

Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU)
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Analyse des bildmorphologischen Lockerungsverhaltens von
Kompressionsschrauben in humanen Scaphoiden vor- und nach zyklischer
Biegebelastung

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Alexander Klaus James Pirkl
aus Heppenheim

Mainz, 2023

Tag der Promotion:

17.07.2023

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	-3-
Abkürzungsverzeichnis.....	-6-
Abbildungsverzeichnis.....	-7-
Tabellenverzeichnis.....	-8-

1	Einleitung/Ziel der Dissertation	-10-
1.1	Einführung	-10-
1.2	Stand der Forschung	-12-
1.3	Problemstellung/Forschungshypothesen	-16-
2	Literaturdiskussion.....	-17-
2.1	Anatomie des Scaphoids	-17-
2.1.1	Nomenklatur, Topografie und Struktur	-17-
2.1.2	Gelenkflächen.....	-18-
2.1.3	Arterielle Versorgung	-19-
2.1.4	Ligamente.....	-20-
2.2	Biomechanik.....	-21-
2.3	Pathophysiologie der Scaphoidfraktur.....	-22-
2.4	Epidemiologie	-23-
2.5	Klassifikationen.....	-24-
2.5.1	Klassifikation nach Herbert	-24-
2.5.2	Klassifikation nach Krimmer, Schmitt und Herbert	-24-
2.5.3	Klassifikation nach AO und OTA.....	-25-
2.6	Diagnostische Verfahren.....	-26-
2.6.1	Klinik.....	-26-
2.6.2	Bildgebende Verfahren	-26-
2.7	Therapiealgorithmus	-27-
2.7.1	Konservative Therapie	-28-
2.7.2	Operative Therapie	-28-
2.8	Komplikationen der Scaphoidfraktur	-29-
2.9	Nachbehandlung.....	-30-
2.10	Bone Implant Interface.....	-31-
2.10.1	Einführung	-31-
2.10.2	Eigenschaften des BII	-31-
2.10.3	Primärstabilität.....	-33-
2.10.4	Sekundärstabilität	-33-
2.10.5	Eigenschaften des Implantates	-34-
2.10.6	Untersuchungen des BII	-34-
3	Material und Methoden	-37-
3.1	Gewinnung und Vorbereitung der Scaphoide.....	-37-
3.2	Osteotomie	-38-
3.3	Osteosynthese und Implantate	-38-
3.3.1	HCS 3.0 mm long thread – Fa. Synthes (SH)	-38-
3.3.2	HBS2 midi short thread - Fa. KLS Martin (KH)	-39-
3.3.3	Acutrak 2 Mini - Fa. Acumed (AA)	-40-
3.3.4	TwinFix 3,2 mm – Fa. Stryker (ST)	-41-
3.4	Belastungsversuch	-42-

3.4.1	Apparatur.....	-42-
3.4.2	Scaphoidversuche	-43-
3.5	Untersuchung im μ CT.....	-44-
3.6	Statistische Methoden.....	-49-
4	Ergebnisse.....	-50-
4.1	Deskriptive Statistik	-50-
4.1.1	Charakteristika der Scaphoide.....	-50-
4.1.2	Charakteristika der Implantate	-50-
4.2	Primäre Erkenntnisse.....	-50-
4.2.1	Tabellarischer Vergleich der Volumina.....	-50-
4.2.2	Graphischer Vergleich der Volumina.....	-52-
4.2.3	Explorative Statistik – Einfluss des Implantates auf das Lockerungsverhalten	-53-
4.3	Sekundäre Erkenntnisse.....	-55-
4.3.1	Korrelation zwischen Knochendichte und OV/TV	-55-
4.3.2	Einfluss des Implantates auf das Lockerungsverhalten mit der Knochendichte als Confounder.....	-59-
4.3.3	Referenzkategorie Acumed mini	-60-
4.3.4	Referenzkategorie KLS Martin	-62-
5	Diskussion	-64-
5.1	Ergebnisse der Untersuchung.....	-64-
5.1.1	Primäre Erkenntnisse.....	-64-
5.1.2	Sekundäre Erkenntnisse.....	-65-
5.2	Externe Validität.....	-68-
5.2.1	Fragestellung.....	-68-
5.2.2	Versuchsmedien	-69-
5.2.3	Methodik der Bildgebung und Messung	-71-
5.3	Limitationen und Kritik.....	-75-
5.4	Interpretation der Ergebnisse.....	-76-
5.5	Anregungen	-77-
6	Zusammenfassung	-78-
7	Literaturverzeichnis.....	-80-
8	Anhang	-89-
9	Danksagung	-95-
10	Tabellarischer Lebenslauf	-96-

Abkürzungsverzeichnis

©Autor	Eigentum des Autors
μCT	Mikro-Computertomografie
A.	Arteria
AA	Acumed Acutrak 2 mini
Aa.	Arteriae
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BII	Bone-Implant-Interface
CT	Computertomografie
df	Degrees of freedom-Anzahl der Freiheitsgrade
d.h.	das heißt
DISI	Dorsal Intercalated Segment Instability
Fa.	Firma
KH	KLS Martin HBS2 midi
KS	Knochenszintigrafie
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
MD	Median
MRT	Magnetresonanztomografie
MV	Mean Voxel
MW	Mittelwert
o.g.	oben genannt (e/er)
OTA	Orthopaedic Trauma Association
RFA	Resonant Frequency Analysis
s.	siehe
SD	Standardabweichung
SH	Synthes HCS 3.0 mm long thread
SIE	Scaphoid-Implantat-Einheit
SNAC	Scaphoid Nonunion Advanced Collapse
ST	Stryker TwinFix 3.2 mm
v.a.	vor allem

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: aus Langer MF (2015) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.....	-18-
Abbildung 2: aus Langer MF (2015) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.....	-19-
Abbildung 3: aus Langer MF (2015) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.....	-20-
Abbildung 4: aus Schmitt (2015) Trauma der Hand und Verletzungsfolgen.....	-22-
Abbildung 5: aus Langer MF (2015) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.....	-23-
Abbildung 6: aus AMBOSS (2022) Kahnbeinfraktur.....	-25-
Abbildung 7: aus Schmitt (2015) Trauma der Hand und Verletzungsfolgen.....	-29-
Abbildung 8 aus Langer MF (2015) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.....	-30-
Abbildung 9 aus Gao X (2019) Biomechanical behaviours of the bone-implant interface.....	-32-
Abbildung 10: aus Gao X (2019) Biomechanical behaviours of the bone-implant interface.....	-35-
Abbildung 11 aus Synthes HCS 2.4/3.0 (2015) The countersinkable compression screw Technique Guide	-39-
Abbildung 12: aus Synthes HCS 2.4/3.0 (2015) The countersinkable compression screw Technique Guide.....	-39-
Abbildung 13: aus KLS Martin Group (2013) HBS2-Produktmerkmale, Indikationen und Operationstechniken	-40-
Abbildung 14: aus KLS Martin Group (2013) HBS2-Produktmerkmale, Indikationen und Operationstechniken	-40-
Abbildung 15: aus Fa. ACUMED (2013) Acutrak 2-Headless Compression Screw System	-41-
Abbildung 16: aus Fa. ACUMED (2013) Acutrak 2-Headless Compression Screw System	-41-
Abbildung 17: aus Stryker Leibinger GmbH&Co KG (2013) TwinFix-Cannulated Compression Screw.....	-41-
Abbildung 18: aus Stryker Leibinger GmbH&Co KG (2013) TwinFix-Cannulated Compression Screw.....	-42-
Abbildung 19: aus Hofmann (2014) Untersuchung des Lockerungsverhaltens von Scaphoid-Implantaten in Scaphoid-Implantat-Verbunden	-43-
Abbildung 20: aus ImageJ (2022) μ CT-Datensatz	-44-
Abbildung 21: aus ImageJ (2022) μ CT-Datensatz	-44-
Abbildung 22: aus ImageJ (2022) μ CT-Datensatz	-45-
Abbildung 23: aus ImageJ (2022) μ CT-Datensatz	-46-
Abbildung 24: aus ImageJ (2022) μ CT-Datensatz	-46-
Abbildung 25: aus ImageJ (2022) μ CT-Datensatz	-48-
Abbildung 26: aus ImageJ (2022) μ CT-Datensatz	-48-

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Mittelwerte (MW), Mediane (MD) und Standardabweichung (SD) des Verhältnisses von OV/TV vor/- und nach Belastung nach Implantaten sortiert.....	-51-
Tabelle 2: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“.....	-54-
Tabelle 3: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“.....	-54-
Tabelle 4: Maximum (MX), Minimum (MN), Mittelwerte (MW), Mediane (MD) und Standardabweichung (SD) der Knochendichte nach Implantaten sortiert.....	-55-
Tabelle 5: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „Knochendichte“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“.....	-57-
Tabelle 6: Test der Korrelation der Variablen „Knochendichte“ und „OV/TV vor Belastung“	-58-
Tabelle 7: Test der Korrelation der Variablen „Knochendichte“ und „OV/TV nach Belastung“	-59-
Tabelle 8: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“.....	-60-
Tabelle 9: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“.....	-60-
Tabelle 10: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit der Referenzvariable „Schraubentyp-Acumed Acutrak 2 Mini“ und mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“.....	-61-
Tabelle 11: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“ und mit der Referenzvariable „Schraubentyp = Acumed Acutrak 2 Mini“	-62-
Tabelle 12: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“ und mit der Referenzvariable „Schraubentyp = KLS Martin“	-63-
Tabelle 13: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“ und mit der Referenzvariable „Schraubentyp = KLS Martin“	-64-

Anmerkung: Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in der vorliegenden Arbeit gelegentlich die männliche Form verwendet. Dies beabsichtigt in keiner Weise eine Diskriminierung der übrigen Geschlechter. Die weibliche sowie diverse Form sind dabei gleichermaßen eingeschlossen.

