffulli N, Ajis A. Management of chronic ruptures of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(6):1348-1360. doi:10.2106/JBJS.G.01241
15. Huttunen TT, Kannus P, Rolf C, Felländer-Tsai L, Mattila VM. Acute achilles tendon ruptures: incidence of injury and surgery in Sweden between 2001 and 2012. *Am J Sports Med.* 2014;42(10):2419-2423. doi:10.1177/0363546514540599
16. Wanivenhaus A. [Tendon ruptures in rheumatic patients]. *Z Für Rheumatol.* 2007;66(1):34, 36-40. doi:10.1007/s00393-006-0136-2
17. Guney A, Vatansever F, Karaman I, Kafadar IH, Oner M, Turk CY. Biomechanical properties of Achilles tendon in diabetic vs. non-diabetic patients. *Exp Clin Endocrinol Diabetes Off J Ger Soc Endocrinol Ger Diabetes Assoc.* 2015;123(7):428-432. doi:10.1055/s-0035-1549889
18. Spoendlin J, Meier C, Jick SS, Meier CR. Oral and inhaled glucocorticoid use and risk of Achilles or biceps tendon rupture: a population-based case-control study. *Ann Med.* 2015;47(6):492-498. doi:10.3109/07853890.2015.1074272
19. Melhus A. Fluoroquinolones and tendon disorders. *Expert Opin Drug Saf.* 2005;4(2):299-309.
20. Józsa L, Kannus P. Histopathological findings in spontaneous tendon ruptures. *Scand J Med Sci Sports.* 1997;7(2):113-118.
21. Sun HB, Schaniel C, Leong DJ, Wang JH-C. Biology and mechano-response of tendon cells: Progress overview and perspectives. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* 2015;33(6):785-792. doi:10.1002/jor.22885
22. Aubry S, Nueffer J-P, Tanter M, Becce F, Vidal C, Michel F. Viscoelasticity in Achilles tendonopathy: quantitative assessment by using real-time shear-wave elastography. *Radiology.* 2015;274(3):821-829. doi:10.1148/radiol.14140434
23. Arya S, Kulig K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. *J Appl Physiol Bethesda Md 1985.* 2010;108(3):670-675. doi:10.1152/japplphysiol.00259.2009
24. Klauser AS, Miyamoto H, Bellmann-Weiler R, Feuchtner GM, Wick MC, Jaschke WR. Sonoelastography: Musculoskeletal Applications. *Radiology.* 2014;272(3):622-633. doi:10.1148/radiol.14121765
25. Jafari L, Vachon P, Beaudry F, Langelier E. Histopathological, biomechanical, and behavioral pain findings of Achilles tendinopathy using an animal model of overuse injury. *Physiol Rep.* 2015;3(1). doi:10.14814/phy2.12265
26. Gao L, Yuan JS, Heden GJ, et al. Ultrasound elasticity imaging for determining the mechanical properties of human posterior tibial tendon: a cadaveric study. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2015;62(4):1179-1184. doi:10.1109/TBME.2014.2381002