1. Einleitung und Zielsetzung der Dissertation

1.1. Einführung

Das Scaphoid (Os Scaphoideum) ist ein Knochen der proximalen Handwurzelreihe und bildet das Bindeglied zwischen dieser und dem Unterarm. Dabei ist es maßgeblich für die von distal auf die Hand gerichtete Kraftübertragung auf den Radius verantwortlich. Weiterhin ist das Scaphoid für Flexion und Extension im Handgelenk notwendig. In Folge eines Traumas, wie einem Sturz auf die Hand in Extensionsstellung, kann es zu einer Scaphoidfraktur kommen. Diese betrifft in über der Hälfte der Fälle das mittlere Drittel des Scaphoid (1). Die Scaphoidfraktur ist der häufigste Knochenbruch im Bereich der Handwurzel und betrifft vor allem junge, sportlich aktive Männer (2,3). Durch die Einführung der ersten kopflosen Kompressionsschraube revolutionierte T.J. Herbert im Jahre 1984 die operative Therapie der Scaphoidfraktur. Die sogenannte Herbert-Schraube erzeugt durch unterschiedliche Gewindesteigung Kompression und wird vollständig subchondral eingebracht. Die daraus weiterentwickelten, modernen kopflosen Kompressionsschrauben stehen heute als Mittel der Wahl bei der Osteosynthese von Scaphoidfrakturen zur Verfügung. Dabei steht das klinische Ergebnis in direktem Zusammenhang mit der Stabilität des Implantats. Die Stabilität des im Knochen implantierten Fremdmaterials hängt wiederum von biomechanischen und biologischen Faktoren ab. In dieser Arbeit wollen wir uns den biomechanischen Aspekten widmen. Die Implantat Stabilität unterteilt man in primäre- und sekundäre Stabilität.

Von primärer Stabilität spricht man direkt nach der Implantation des Fremdmaterials in Knochen und sie unterliegt biomechanischen Einflüssen. Von sekundärer Stabilität spricht man nach einer erfolgten Heilungsperiode. Die sekundäre Stabilität steht dabei mit der primären Stabilität in direktem Zusammenhang. Durch Betrachtung des Bone-Implant-Interface (BII), des Übergangs von Knochen und Implantat, kann man die Biomechanik weiter beschreiben. Das BII ist wesentlich für das klinische Ergebnis des Implantats und wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst (4). Dazu gehören die Oberfläche des Implantats, welche in direktem Kontakt mit mineralisiertem Knochen steht, sowie die mechanische Knochenqualität. Eigenschaften des Implantats wie: Beschaffenheit, Länge, Form und Gewindesteigerung, spielen für die Implantat Stabilität (insbesondere die primäre Stabilität) und die Verteilung der Belastung im Bereich des BII eine wichtige Rolle. Neben diesen biomechanischen Aspekten haben auch biologische Vorgänge einen Einfluss auf das BII (4). Nach Implantation von Fremdmaterial in Knochen beginnen Umbauprozesse und die Bildung von Lamellenknochen. Bei mangelndem Kontakt zwischen Fremdmaterial und Knochen kommt es zur raschen Ausbildung von Faserknochen. Dieser unterliegt im zeitlichen Verlauf Umbauprozessen, welche die Implantat Stabilität gewährleisten können. Mangelnde primäre Stabilität und unzureichender Kontakt zwischen Implantat und Knochen kann Mikro-

bewegungen begünstigen, welche die Heilungstendenz herabsetzen und zur Bildung von fibrotischem Gewebe, Pseudarthrose und Implantatversagen führen können (4,5). Störungen der Knochenheilung, Pseudarthrose und Implantatversagen gehören zu den möglichen Komplikationen bei der Scaphoidfraktur. Untersuchungen wie die von uns durchgeführte Studie können einen Beitrag zum Verständnis des BII und der Implantat Eigenschaften beitragen.

Wir haben im Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU) mittels Osteotomie eine iatrogene Fraktur an humanen Cadaver-Scaphoiden erzeugt. Nach randomisierter Zuordnung zu einem von vier gängigen Implantaten, wurde die Fraktur in-vitro mittels Kompressionsschraubenosteosynthese versorgt. Durch einen Einguss der Scaphoide mittels Beracryl Zement erfolgte die Herstellung der Scaphoid-Implantat-Einheit (SIE). Anschließend wurde die SIE durch eine von Manthey und Hofmann unter der Leitung von Prof. Dr. Hans Hely konstruierte Belastungsapparatur einer zyklischen Biegebelastung ausgesetzt. Vor- und nach Belastung erfolgte eine Untersuchung im Mikro-Computertomographie (μ CT). Ziel dieser Arbeit ist die im μ CT bildmorphologisch dargestellten Vorgänge nach Schraubenimplantation und Belastungszyklen zu analysieren. Bei der Auswertung der erhobenen Daten sollen unter anderem folgende Fragestellungen betrachtet werden:

- Wie verändert sich das Bone-Implant-Interface vom Zeitpunkt der Implantation bis zum Zeitpunkt nach erfolgten Belastungszyklen?
- Zeigen sich beim Verhältnis von Ablösung von Implantat/Verdichtung im Knochen Unterschiede der verwendeten Kompressionsschrauben im in-vitro Lockerungsverhalten auf zyklische Biegebelastung?
- Gibt es Unterschiede der verschiedenen Schraubenmodelle?
- Wie zeigt sich eine Lockerung Bildmorphologisch im μ CT?

1.2 Stand der Forschung

Scaphoidfrakturen machen etwa 50-80% aller Handwurzelbrüche aus. Etwa 90% der Betroffenen sind Männer in einer Altersgruppe zwischen 20 und 30 Jahren. Sie entsteht in der Regel als Folge eines Sturzes mit direkter Gewalteinwirkung auf die nach dorsal extendierte Hand und einem Aufprall auf deren radiale Hälfte (6). Zur Diagnostik einer Scaphoidfraktur stehen neben der klinischen Untersuchung auch bildgebende Verfahren wie Projektionsradiographie in drei Ebenen, die Computertomographie (CT) mit einer Schichtdicke unter 1mm und die Magnetresonanztomographie (MRT) zur Verfügung (7). Die CT dient der Diagnostik, Klassifikation und Therapieplanung. Die MRT kann okkulte Scaphoidfrakturen bei unauffälligem Röntgen- oder CT Befund nachweisen. Die Sensitivitäten von CT (etwa 93%) und MRT (etwa 96%) sind vergleichbar und weisen mit jeweils 99% eine höhere Spezifität als die Projektionsradiographie auf. Die Skelettszintigraphie weist eine hohe Sensitivität (etwa 97%) aber eine niedrige Spezifität (etwa 89%) auf und spielt in der Diagnostik der Scaphoidfraktur nur eine untergeordnete Rolle (8).

Die Indikationsstellung zur Behandlung richtet sich nach der Frakturklassifikation, welche anhand der Computertomographie nach Herbert und Krimmer erfolgt (7). Demnach können stabile Frakturen (A1, A2) konservativ behandelt werden. Instabile Frakturen (B1, B2, B3 und B4) sollten operativ versorgt werden. Zur Verkürzung der Ruhigstellungszeit können stabile Frakturen des Typs A2 nach Herbert und Krimmer zur Verkürzung der Immobilisationsdauer elektiv operativ versorgt werden. Die konservative Therapie bei stabiler Fraktur (A1 und A2) sieht eine Ruhigstellung durch Gips oder 6 Schiene für 4 bis 8 Wochen vor. Die Dauer der Ruhigstellung richtet sich dabei nach Frakturtyp.

Die Kompressionsschraubenosteosynthese gilt als Goldstandard der operativen Versorgung von Scaphoidfrakturen (9). Diese sollte mittels kanülierter Doppelgewindeschraube oder kopfloser Kompressionsschraube erfolgen. Dabei ist in der Regel eine minimalinvasive Versorgung möglich (10). Bei Ausbleibender Heilung 6 Monate nach ursprünglichem Trauma, spricht man von einer Pseudarthrose. Diese kann als Komplikation der Scaphoidfraktur auftreten. Folgend kann es zu einem Ungleichgewicht der Statik der Handwurzelknochen und einer veränderten Kraftübertragung im Handgelenk kommen. Dies kann einen Kollaps und Arthrose der Handwurzel (SNAC-Wrist; SNAC: Scaphoid Nonunion Advanced Collaps) nach sich ziehen (11). Es wurden bereits Untersuchungen zu klinischen Ergebnissen, Komplikationen und mechanischen Vorgängen nach Schraubenosteosynthese bei Scaphoidfraktur durchgeführt. Toby et al. untersuchten 1997 Stabilitätsunterschiede von verschiedenen Schraubenmodellen an humanen Scaphoiden mittels Biegebelastung durch ein Hebelarmmodell. Es wurden menschliche Scaphoide aus Körperspendern entnommen

und eine iatrogene Fraktur durch Osteotomie erzeugt. Anschließend wurden die Scaphoide mittels Schraubenosteosynthese versorgt und zyklischer Biegebelastung ausgesetzt. Es zeigten sich signifikante Stabilitätsunterschiede der unterschiedlichen Schraubenmodelle (12).

In einer in-vitro Studie von Gruszka et al. wurde das Ausmaß der erzeugten Fraktur Kompression nach Schraubenosteosynthese bei Scaphoidfrakturen untersucht. Mittels Osteotomie wurde an 40 gefrorenen, menschlichen Scaphoiden eine iatrogene Fraktur erzeugt. Im Anschluss wurde diese Fraktur durch Schraubenosteosynthese mittels Kompressionsschraube oder Kortikalisschraube, welche als Referenz verwendet wurde, versorgt. Die erzeugte Kompression wurde durch einen im Frakturspalt eingebrachten Sensor für zwölf Stunden aufgezeichnet. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den eingebrachten Schraubenmodellen, sowie eine Überlegenheit der Kompressionsschrauben gegenüber der Kortikalis Schraube (13).

Brandon D. Bushnell et al. führten eine retrospektive Studie 24 Patienten durch, die mittels kanülierter Schraubenosteosynthese versorgt wurden. Die Komplikationsrate betrug 29% (7/24). Dabei wurden 21% (5/24) als schwerwiegende Komplikationen gewertet. Es zeigte sich ein Fall von postoperativer Fraktur des proximalen Pols, ein Fall von Pseudarthrose (4,14%, 1/24) und drei Fälle von Materialversagen (12,42%, 3/24). Dabei wird nicht spezifiziert, ob es sich beim Materialversagen um Lockerung, Bruch oder Dislokation des Osteosynthesematerials handelt (14).

In einer Untersuchung von D. P. Patillo et al. wurden 32 Patienten nach Osteosynthese bei Scaphoidfraktur untersucht. Die Daten von 18 Patienten konnte final ausgewertet werden, dabei betrug die durchschnittliche Dauer der Nachuntersuchung 3,2 Jahre. Zwei Patienten entwickelten eine Pseudarthrose (11%, 2/18). Nach operativer Revision konnten diese zur Ausheilung gebracht werden (15).

Das von uns verwendete μ CT fand bereits in anderen Studien Anwendung, in welchen die Eigenschaften von Knochen und Biomaterialien untersucht wurden. Klein et al. führten eine Untersuchung mittels μ CT an Knochenersatzstoffen durch, in welcher die Konfiguration der vorhandenen Poren im Fokus stand. Die untersuchten Materialien wurden dreidimensional rekonstruiert und in die Eigenschaften und Dichte der vorhandenen Poren betrachtet. Durch das μ CT konnten hier verschiedene Materialien auf deren biomechanischen Eigenschaften und damit einer Voraussage auf 7 deren biologischen Verhalten untersucht werden. Dies könnte in der Weiter- und Neuentwicklung von Knochenersatzstoffen eine Rolle spielen (16).

So Hyun Park et al. nutzen das μ CT, um die Mikroarchitektur des humanen Humerus zu untersuchen. Vierzehn von Körperspendern gewonnenen Humeri wurden im μ CT untersucht.

Ziel der Studie war den trabekulären und kortikalen Knochen an den verschiedenen Regionen des Humerus zu analysieren. Es konnte gezeigt werden, dass das Volumen an trabekulärem Knochen des posterolateralen Anteils der lateralen Kondyle am geringsten ist. Dies gilt, aufgrund der im Alter abnehmenden Kortikalisdicke, vor allem für ältere Patienten. Dieses Erkenntnis kann in Bezug auf die Platzierung von Schrauben bei der operativen Versorgung von distalen Humerusfrakturen eine Hilfestellung sein. Eine Schwäche der Studie war die geringe Anzahl der Untersuchungsmaterialien und die mangelnde Vergleichbarkeit, da keine andere Untersuchung dieser Art zum Vergleich vorlag (17).

Morsy et al. untersuchten die intraossäre Gefäßanatomie im Scaphoid mittels μ CT und 3-dimensionaler Rekonstruktion. Nach der Injektion von Kontrastmittel in die obere Extremität von 13 Leichenspendern wurde das Scaphoid mittels μ CT gescannt. Der Hauptanteil der Gefäßzuleitung erfolgte über den dorsalen Kamm bildet ein Gefäßnetz, welches im Schnitt 83% (62,5%- 100%) des Knochenvolumens versorgt. Die restlichen 17% (0%-37.5%) wurden über ein zweites Gefäßnetz, welches über die Gefäßzuleitung über das Tuberkel gebildet wird, versorgt. Ein 3.5-mm Zylinder wurde im Verlauf von vier möglichen Implantationsachsen eingefügt. Dieser soll mögliche Schraubenlagen simulieren. Bei Platzierung des Zylinders in der zentralen Längsachse zeigte sich die geringste Neigung die Gefäßstrukturen zu stören, gefolgt von der Platzierung in der antegraden (dorsalen) Achse. Weiterhin konnten die untersuchten Scaphoide in zwei Typen eingeteilt werden: Typ I zeigte eine breite Form und eine robuste Gefäßversorgung. Typ II zeigte eine im Vergleich zum Typ I schlankere Form und eine anfälligeren Gefäßversorgung. Die Blutversorgung steht in direktem Zusammenhang mit der Entstehung von Pseudarthrose oder avaskulärer Nekrose (Preiser Disease). Daher könnte die Kenntnis der Gefäßstruktur und Form des Scaphoids einen positiven Einfluss auf die osteosynthetische Versorgung und die Vorhersehbarkeit von Komplikationen haben (18).

Huntington et al. nutzen das μ CT, um die Knochendichte und Knochenqualität des Scaphoids zu untersuchen. Dies sollte eine Grundlage für eine bessere Platzierung der Schrauben bei der Osteosynthese liefern. 29 Leichenscaphoide wurden mit dem μ CT untersucht und die Darstellungen anschließend in vier Quadranten eingeteilt. Es zeigten sich Unterschiede in Knochenvolumen, Anzahl der Trabekel und Knochenoberfläche. In Bezug auf die Qualität des Knochens und die Knochendichte konnte beim Vergleich der vier Quadranten kein Unterschied gezeigt werden. Die Forschungsgruppe zog den Schluss, dass die Implantation einer kopflosen Kompressionsschraube nicht von Knochenqualität oder Knochendichte des proximalen und distalen Scaphoids abhängig gemacht werden sollte (19).

Guowei et al. untersuchten 15 Patienten mit einer Pseudarthrose nach Scaphoidfraktur mittels μ CT. Ziel der Studie war die Darstellung der Mikroarchitektur der Scaphoidpseudarthrose. Der Zeitraum zwischen ursächlichem Trauma und der Untersuchung lag in der Population zwischen sieben und 156 Monaten. Bei keinem der Patienten wurde im Voraus eine operative Therapie durchgeführt. Im Bereich der Pseudarthrose zeigte sich eine höhere Dichte an mineralisierter Knochensubstanz, sowie eine erhöhte Anzahl an Trabekeln, welche von der Form dünner und enger aneinandergereiht waren als im gesunden Scaphoidknochen. Der proximal der Pseudarthrose gelegene Knochenanteil zeigte verglichen mit dem distal gelegenen eine höhere Dichte an mineralisierter Knochensubstanz, eine verminderte Knochenoberfläche, erhöhte 8 Trabekeldicke und eine höhere Anzahl an Trabekeln (20).

Su-Bum Lee et al. führten eine Studie mit elf Leichenscaproiden durch. Diese wurden mittels μ CT untersucht und die gewonnenen Bilder anschließend in acht Regionen unterteilt. Dabei untersuchten sie die Knochendichte und die Knochenqualität. Es zeigten sich im Bereich des artikulierenden Scaphoids ein strukturell stärkerer Knochen und ein dickerer subchondraler Knochen. Die geringste Anzahl an Trabekeln fand sich im mittleren Bereich des Scaphoids. Weiterhin zeigte sich im Bereich des Scaphoids, welcher mit dem Capitatium und dem Radius artikuliert, eine höhere Dicke des subchondralen Knochens (21).

Ahrend et al. führten eine Untersuchung mittels hoch-auflösender, quantitativer Computertomographie an 43 Leichenkadavern durch. Ziel der Untersuchung war die Größe und Form Unterschiede des Knorpels und der knöchernen Oberfläche, sowie die Dichte des mineralisierten Knochens darzustellen. Dazu wurden 3D Modelle der untersuchten Scaphoide erstellt. Im Anschluss wurden diese mit Komponenten Analyse untersucht. Es zeigte sich im Bereich des peripheren Knochens eine höhere Knochendichte. Die geringste Knochendichte zeigte sich im zentralen Anteil des Knochens. Weiterhin simulierte die Forschungsgruppe die Lage einer virtuellen Schraube, welche den zentralen Anteil des Scaphoids umgeht und entlang des subchondralen Knochens verlief (22).