27. Docheva D, Müller SA, Majewski M, Evans CH. Biologics for tendon repair. *Adv Drug Deliv Rev.* 2015;84:222-239. doi:10.1016/j.addr.2014.11.015
28. Lin TWTW, Cardenas L, Soslowsky LJLJ. Biomechanics of tendon injury and repair. *J Biomech.* 2004;37(6):865-877. doi:10.1016/j.jbiomech.2003.11.005
29. Williams IF, Heaton A, McCullagh KG. Cell morphology and collagen types in equine tendon scar. *Res Vet Sci.* 1980;28(3):302-310.
30. Hutchison AM, Topliss C, Beard D, Evans RM, Williams P. The treatment of a rupture of the Achilles tendon using a dedicated management programme. *Bone Jt J.* 2015;97-B(4):510-515. doi:10.1302/0301-620X.97B4.35314
31. Schumpelick V, Kasperk R, Stumpf M, eds. *Operationsatlas Chirurgie.* 4th ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2013. <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-002-57151>. Accessed April 19, 2016.
32. Gulati V, Jaggard M, Al-Nammari SS, et al. Management of achilles tendon injury: A current concepts systematic review. *World J Orthop.* 2015;6(4):380-386. doi:10.5312/wjo.v6.i4.380
33. Holm C, Kjaer M, Eliasson P. Achilles tendon rupture--treatment and complications: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25(1):e1-10. doi:10.1111/sms.12209
34. Ewerbeck V, Wentzensen A, Grützner PA, et al., eds. *Standardverfahren in der operativen Orthopädie und Unfallchirurgie.* 4th ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2014. <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-002-95251>. Accessed April 19, 2016.
35. Canale ST, Beaty JH. *Campbell's Operative Orthopaedics.* Elsevier Health Sciences; 2012.
36. Engelhardt, Martin. Lexikon Orthopädie und Unfallchirurgie. <http://www.lexikon-orthopaedie.com/pdx.pl?dv=0&id=01078>. Accessed April 19, 2016.
37. Kołodziej L, Bohatyrewicz A, Kromuszczyńska J, Jezierski J, Biedroń M. Efficacy and complications of open and minimally invasive surgery in acute Achilles tendon rupture: a prospective randomised clinical study--preliminary report. *Int Orthop.* 2013;37(4):625-629. doi:10.1007/s00264-012-1737-9
38. Chan AP-H, Chan Y-Y, Fong DT-P, et al. Clinical and biomechanical outcome of minimal invasive and open repair of the Achilles tendon. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol SMARTT.* 2011;3(1):32. doi:10.1186/1758-2555-3-32
39. Henríquez H, Muñoz R, Carcuro G, Bastías C. Is percutaneous repair better than open repair in acute Achilles tendon rupture? *Clin Orthop.* 2012;470(4):998-1003. doi:10.1007/s11999-011-1830-1
40. Del Buono A, Volpin A, Maffulli N. Minimally invasive versus open surgery for acute Achilles tendon rupture: a systematic review. *Br Med Bull.* 2014;109:45-54. doi:10.1093/bmb/ldt029
41. Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging.* 1991;13(2):111-134.
42. Friedrich-Rust M, Ong M-F, Herrmann E, et al. Real-time elastography for noninvasive assessment of liver fibrosis in chronic viral hepatitis. *AJR Am J Roentgenol.* 2007;188(3):758-764. doi:10.2214/AJR.06.0322
43. Zhu Q-L, Jiang Y-X, Liu J-B, et al. Real-time ultrasound elastography: its potential role in assessment of breast lesions. *Ultrasound Med Biol.* 2008;34(8):1232-1238. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2008.01.004
44. Rubaltelli L, Corradin S, Dorigo A, et al. Differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules at elastosonography. *Ultraschall Med Stuttg Ger 1980.* 2009;30(2):175-179. doi:10.1055/s-2008-1027442