1.3 Problemstellung/Forschungshypothesen

Implantatversagen und Störungen der Knochenheilung nach Schraubenosteosynthese bei Scaphoidfraktur sind in der Literatur beschriebene Komplikation (14). Das Oberflächenverhältnis zwischen hyaliner Gelenkfläche und knöchernem Anteil des Scaphoids beträgt etwa drei zu eins. Dies ist durch die zahlreichen Verbindungen zu den benachbarten Knochen bedingt. Der dorsale Kamm, die volare Fläche, sowie das Tuberculum sind nahezu knorpelfrei (23). Hierüber finden die das Scaphoid versorgenden Gefäße Eintritt. Die Durchblutung nimmt direkten Einfluss auf die Knochenheilung nach Fraktur. Die besondere Durchblutungssituation und das Verhältnis zwischen Knorpel- und Knochen können Störungen der Knochenheilung begünstigen (24). Eine durch die Bildung von Faserknochen langsam erfolgende Heilung ist aufgrund der besonderen Anatomischen Situation und des fehlenden periostalen Überzugs schwierig (25). Untersuchungen des BII können unser Verständnis für biomechanische Vorgänge nach Implantation von Fremdmaterialien in Knochen verbessern. Weiterhin kann die Analyse verwendeter Implantate und deren Einfluss auf das BII die Weiterentwicklung und das Verständnis von Osteosynthese Materialien fördern. Die bisher durchgeführten in-vitro Studien unterscheiden sich bezüglich des Osteosynthese Verfahrens, der angewandten Implantate, der Testmedien, sowie des Versuchsaufbaus. Untersuchungen mittels μ CT fanden im Bereich der Zahnärztlichen Prothetik und zur Struktur Analyse von Knochen Anwendung. Bisher gibt es keine vergleichbare wissenschaftliche Untersuchung zur Analyse des Lockerungsverhaltens von Kompressionsschrauben in humanen Scaphoiden. Aufgrund der fehlenden Datenlage, der Lockerung als einer der Haupt-Risikofaktoren für Pseudarthrose und des damit verkomplizierenden Therapieverlaufs, sind weitere in-vitro Studien, wie die hier durchgeführte, notwendig.

2. Literaturdiskussion

2.1 Anatomie

2.1.1 Nomenklatur, Topografie und Struktur

Das Os scaphoideum ist der größte Handwurzelknochen der proximalen Knochenreihe, und dabei am weitesten radial gelegen. Michael Lyser (1626-1660) führte erstmals Os cotyloid als Namen für das spätere Scaphoideum ein. Diesen leitete er vom griechischen Wort „kotyle“ für Becher oder Löffel, ab. Im Jahre 1726 veröffentlichte Bernhard Siegfried Albinus (1697-1770) für das Kahnbein den Namen „Os naviculare“, vom lateinischen „navicula“, was übersetzt Schifflein oder Kahn heißt. Zur selben Zeit führte Alexander Monro I. (1697-1767) die Bezeichnung „Os scaphoideum“ aus dem griechischen „skaphe“ ein, was Kahn, Graben oder Grube heißt. Beide dieser Namen sind die Form betreffend passend. Diese wurden lange parallel zueinander angewendet, was zu großen Verwirrungen führte, da der Begriff Os naviculare auch für einen Fußwurzelknochen verwendet wurde. 1955 wurde dann endgültig entschieden, das Kahnbein der Hand als Os scaphoideum zu bezeichnen. Wie die Abbildung 1 veranschaulicht wird das Os scaphoideum in drei Abschnitte unterteilt: in den proximalen Pol, den konvex und konkav gebogenen Mittelteil oder Corpus und den distalen Pol (26). Die Form des Os scaphoideum kann man als unregelmäßiges Ellipsoid bezeichnen, das leicht S-förmig verdreht und gebogen ist (27). Die maximale Länge des Scaphoids wurde von Heintzelmann et al. bei Männern mit 31,3 +/- 2,1 mm und bei Frauen mit 27,3 +/- 1,7 mm angegeben. Die Breite des Kahnbeins des Manns beträgt am distalen Pol 7,2 +/- 1,0 mm und der Frau 7,2 +/- 1,2 mm. Im mittleren Bereich des Kahnbeins beträgt die Breite 13,6 +/- 2,6 mm bei Männern und 11,1 +/- 1,2 mm bei Frauen. Im Bereich des proximalen Pols beträgt die Breite bei Männern 4,5 +/- 1,4 mm und bei Frauen 3,7 +/- 0,5 mm (28). Kong et al. erhielten durch eine Untersuchung ihres Kollektivs jedoch abweichende Werte für die Maße des Scaphoids (29). Der relative Gewichtsanteil des Scaphoids an allen Handwurzelknochen beträgt 17,19%. Mit 40% des Gewichts ist er der größte Knochen der ersten Karpalreihe (30).

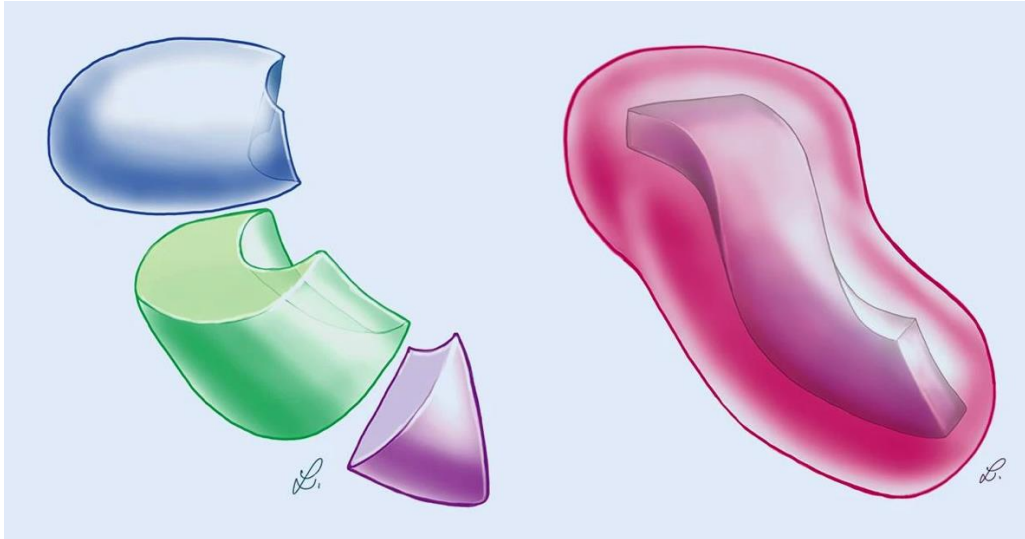


Abbildung 1: Unterteilung des Scaphoids in drei Abschnitte und Form des Scaphoids aus Langer MF (2019) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.

2.1.2 Gelenkflächen

Etwa 70-80% der Gesamtoberfläche des Kahnbeins ist mit Knorpel überzogen (31). Die damit an der Artikulation beteiligte Fläche beträgt $622 \pm 95 \text{ mm}^2$. Im Gegensatz dazu beträgt die nichtartikulierende Fläche $860 \pm 137 \text{ mm}^2$. Das Verhältnis artikulierender Knorpeloberfläche des Os scaphoideum zu nichtartikulierender Oberfläche beträgt 42% zu 58%. Der hohe Anteil an knorpelüberzogener Oberfläche ergibt sich aus den Gelenkflächen zu anliegenden Knochen. Die Facies articularis radii bildet die Gelenkfläche zum Radius, die Facies articularis lunata bildet die Gelenkfläche zum Os lunatum, die Facies articularis capitata bildet die Gelenkfläche zum Os capitatum und die Facies articulares trapezoidea et trapezia die Gelenkfläche zum Os trapezium und dem Os Trapezoideum (32). In Abbildung 2 findet sich eine grafische Darstellung des Scaphoids, seiner Gelenkflächen und der Bandstrukturen.