45. Alam F, Naito K, Horiguchi J, Fukuda H, Tachikake T, Ito K. Accuracy of sonographic elastography in the differential diagnosis of enlarged cervical lymph nodes: comparison with conventional B-mode sonography. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;191(2):604-610. doi:10.2214/AJR.07.3401
46. Pallwein L, Mitterberger M, Struve P, et al. Real-time elastography for detecting prostate cancer: preliminary experience. *BJU Int.* 2007;100(1):42-46. doi:10.1111/j.1464-410X.2007.06851.x
47. Carstensen EL, Parker KJ, Lerner RM. Elastography in the management of liver disease. *Ultrasound Med Biol.* 2008;34(10):1535-1546. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2008.03.002
48. Ooi CC, Malliaras P, Schneider ME, Connell DA. "Soft, hard, or just right?" Applications and limitations of axial-strain sonoelastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injuries. *Skeletal Radiol.* 2013;43(1):1-12. doi:10.1007/s00256-013-1695-3
49. De Zordo T, Fink C, Feuchtner GM, Smekal V, Reindl M, Klauser AS. Real-time sonoelastography findings in healthy Achilles tendons. *AJR Am J Roentgenol.* 2009;193(2):W134-138. doi:10.2214/AJR.08.1843
50. Ooi, Chin Chin. Applications and technical limitations of sonoelastography in the assessment of Achilles tendon injuries. 2014. doi:10.1594/ranzcr2014/R-0256
51. Frey H. [Realtime elastography. A new ultrasound procedure for the reconstruction of tissue elasticity]. *Radiol.* 2003;43(10):850-855. doi:10.1007/s00117-003-0943-2
52. Markus Sebastian Agerer. Spannung - Technische Mechanik / Festigkeitslehre. Maschinenbau-Wissen.de. <http://www.maschinenbau-wissen.de/skript3/mechanik/festigkeitslehre/151-spannung>. Accessed December 19, 2016.
53. Markus Sebastian Agerer. Dehnung - Begriffsdefinition & Berechnung. Maschinenbau-Wissen.de. <http://www.maschinenbau-wissen.de/skript3/mechanik/festigkeitslehre/143-dehnung>. Accessed December 19, 2016.
54. Markus Sebastian Agerer. Der Elastizitätsmodul. Maschinenbau-Wissen.de. <http://www.maschinenbau-wissen.de/skript3/werkstofftechnik/metall/18-e-modul>. Accessed December 19, 2016.
55. Chen X-M, Cui L-G, He P, Shen W-W, Qian Y-J, Wang J-R. Shear wave elastographic characterization of normal and torn achilles tendons a pilot study. *J Ultrasound Med.* 2013;32(3):449-455.
56. Nightingale K, Soo MS, Nightingale R, Trahey G. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound Med Biol.* 2002;28(2):227-235.
57. Fahey BJ, Nightingale KR, Nelson RC, Palmeri ML, Trahey GE. Acoustic radiation force impulse imaging of the abdomen: demonstration of feasibility and utility. *Ultrasound Med Biol.* 2005;31(9):1185-1198. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2005.05.004
58. Doherty JR, Trahey GE, Nightingale KR, Palmeri ML. Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2013;60(4):685-701. doi:10.1109/TUFFC.2013.2617
59. Lazebnik RS. Tissue Strain Analytics Virtual Touch Tissue Imaging and Quantification. 2008.
60. Behler RH, Czernuszewicz TJ, Wu C-D, et al. Acoustic radiation force beam sequence performance for detection and material characterization of atherosclerotic plaques: preclinical, ex vivo results. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2013;60(12):2471-2487. doi:10.1109/TUFFC.2013.2847
61. Göya C, Hamidi C, Hattapoglu S, et al. Use of acoustic radiation force impulse elastography to diagnose acute pancreatitis at hospital admission: comparison with sonography and computed tomography. *J Ultrasound Med Off J Am Inst Ultrasound Med.* 2014;33(8):1453-1460. doi:10.7863/ultra.33.8.1453

62. Liu B, Zheng Y, Shan Q, et al. Elastography by acoustic radiation force impulse technology for differentiation of benign and malignant breast lesions: a meta-analysis. *J Med Ultrason* 2001. 2016;43(1):47-55. doi:10.1007/s10396-015-0658-9
63. Zhang Y-F, Xu J-M, Xu H-X, et al. Acoustic Radiation Force Impulse Elastography: A Useful Tool for Differential Diagnosis of Thyroid Nodules and Recommending Fine-Needle Aspiration: A Diagnostic Accuracy Study. *Medicine (Baltimore)*. 2015;94(42):e1834. doi:10.1097/MD.0000000000001834
64. Palmeri ML, Frinkley KD, Zhai L, et al. Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging of the gastrointestinal tract. *Ultrason Imaging*. 2005;27(2):75-88.
65. Piscaglia F, Salvatore V, Mulazzani L, Cantisani V, Schiavone C. Ultrasound Shear Wave Elastography for Liver Disease. A Critical Appraisal of the Many Actors on the Stage. *Ultraschall Med Stuttg Ger 1980*. 2016;37(1):1-5. doi:10.1055/s-0035-1567037
66. Friedrich-Rust M, Wunder K, Kriener S, et al. Liver fibrosis in viral hepatitis: noninvasive assessment with acoustic radiation force impulse imaging versus transient elastography. *Radiology*. 2009;252(2):595-604. doi:10.1148/radiol.2523081928
67. Royer D, Gennisson J-L, Deffieux T, Tanter M. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J Acoust Soc Am*. 2011;129(5):2757-2760. doi:10.1121/1.3559681
68. Lupsor M, Badea R, Stefanescu H, et al. Performance of a new elastographic method (ARFI technology) compared to unidimensional transient elastography in the noninvasive assessment of chronic hepatitis C. Preliminary results. *J Gastrointest Liver Dis JGLD*. 2009;18(3):303-310.
69. Ruan Z, Zhao B, Qi H, et al. Elasticity of healthy Achilles tendon decreases with the increase of age as determined by acoustic radiation force impulse imaging. *Int J Clin Exp Med*. 2015;8(1):1043-1050.
70. Modulus of Elasticity or Young's Modulus - and Tensile Modulus for common Materials. http://www.engineeringtoolbox.com/young-modulus-d_417.html. Accessed April 10, 2017.
71. Gross D, Hauger W, Schröder J, Wall WA. *Technische Mechanik*. Springer Berlin Heidelberg; 2009.
72. Goertz RS, Sturm J, Pfeifer L, et al. ARFI cut-off values and significance of standard deviation for liver fibrosis staging in patients with chronic liver disease. *Ann Hepatol*. 2013;12(6):935-941.
73. Chen S-H, Peng C-Y, Lai H-C, et al. Head-to-Head Comparison between Collagen Proportionate Area and Acoustic Radiation Force Impulse Elastography in Liver Fibrosis Quantification in Chronic Hepatitis C. *PloS One*. 2015;10(10):e0140554. doi:10.1371/journal.pone.0140554
74. Efe C, Gungoren MS, Ozaslan E, Akbiyik F, Kav T. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) for Fibrosis Staging in Patients with Autoimmune Hepatitis. *Hepatogastroenterology*. 2015;62(139):670-672.
75. Wildner D, Strobel D, Konturek PC, et al. Impact of acoustic radiation force impulse imaging in clinical practice of patients after orthotopic liver transplantation. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res*. 2014;20:2027-2035. doi:10.12659/MSM.891126
76. Ijichi H, Shirabe K, Matsumoto Y, et al. Evaluation of graft stiffness using acoustic radiation force impulse imaging after living donor liver transplantation. *Clin Transplant*. 2014;28(11):1256-1262. doi:10.1111/ctr.12457
77. Gehmert S, Jung E, Kügler T, et al. Sonoelastography Can Be Used to Monitor the Restoration of Achilles Tendon Elasticity after Injury. *Ultraschall Med - Eur J Ultrasound*. 2012;33(06):581-586. doi:10.1055/s-0032-1325526
78. Tan S, Kudaş S, Özcan AŞ, et al. Real-time sonoelastography of the Achilles tendon: pattern description in healthy subjects and patients with surgically repaired complete ruptures. *Skeletal Radiol*. 2012;41(9):1067-1072. doi:10.1007/s00256-011-1339-4