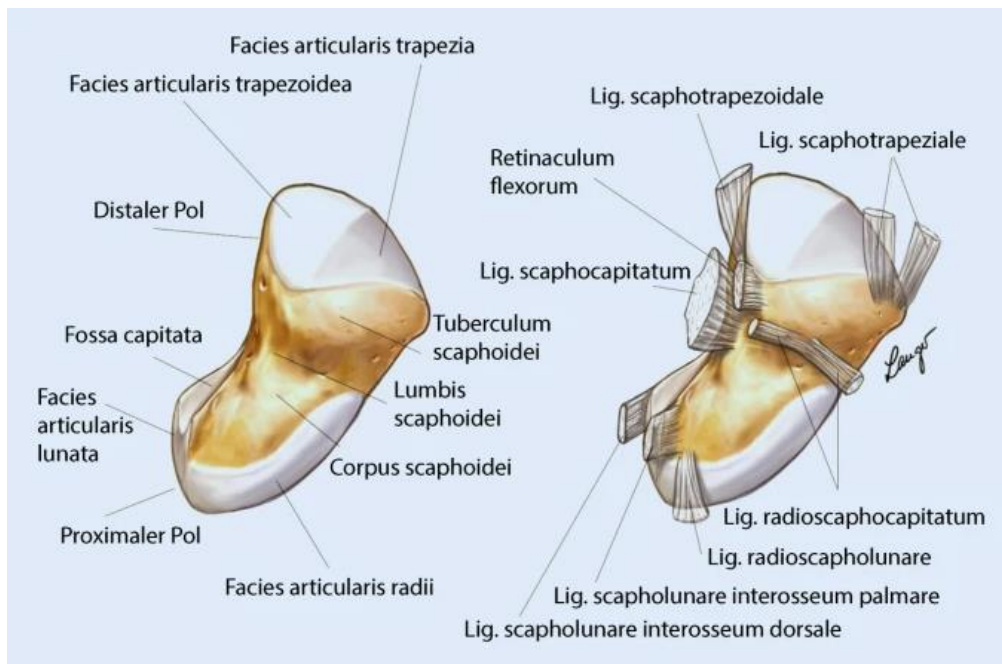


Abbildung 2: Morphologie, Gelenkflächen und Bänder des Scaphoids, Ansicht von palmar aus Langer MF (2019) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.

2.1.3 Arterielle Versorgung

Durch die großflächigen Knorpelüberzüge ist die Oberfläche des Scaphoids, in die Blutgefäße ziehen können, begrenzt. Die Blutversorgung des Scaphoids erfolgt durch Äste der Arteria (A.) radialis, welche jeweils palmar über das Tuberculum oder dorsal am Kamm in den Knochen eintreten. Für die Blutversorgung des palmaren Anteils sind der Ramus palmaris superficialis und der Ramus carpalis palmaris verantwortlich. Diese Äste der A. radialis treten volar am Tuberculum ein und versorgen etwa 20-30% des Knochens mit Blut. Zu den dorsalen Ästen der A. radialis gehören: Äste des R. carpalis dorsalis arteriae (Aa.) radialis, A. styloidea und A. scaphoidea dorsalis. Diese versorgen 70-80% des proximalen Anteils mit Blut (30,33–35).

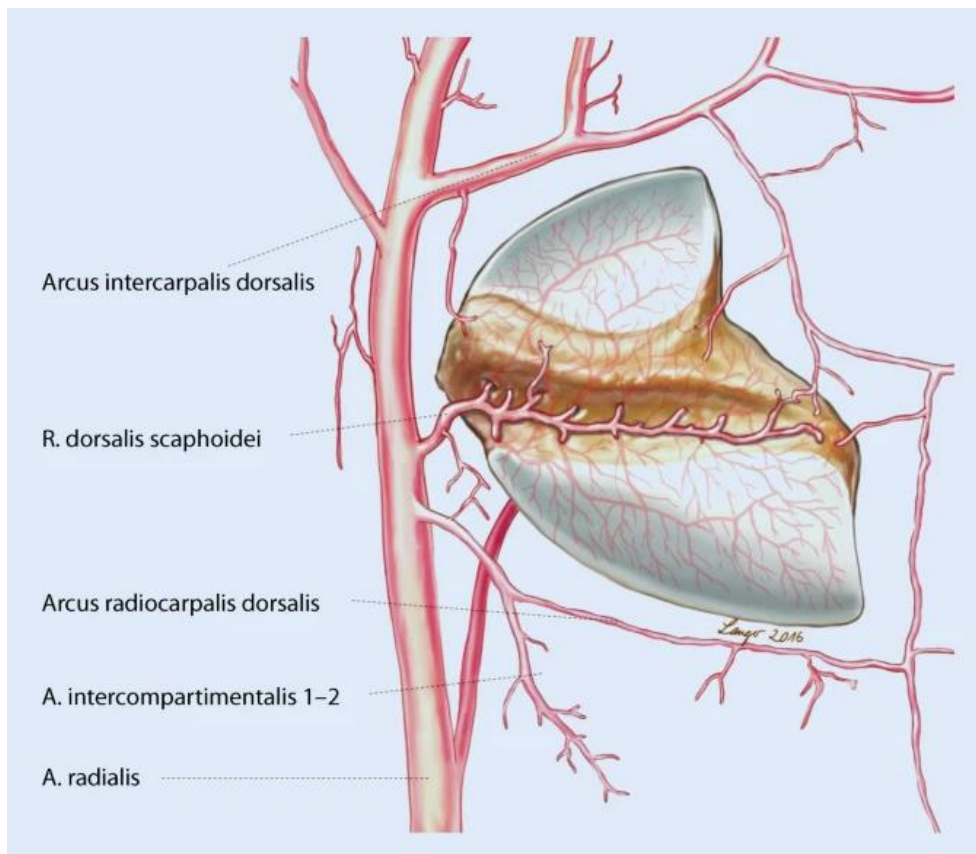


Abbildung 3: Darstellung der Gefäßversorgung des Scaphoids, Ansicht von dorsal aus Langer MF (2019) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.

2.1.4 Ligamente

Das Kahnbein ein sehr beweglicher Knochen. Dafür sind multiple Bänder für das Kahnbein essenziell. Die Beweglichkeit und die Biomechanik des Scaphoids lassen sich unter anderem durch dessen Bänder charakterisieren. Eine Darstellung der Bandstrukturen des Kahnbeins findet sich unter Abbildung 2. Das Ligamentum (Lig.) scaphotrapeziales zieht von der radiopalmaren Seite des distalen Scaphoidpols zum Os trapezium. Hier ist es mit dem Lig. scaphocapitatum, welches vom distalen Scaphoidpol zum Os capitatum zieht, für die bewegliche Befestigung des distalen Scaphoidpols verantwortlich. Das kleine Lig. scaphotrapezoidale zieht vom Scaphoid zum Os trapezoideum. Das Lig. radioscapnocapitatum zieht zum größten Teil vom Radius zum Os capitatum und besitzt lediglich einen kleinen Ansatz am Scaphoid. Das Skapholunäre Band zieht in einer Richtung von 45° von radial-distal nach ulnar-proximal vom Os scaphoideum zum Os lunatum. Das Lig. radioscapnocapitatum zieht vom Radius über das Os scaphoideum zum Os lunatum und besitzt nur wenige Faseranteile. Das Lig. intercarpale dorsale trägt zur Stabilisation des Handgelenkes bei und setzt dorsal der Crista dorsalis an. Das Retinaculum flexorum setzt zum Teil am Os scaphoideum an (36,37).

2.2 Biomechanik

Das Kahnbein spielt eine relevante Rolle bei den biomechanischen Vorgängen in der proximalen Handwurzelreihe. Weiterhin ist es maßgeblich bei Bewegungen im Handgelenk und der biomechanischen Interaktion zwischen distaler Reihe und dem Unterarm verantwortlich. Als Bestandteil der proximalen Handwurzelreihe ist das Kahnbein beweglicher als das Mondbein. Der skapholunäre Winkel beträgt in Extensionsstellung des Handgelenkes 35° . In Flexionsstellung des Handgelenkes verändert er sich auf 76° (38). Bei Führung des Handgelenks in die Extensionsstellung aus der Neutralstellung heraus, erfolgen im Kahnbein eine Supinationsbewegung von 6° , eine Radialdeviation von 4° und eine Extension von 50° . Wenn das Handgelenk von der Neutralstellung heraus in die Flexionsstellung geführt wird, bewegt sich das Kahnbein in 10° Pronationsrichtung, in 18° Ulnardeviationsrichtung und 58° in Flexionsrichtung (39,40). Bei Flexion und Extension des Handgelenkes projiziert sich die Rotationsachse des Kahnbeins nahezu auf das Zentrum des Os capitatum (40). Das Kahnbein verrichtet bei Radialduktion im Handgelenk nur eine Radialduktion von etwa 5° . Der größte Anteil der Bewegung erfolgt hierbei im Mediokarpalgelenk. Aufgrund der Bewegung von Trapezoideum und Trapezium erfolgt im Kahnbein eine Palmarflexion von etwa 13° (40,41). Bei der so genannten „Dart-Throwing-Motion“ erfolgt eine Bewegung des Handgelenkes von radiodorsal nach ulnopalmar. Fast die komplette Bewegung kommt hier aus dem Mediokarpalgelenk und nur ein Bruchteil aus dem Kahnbein und den anderen Knochen der ersten Reihe der Handwurzel. Eine Ulnarduktion des Handgelenkes von 30° führt im Kahnbein zu einer Ulnardeviation von 16° , einer Pronation von 11° und einer Aufrichtung von 18° (42). Das Os trapezoideum und das Os trapezium übertragen 30% der Gesamt-Druckbelastung der distalen auf die proximale Reihe auf den distalen Kahnbeinpol. 46% der Druckbelastung von der ersten karpalen Reihe auf die distale Ulna und den distalen Radius erfolgt über das Kahnbein auf die Fossa scaphoidea radii. Bei Radialdeviation steigt die Druckbelastung vom Kahnbein auf den Radius auf 87%. Bei Ulnardeviation fällt die Druckbelastung dagegen auf 71% (26).