79. Aubry S, Risson J-R, Kastler A, et al. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography. *Skeletal Radiol.* 2013;42(8):1143-1150. doi:10.1007/s00256-013-1649-9
80. De Zordo T, Chhem R, Smekal V, et al. Real-Time Sonoelastography: Findings in Patients with Symptomatic Achilles Tendons and Comparison to Healthy Volunteers. *Ultraschall Med - Eur J Ultrasound.* 2010;31(04):394-400. doi:10.1055/s-0028-1109809
81. Sconfienza LM, Silvestri E, Cimmino MA. Sonoelastography in the evaluation of painful Achilles tendon in amateur athletes. *Clin Exp Rheumatol.* 2010;28(3):373-378.
82. Turan A, Teber MA, Yakut ZI, Unlu HA, Hekimoglu B. Sonoelastographic assessment of the age-related changes of the Achilles tendon. *Med Ultrason.* 2015;17(1):58-61.
83. siemens-acuson-s2000-ultrasound-system-brochure.pdf.
<http://www.medicaequipmentmanuals.com/pdf/ultrasound/siemens/siemens-acuson-s2000-ultrasound-system-brochure.pdf>. Accessed September 15, 2016.
84. Duenwald S, Kobayashi H, Frisch K, Lakes R, Vanderby R. Ultrasound Echo is Related to Stress, Strain in Tendon. *J Biomech.* 2011;44(3):424-429. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.09.033
85. Christoph Becher CJA van B. Validierung der deutschen Version des Foot and Ankle Outcome Score (FAOS). *Fuß Amp Sprunggelenk.* 2014;12(4). doi:10.1016/j.fuspru.2014.10.001
86. Lohrer H, Nauck T. Cross-cultural adaptation and validation of the VISA-A questionnaire for German-speaking Achilles tendinopathy patients. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;10(1):134. doi:10.1186/1471-2474-10-134
87. Frank Diemer, Volker Sutor und Nedeljko Goreta. VISA-A-Score - Visa-AScore.pdf. FOMT - Fortbildungen für orthopädische Medizin und manuelle Therapie. <http://www.fomt.info/Frageboegen/Visa-AScore.pdf>. Accessed May 1, 2016.
88. King SL, Vanicek N, O'Brien TD. Gastrocnemius muscle architecture and Achilles tendon properties influence walking distance in claudicants with peripheral arterial disease. *Muscle Nerve.* October 2015. doi:10.1002/mus.24925
89. Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M, Tsui C-W. Sonographic evaluation of the size of Achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound Med Biol.* 2003;29(5):637-642.
90. Bleakney RR, Tallon C, Wong JK, Lim KP, Maffulli N. Long-term ultrasonographic features of the Achilles tendon after rupture. *Clin J Sport Med Off J Can Acad Sport Med.* 2002;12(5):273-278.
91. Tavares WC, de Castro UB, Paulino E, et al. Healing of the Achilles tendon in rabbits--evaluation by magnetic resonance imaging and histopathology. *J Orthop Surg.* 2014;9:132. doi:10.1186/s13018-014-0132-1
92. Scharf H-P, Rüter A, Pohlemann T, Marzi I, Kohn D, Günther K-P. *Orthopädie Und Unfallchirurgie: Facharztkennen Nach Der Neuen Weiterbildungsordnung.* Elsevier, Urban&Fischer Verlag; 2011.
93. Bi Y, Ehirchiou D, Kilts TM, et al. Identification of tendon stem/progenitor cells and the role of the extracellular matrix in their niche. *Nat Med.* 2007;13(10):1219-1227. doi:10.1038/nm1630
94. Leadbetter WB. Cell-matrix response in tendon injury. *Clin Sports Med.* 1992;11(3):533-578.
95. Chen TM, Rozen WM, Pan W-R, Ashton MW, Richardson MD, Taylor GI. The arterial anatomy of the Achilles tendon: anatomical study and clinical implications. *Clin Anat N Y N.* 2009;22(3):377-385. doi:10.1002/ca.20758