2.3 Pathophysiologie der Scaphoidfraktur

Der häufigste Frakturmechanismus, welcher zur Scaphoidfraktur führen kann, ist der Sturz auf den ausgestreckten Arm mit hyperextendiertem Handgelenk. Dabei ist eine Dorsalflexion von mindestens 95° und eine Hauptbelastung des radialen Handgelenkes bei Trauma notwendig (43). Ursächlich für die Fraktur ist hier ein Kraftvektor, welcher über das Metakarpale III über das Capitatum und Kahnbein zum Radius verläuft. Während die radioskaphokapitalen Bänder den proximalen Kahnbeinpol nach dorsal drücken, wird der distale Kahnbeinpol durch seine Bandsysteme zum Trapezium und den direkten Kontakt zum Boden fixiert. Hierdurch wird das Kahnbein zwischen Radius und Boden eingeklemmt. Dies ist exemplarisch in Abbildung 4 dargestellt. Der proximale Teil des Kahnbeins fixiert zwischen Radius und Lig. radioscapocapitatum, wohingegen der Kraftvektor, welcher nach dorsal gerichtet ist, auf den distalen Teil des Kahnbeins einwirkt. Ein Sturz auf die flektierte Hand kann in seltenen Fällen eine Abscherfraktur des Tuberculum ossis scaphoidei hervorrufen (44).

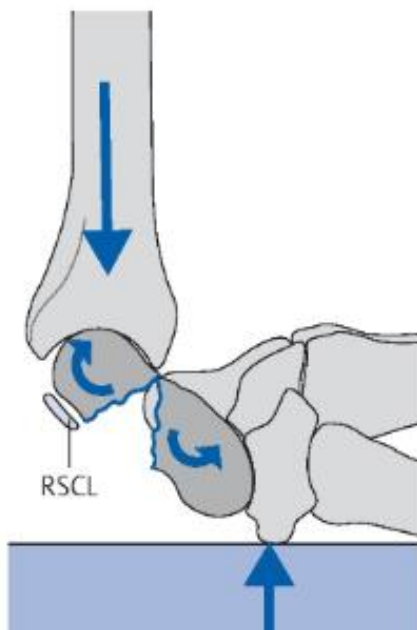


Abbildung 4: Pathomechanik beim Sturz auf die dorsalflektierte Hand aus Schmitt (2015) Trauma der Hand und Verletzungsfolgen-Skaphoidfrakturen.

Bei Radialduktion des Handgelenkes kommt es in den meisten Fällen zu Frakturen des mittleren Drittels. Bei Ulnarduktion des Handgelenkes dagegen häufiger zu Frakturen des proximalen Drittels. Dieser Mechanismus ist in Abbildung 5 grafisch nachzuvollziehen.

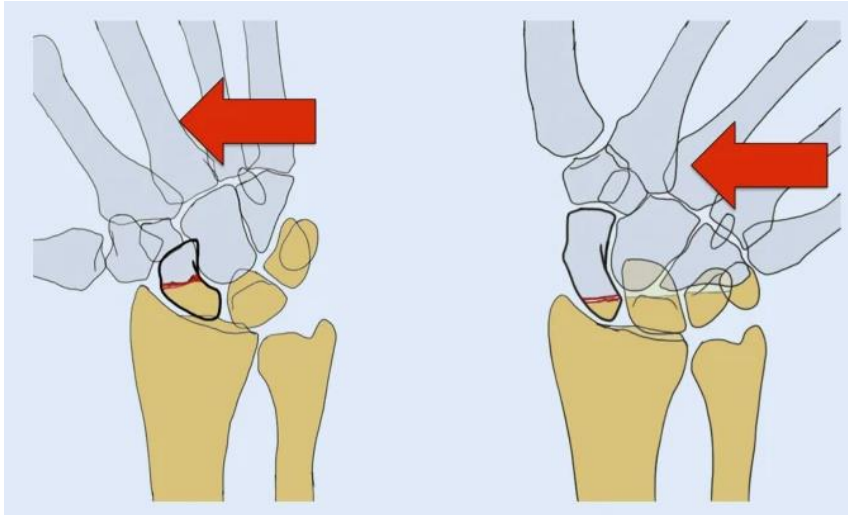


Abbildung 5: Pathomechanik der Scaphoidfraktur in Abhängigkeit von der Stellung des Handgelenkes zum Zeitpunkt des Traumas aus Langer MF (2019) Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids.

2.4 Epidemiologie

Die Kahnbeinfraktur ist mit 50-80% die häufigste Fraktur der Handwurzelknochen (45,46) und macht etwa 2-7% aller humanen Frakturen aus (47). Der Häufigkeitsspitzenpunkt, eine Kahnbeinfraktur zu erleiden, liegt für Männer zwischen dem 20. und 29. Lebensjahr. Die Inzidenz für Kahnbeinfrakturen bei Männern wird zwischen 107 und 151/100.000 angegeben. Für Frauen liegt der Häufigkeitsspitzenpunkt zwischen dem 10. und 19. Lebensjahr. Dabei liegt die Inzidenz für eine Kahnbeinfraktur bei Frauen zwischen 14 und 46/100.000 (48). Männer sind etwa sechsmal häufiger als Frauen von einer Kahnbeinfraktur betroffen und haben im Zeitabschnitt zwischen dem 20. und dem 30. Lebensjahr ein Risiko von 1,5%, eine Kahnbeinfraktur zu erleiden (45). In 60-69% der Fälle ist das mittlere Drittel des Scaphoids von einer Fraktur betroffen (48). Die häufigste Ursache für eine Kahnbeinfraktur ist der Sturz aus Standhöhe (40,9%), gefolgt von Unfällen bei Kontaktsportarten (23,5%). Es zeigen sich deutliche geschlechtsspezifische Unterschiede: Bei der Gruppe der Männer sind Hoch-Energie-Traumata, wie Stürze beim Fahrradfahren, Kontaktsport, Verkehrsunfälle oder körperliche Auseinandersetzungen für 59% aller Kahnbeinfrakturen ursächlich. Bei Frauen liegt der Anteil nur bei 26% (49).

2.5 Klassifikation

2.5.1 Klassifikation nach Herbert

Im Jahre 1984 implementierten T.J. Herbert und W.E. Fisher eine neue Osteosynthese-Technik für Kahnbeinfrakturen. Diese lehnte sich an die entsprechende Klassifikation von Kahnbeinfrakturen, welche anhand von projektionsradiographischen Aufnahmen erfolgte. Dabei erfolgt die Einteilung alphabetisch: stabile (A) und instabile (B) Frakturen, sowie verzögerte (C) und ausbleibende (D) Konsolidierung der Fraktur. Weiterhin können die stabilen Typ A Frakturen in Tuberkelfrakturen (A1) und inkomplette Frakturen des mittleren Drittels (A2) unterschieden werden. Die instabilen Typ B Frakturen werden in schräge Frakturen des mittleren Drittels (B1), komplette Querfrakturen (B2), proximale Polfrakturen (B3), Frakturen im Rahmen einer perilunären Luxationsfraktur (B4) und Trümmerfrakturen mit mehreren Frakturfragmenten (B5) unterteilt. Bei den Chronischen Konsolidierungsstörungen unterscheiden Herbert und Fisher die verzögerte Konsolidierung (C) und die ausbleibende Konsolidierung mit den Subtypen fibrös (D1) und sklerotisch (D2) (50). Zwischenzeitlich wurde allerdings die verzögerte Konsolidierung (Typ C) verworfen und stattdessen in neuen Klassifikationen, wie der nach Filan und Herbert die Pseudarthrosen in Typen D1 (Fibröse Heilung ohne Deformität, D2 (Pseudarthrose mit geringer Deformität) D3 (Sklerose Pseudarthrose mit fortgeschrittener Deformität) und D4 (Ischämische Nekrose mit Kollaps des proximalen Pols) eingeführt (51).

2.5.2 Klassifikation nach Krimmer, Schmitt und Herbert

Mit der verbreiteten Anwendung der Computertomographie als Diagnostikum der Scaphoidfraktur führten H. Krimmer, R. Schmitt und T.J. Herbert im Jahre 2000 eine modifizierte Klassifikation der Scaphoidfraktur ein. Diese lehnte an die 1984 von T.J. Herbert vorgestellte Klassifikation akuter Frakturen an, und setzte ihren Fokus auf die Frakturstabilität als Kriterium für die operative Versorgung. Unterschieden wurde alphabetisch zwischen den stabilen Frakturen (A) und den instabilen Frakturen (B). Des Weiteren wurden die stabilen Frakturen in Tuberkelfrakturen (A1) und nicht verschobene Rissfrakturen mit quere Verlauf im mittleren oder distalen Drittel des Scaphoids (A2) unterteilt. Die instabilen Frakturen wurden in Schrägfrakturen (B1), dislozierte oder klaffende Frakturen (B2), Frakturen des proximalen Drittels (B3) und transscaphoidale Luxationsfrakturen (B4) eingeteilt (52).