96. Brum J, Bernal M, Gennisson JL, Tanter M. In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Phys Med Biol.* 2014;59(3):505-523. doi:10.1088/0031-9155/59/3/505
97. Dillman JR, Chen S, Davenport MS, et al. Superficial ultrasound shear wave speed measurements in soft and hard elasticity phantoms: repeatability and reproducibility using two ultrasound systems. *Pediatr Radiol.* 2015;45(3):376-385. doi:10.1007/s00247-014-3150-6
98. Reese SP, Weiss JA. Tendon fascicles exhibit a linear correlation between Poisson's ratio and force during uniaxial stress relaxation. *J Biomech Eng.* 2013;135(3):34501. doi:10.1115/1.4023134
99. Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med Stuttg Ger 1980.* 2013;34(2):169-184. doi:10.1055/s-0033-1335205
100. Kircheis G, Sagir A, Vogt C, Vom Dahl S, Kubitz R, Häussinger D. Evaluation of acoustic radiation force impulse imaging for determination of liver stiffness using transient elastography as a reference. *World J Gastroenterol.* 2012;18(10):1077-1084. doi:10.3748/wjg.v18.i10.1077
101. Wojcinski S, Brandhorst K, Sadigh G, Hillemanns P, Degenhardt F. Acoustic radiation force impulse imaging with virtual touch tissue quantification: measurements of normal breast tissue and dependence on the degree of pre-compression. *Ultrasound Med Biol.* 2013;39(12):2226-2232. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2013.06.014
102. Kim YS, Park JG, Kim BS, Lee CH, Ryu DW. Diagnostic Value of Elastography Using Acoustic Radiation Force Impulse Imaging and Strain Ratio for Breast Tumors. *J Breast Cancer.* 2014;17(1):76-82. doi:10.4048/jbc.2014.17.1.76
103. DeWall RJ, Slane LC, Lee KS, Thelen DG. Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed. *J Biomech.* 2014;47(11):2685-2692. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.05.008
104. Fu S, Cui L, He X, Sun Y. Elastic Characteristics of the Normal Achilles Tendon Assessed by Virtual Touch Imaging Quantification Shear Wave Elastography. *J Ultrasound Med Off J Am Inst Ultrasound Med.* 2016;35(9):1881-1887. doi:10.7863/ultra.16.01052
105. Slane LC, Martin J, DeWall R, Thelen D, Lee K. Quantitative ultrasound mapping of regional variations in shear wave speeds of the aging Achilles tendon. *Eur Radiol.* May 2016. doi:10.1007/s00330-016-4409-0
106. Baumgartner KM, Gerlach D, Galatz LM, et al. Cigarette smoking increases the risk for rotator cuff tears. *Clin Orthop.* 2010;468(6):1534-1541. doi:10.1007/s11999-009-0781-2
107. Duygulu F, Karaoğlu S, Zeybek ND, Kaymaz FF, Güneş T. The effect of subcutaneously injected nicotine on achilles tendon healing in rabbits. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* 2006;14(8):756-761. doi:10.1007/s00167-006-0046-5
108. Ichinose R, Sano H, Kishimoto KN, Sakamoto N, Sato M, Itoi E. Alteration of the material properties of the normal supraspinatus tendon by nicotine treatment in a rat model. *Acta Orthop.* 2010;81(5):634-638. doi:10.3109/17453674.2010.524595
109. Bressel E, McNair PJ. Biomechanical behavior of the plantar flexor muscle-tendon unit after an Achilles tendon rupture. *Am J Sports Med.* 2001;29(3):321-326. doi:10.1177/03635465010290031201
110. Krapf D, Kaipel M, Majewski M. Structural and biomechanical characteristics after early mobilization in an Achilles tendon rupture model: operative versus nonoperative treatment. *Orthopedics.* 2012;35(9):e1383-1388. doi:10.3928/01477447-20120822-26
111. Akkaya S, Akkaya N, Agladioglu K, Gungor HR, Ok N, Özçakar L. Real-time elastography of patellar tendon in patients with auto-graft bone-tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2016;136(6):837-842. doi:10.1007/s00402-016-2459-z

112. Zhang L-N, Wan W-B, Wang Y-X, et al. Evaluation of Elastic Stiffness in Healing Achilles Tendon After Surgical Repair of a Tendon Rupture Using In Vivo Ultrasound Shear Wave Elastography. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res.* 2016;22:1186-1191. doi:10.12659/MSM.895674
113. AO Foundation. AOFAS (American Orthopaedic Foot and Ankle Society). Traumascores. <http://www.traumascores.com/index.php/scores2/34-fuss/225-223>. Accessed November 7, 2017.
114. Hollerith K, Gaßmann B, Wagenpfeil S, Schuster T, Heemann U, Stock K. Phantom-Studie zur Evaluation des Einflusses der Vorlaufstrecke auf die Scherwellelastografie (SWE). *Ultraschall Med - Eur J Ultrasound.* 2014;35(S 01):V18_2. doi:10.1055/s-0034-1389530
115. Klauser AS, Miyamoto H, Tamegger M, et al. Achilles tendon assessed with sonoelastography: histologic agreement. *Radiology.* 2013;267(3):837-842. doi:10.1148/radiol.13121936
116. LaCroix AS, Duenwald-Kuehl SE, Lakes RS, Vanderby R. Relationship between tendon stiffness and failure: a metaanalysis. *J Appl Physiol Bethesda Md 1985.* 2013;115(1):43-51. doi:10.1152/japplphysiol.01449.2012