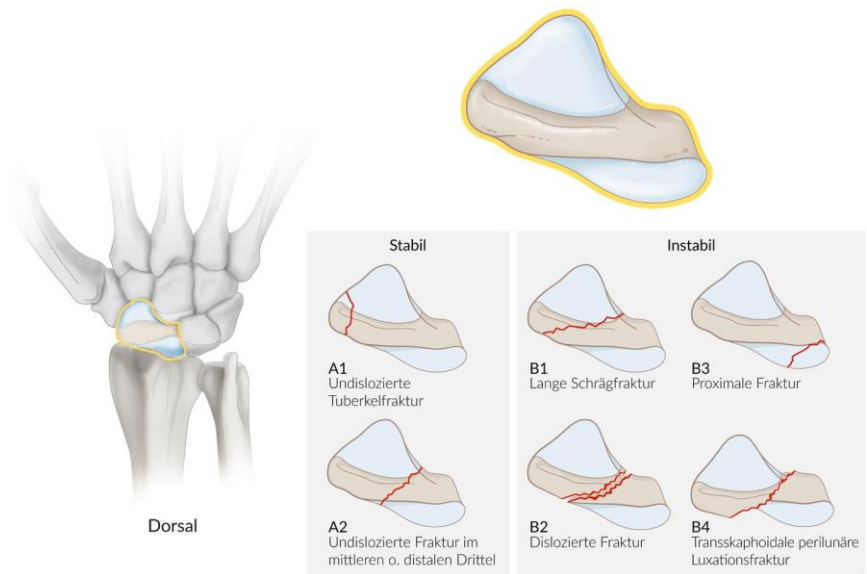


Abbildung 6: Klassifikation nach Krimmer, Schmitt und Herbert aus AMBOSS (2022) Kahnbeinfraktur.

2.5.3 Klassifikation nach AO und OTA

Die Klassifikation nach AO erfolgt numerisch und alphabetisch. Dabei wird das Scaphoid mit 72 nummeriert. Die „7“ steht für die Hand, während die „2“ für das Scaphoid als „zweiten Handwurzelknochen“ steht. Weiterhin unterscheidet die AO zwischen Avulsionsfrakturen (72A), Simplen Frakturen (72B) und Mehrfragment-Frakturen (72C). Die Lokalisation der Fraktur gibt die AO-Klassifikation alphabetisch an: a für eine Fraktur, welche den proximalen Pol betrifft, b für eine Fraktur im Korpus und c für eine Fraktur des distalen Pols. Demnach wäre eine multifragmentäre Fraktur des Korpus Typ 72Cb nach AO/OTA (53).

2.6 Diagnostische Verfahren

2.6.1 Klinik

Typische Zeichen sind der Druckschmerz über der Foveola radialis, oder auch Tabatière, sowie der axiale Stauchungsschmerz des Daumenstrahls. Dabei zeigt sich beim Druckschmerz über der Tabatière eine Sensitivität von 87-100% bei einer Spezifität von 3-98%. Beim axialen Stauchungsschmerz des Daumenstrahls wird in der Literatur eine Sensitivität von 48-100% und eine Spezifität von 22-97% angegeben. Weitere klinische Zeichen sind schmerzhafte Ulnardeviation des Handgelenkes mit einer Sensitivität von 67-100% und einer Spezifität von 17-60%, sowie Druckschmerzhaftigkeit im Bereich des Tuberculum bei proximalen Frakturen mit einer Sensitivität von 82-100% und einer Spezifität von 17-57% (54). Weitere Zeichen können radialseitiger Handgelenkschmerz in Ruhe oder bei Belastung oder Schwellung des radialseitigen Handgelenkes sein. In den ersten Tagen nach der Verletzung beschreiben die Patienten die Schmerzen oft als diffus (55).

W. H. Mallee et al. wendeten eine Formel bei 893 Patienten mit Handgelenksverletzung an. Diese Formel bestand aus Items wie Geschlecht, Schwellung im Bereich der Tabatière, Druckschmerz im Bereich der Tabatière, Schmerz bei Ulnardeviation im Handgelenk und Schmerz bei axialer Stauchung des Daumenstrahls. Bei der Auswertung zeigten sich eine Sensitivität von 9% und eine Spezifität von 20% der angewandten Formel zur Erkennung von Kahnbeinfrakturen. Weiterhin gaben die Autoren eine Reduktion von unnötiger Ruhigstellung und Bildgebung von 15% an (56). Aufgrund der heterogenen, doch meist mangelhaften Spezifität der klinischen Zeichen, schließen sich in der Diagnostik der Kahnbeinfraktur oft ein- oder mehrere bildgebende Verfahren an.

2.6.2 Bildgebende Verfahren

Die initiale Bildgebung sollte die Projektionsradiographie darstellen. Dabei werden drei Aufnahmen des schienfreien Handgelenkes empfohlen: die Aufnahme von dorsopalmar, die Aufnahme von lateral und die Ziel-Aufnahme nach Stecher. Bei hochgradigem klinischem Verdacht sollte trotz negativem Befund der Projektionsradiographie eine Anschlussdiagnostik erfolgen. Aktueller Goldstandard ist die Computertomografie (CT). Diese ist auch bei positivem Befund der Projektionsradiographie zur Therapieplanung hilfreich. Dabei dient sie dem Nachweis des Frakturalters, Dislokation und Stabilität. Die Erstellung einer CT sollte mit einer Schichtdicke unter 1mm erfolgen. Weiterhin sollte die Computertomografie mit Primärschichten in schräg-sagittaler Ebene parallel zur Längsachse des Kahnbeins erstellt werden. Bei negativem Befund in der Projektionsradiographie und der CT aber persistierender Klinik kann eine Magnetresonanztomographie (MRT) durchgeführt werden. Dabei dient die

MRT nur zum Ausschluss okkulten Frakturen und nicht zur Verlaufskontrolle oder Planung der Therapie (10).

W. Mallee et al. untersuchten 34 Patienten mit klinischem Verdacht auf eine Kahnbeinfraktur und unauffälligem Befund in der Projektionsradiografie. Die Schnittbildgebung erfolgte innerhalb von zehn Tagen nach Trauma. Bei der statistischen Aufarbeitung wurden für die CT eine Sensitivität von 67% und eine Spezifität von 96% ermittelt. Weiterhin zeigten sich für die MRT eine Sensitivität von 67% und Spezifität von 89%. Der positive prädiktive Wert war für die CT 0.76 und das MRT 0.54. Der negative prädiktive Wert war für die CT 0.94 und die MRT 0.93. W. Mallee et al interpretierten dies als vergleichbare diagnostische Charakteristiken bei der Verfahren, bei Vorteil beider Verfahren beim Ausschluss von Kahnbeinfrakturen (57). Die Knochenszintigrafie (KS) kann bei vorbestehender Arthrose oder Synovitis falsch positive Befunde ergeben. Des Weiteren zeigt die KS keinen Frakturverlauf und eignet sich daher nicht zur Therapieplanung. Deshalb spielt sie bei der Diagnostik der Kahnbeinfraktur keine Rolle mehr (55).

Fowler et al untersuchten 43 Patienten mit typischen klinischen Zeichen für eine Kahnbeinfraktur, welche einen negativen Befund in der sieben bis zehn Tage nach Unfall durchgeführten Projektionsradiografie aufwiesen. Im Anschluss wurde die KS mit der MRT verglichen. Hier konnten Fowler et al eine Überlegenheit in Bezug auf Sensitivität und Spezifität des MRT gegenüber der KS zeigen (58). Weitere Vorteile der MRT gegenüber anderen Verfahren sind das Fehlen von Strahlenbelastung, sowie die Darstellung der Durchblutungssituation des proximalen Fragments und avaskulärer Nekrosen. Nachteil der MRT gegenüber anderer Verfahren sind die hohen Kosten und die oft nicht schnelle und flächendeckende Verfügbarkeit der Untersuchung (55).

2.7 Therapiealgorithmus

Indikationsstellung erfolgt nach der in der Computertomographie festgelegten Klassifikation. Instabile Frakturen (B1, B2, B3 und B4) sollten operativ versorgt werden. Stabile Frakturen (A1, A2) können konservativ behandelt werden (10). Die operative Versorgung stabiler A2 Frakturen kann zu früherer radiologischer Konsolidierung und früherer Belastung im Beruf führen (59). Eine Metaanalyse von T. Ibrahim et al konnte keine statistische Überlegenheit der operativen Versorgung bei nicht- oder minimal dislozierten Frakturen des mittleren Drittels nachweisen. Stattdessen weisen die Autoren auf mögliche mit einer Operation verbundenen Komplikationen hin, sodass sie keine generelle Empfehlung zur Operation solcher Frakturen aussprechen (60).