8. Danksagung

Als Erstes möchte ich meinen Dank Herrn Prof. Dr. med. Michael Nerlich aussprechen, der mir die Durchführung meiner Dissertation in seiner Abteilung, der Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie am Universitätsklinikum Regensburg, ermöglicht hat.

Daneben danke ich auch Herrn PD. Dr. med. Christian Pfeifer, der in dieser Arbeit als mein Doktorvater fungiert hat und mich bei der Durchführung der Datenaufnahme, der Auswertung, der Ausgestaltung von diversen Kongressbeiträgen, sowie in der Endgestaltung meiner Dissertation unterstützt hat.

Dem Leiter des Ultraschallzentrums am Universitätsklinikum Regensburg Herrn Prof. Dr. med. Ernst Michael Jung möchte ich dafür meinen Dank aussprechen, dass er sowohl die Räumlichkeiten, als auch das benötigten Ultraschallgerät freundlichst zur Verfügung gestellt hat. Durch sein Interesse an meiner Arbeit und seiner Fürsprache konnte ich von seiner langjährigen Erfahrung im Bereich der Ultraschalldiagnostik profitieren. Des Weiteren erklärte er sich freundlichst bereit, als Zweibegutachter zu fungieren.

Besonderer Dank gilt meinem Hauptbetreuer Herrn Dr. med. Borys Frankewycz, der mich für die Sonographie und deren umfangreiche und faszinierende Anwendungsmöglichkeiten begeistert und in wissenschaftlichen, rechtlichen und organisatorischen Dingen tatkräftig unterstützt hat. Des Weiteren ermöglichte er mir die Teilnahme an zwei unfallchirurgischen Klausurtagungen der Universitätsklinik Regensburg, sowie am Dreiländerkongress der DEGUM, ÖGUM und SGUM in Leipzig 2016 und am DKOU 2017 in Berlin.

Ebenso möchte ich mich auch bei meinen Betreuern und Studienärzte Herrn Dr. med. Johannes Weber und Herrn Dr. med. Florian Freimoser bedanken, die sich für den reibungslosen Ablauf, die Patientenbetreuung sowie für die verblindete Auswertung der elastographischen Untersuchungsbefunde eingesetzt haben. Sie fanden stets eine Möglichkeit an der Patientenbetreuung mitzuwirken und damit die Versorgung der Studienteilnehmer und die Qualität der Datenerhebung maßgeblich zu steigern.

Den Sekretärinnen der Leitstelle für Unfallchirurgie danke ich für die Hilfe bei der Aktenbeschaffung ebenso wie den Mitarbeitern des Zentralarchivs. Auch den pflegerischen Mitarbeitern der Notaufnahme möchte ich meinen Dank aussprechen für die tatkräftige Unterstützung bei der Patientenaufnahme.

Ein besonders großer Dank gilt meinen Eltern für ihre Unterstützung in meinem gesamten Leben und insbesondere während meines Studiums.

Einige meiner Freunde und Studienkollegen stellten sich zu Studienbeginn als Probanden zur Verfügung um ein Studienprotokoll zu entwickeln und mir die Möglichkeit zu geben, Erfahrungen im Umgang mit den Gerätschaften zu sammeln und dadurch eine rasche Verbesserung der Lernkurve zu erreichen. Dafür danke ich ihnen.

Zuletzt möchte ich mich noch bei allen Studienteilnehmern bedanken, die durch Ihre freiwillige und unentgeltliche Teilnahme Ihre Zeit geopfert und mir die Durchführung dieser Arbeit ermöglicht haben.