2.7.1 Konservative Therapie

Prinzipien der Ruhigstellung bei Kahnbeinfrakturen beruhen auf: freie Beweglichkeit der Fingergrundgelenke, freie Beweglichkeit des Daumenendgelenkes und freie Beweglichkeit des Ellenbogengelenkes. Ein Einschluss des Daumengrundgelenkes wird weiterhin durchgeführt, obwohl es nach wissenschaftlichen Erkenntnissen, nicht zur Heilung notwendig ist (61). Frakturen des Typs A1 sollten für insgesamt vier Wochen ruhiggestellt werden. Nicht-dislozierte Frakturen des Typs A2 sollten für sechs bis acht Wochen ruhiggestellt werden. Die Kontrolle der Frakturheilung erfolgt mittels Projektionsradiographie oder CT (10). Bei ausbleibender Konsolidierung kann die Ruhigstellung um drei bis sechs Wochen verlängert werden (62). Falls nach einer Ruhigstellung von 12 Wochen keine Frakturheilung eingetreten ist, sollte laut aktueller Leitlinie ein Verfahrenswechsel diskutiert werden (10).

2.7.2 Operative Therapie

Goldstandard der operativen Versorgung ist die Osteosynthese mittels kanülierter Doppelgewindeschraube. Bei Frakturen des mittleren Drittels ist eine antegrade Versorgung von dorsal oder retrograd von palmar möglich. Der Hauptteil der Frakturen kann, wenn keine Dislokation vorliegt, in einer minimalinvasiven Technik versorgt werden (10).

I. S. Neshkova et al versorgten 70 Patienten mit Typ A2, B1 und B2 Frakturen nach Herbert mittels perkutaner kanülierter Verschraubung. 13 (19%) der Patienten gingen für die Nachuntersuchungen verloren. In den Kontrollen mittels CT oder Projektionsradiographie nach 6 Monaten zeigte sich bei 4 (5,7%) Patienten eine ausbleibende knöcherne Konsolidierung. Zwei dieser Patienten waren starke Raucher, ein Patient steigerte die Belastung frühzeitig nach drei Wochen postoperativ und ein Patient wies keinen bekannten Risikofaktor auf. Eine Schraubenfehlage musste im Verlauf revidiert werden. Frühestens nach einem Jahr postoperativ erfolgte eine Nachuntersuchung von 44 Patienten. Der ermittelte DASH-Score zeigte mit 4,8 ein gutes Ergebnis. Die Patienten gaben auf der VAS für Schmerz im Durchschnitt 8,0, und für Funktion 90,5 an (63).

O. Polat et al untersuchten die Anwendung magnesiumbasierter Schrauben bei der Versorgung von B1 und B2 Frakturen. Es kam bei allen 21 Patienten zu einer Frakturheilung, welche bei Abwesenheit von Schmerzen und schmerzfreier freier Beweglichkeit angenommen wurde. Komplikationen wurden nicht beobachtet (64). J. F. Slade et al versorgten 27 Kahnbeinfrakturen mittels arthroskopisch assistierter Schraubenosteosynthese von dorsal. Bei allen Frakturen zeigte sich in der CT nach 12 Wochen eine Konsolidierung. Als Vorteile der Arthroskopie nannten die Autoren eine mögliche Kontrolle der Frakturstellung, sowie eine mögliche Beurteilung Kapsel-Band-Pathologien (65).

2.8 Komplikationen der Scaphoidfraktur

Die häufigste Komplikation der Scaphoidfraktur ist die Pseudarthrose. Sie wird definiert als eine ausbleibende knöcherne Konsolidierung 24 Wochen nach Trauma. Die Pseudarthroseraten werden mit 5-15% angegeben. Therapeutische Verfahren richten sich nach Durchblutung und Vitalität des Kahnbeins. Dabei werden Verfahren wie Schraubenosteosynthese, Spongiosaplastiken, revaskularisierende Maßnahmen mit gefäßgestielten Transplantaten in Verbindung mit einer anschließenden Ruhigstellung angewandt (24). Die Kahnbeinpseudarthrose kann nach Herbert und Filan eingeteilt werden. Ein strukturelles Versagen oder Verlust des Kahnbeins kann einen schrittweisen Kollaps und sekundär arthrotische Veränderungen nach sich ziehen, da sich hier die distale Reihe nach proximal verschiebt. Dies bezeichnet man als SNAC („Scaphoid-Nonunion Advanced Collapse“)-Wrist (66). Die transversale Fraktur des Corpus (B2-Fraktur nach Herbert) wird aufgrund der häufig spontanen Reposition oft initial übersehen. Im Verlauf kann die spiralförmige Spannung auf die proximale Handwurzelreihe zu einem dorsalen Aufklappen des Scaphoids und damit der „Humpback-Stellung“ führen. Dies ist in Abbildung 7 und 8 bildlich dargestellt. Arthrose mit Schmerzhaftigkeit kann durch die sogenannte DISI-Stellung des Os lunatum hervorgerufen werden. Diese kann infolge einer Verletzung des SL-Bandes entstehen. Hierdurch kommt es zu einer Drehung des Os lunatum und Os triquetrum nach dorsal, bei nach palmar flektiertem Scaphoid (26).

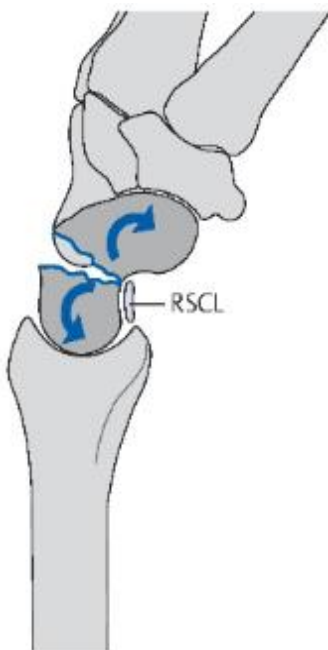


Abbildung 7: Darstellung der Pathophysiologie der „Humpback-Stellung“ durch Drehung des proximalen Fragmentes nach dorsal und des distalen Fragmentes nach palmar aus Schmitt (2015) Trauma der Hand und Verletzungsfolgen-Skaphoidfrakturen.

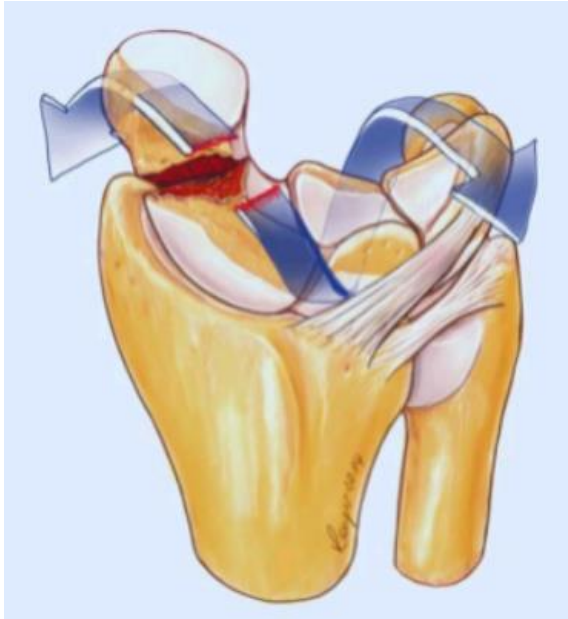


Abbildung 8: Entstehung der „Humpback-Stellung“ durch die spiralförmige Spannung auf die proximale Handwurzelreihe aus Langer MF (2019) Anatomie und Pathobiomechanik des Scaphoids.

2.9 Nachbehandlung

Mobilisierung und Belastung spielen eine wesentliche Rolle bei der Rückkehr zum Arbeitsplatz. Diese hängen wiederum von der Stabilität der Kahnbeinfraktur ab. Bei konservativem Vorgehen ist eine aktive oder passive Mobilisierung des Handgelenkes nach frühestens sechs Wochen Ruhigstellung empfohlen und vom Befund der bildmorphologischen Konsolidierungskontrolle abhängig. Bei fortgeschrittener Konsolidierung ist die Fraktur ab der siebten bis zur achten Woche nach Trauma belastungsstabil. Ab der neunten Woche ist die Fraktur trainingsstabil und darf ohne Limit frei bewegt und belastet werden.

Beim operativen Vorgehen mittels Schraubenosteosynthese darf die angelegte Schiene nach ein bis zwei Wochen bei nichtdislozierten Frakturen entfernt und die Mobilisierung gestartet werden. Belastung und Kontaktsport verbieten sich für mindestens sechs Wochen postoperativ. Bei komplizierten Kahnbeinfrakturen (Dislokation, Trümmerzone, proximaler Pol) nach Schraubenosteosynthese sollte die Mobilisierung, unabhängig ob aktiv oder passiv, an das Stadium der Konsolidierung angepasst werden. In solchen Fällen sollte die Ruhigstellung für mindestens sechs Wochen erfolgen (55).

2.10 Bone Implant Interface

2.10.1 Einführung

In der modernen Chirurgie findet die Implantation von Fremdmaterialien wie Gelenkprothesen oder Zahnersatz tägliche Anwendung. Das Ziel einer solchen Operation ist mitunter eine schnell erfolgende, aber lang-anhaltende Verbindung zwischen Implantat und Knochen. Eine der wichtigsten Komplikationen bleibt hierbei das Implantatversagen. Dieses hängt eng mit der Stabilität des Implantates zusammen. Diese Stabilität wird maßgeblich von den biomechanischen Eigenschaften des Bone Implant Interface (BII) beeinflusst, welches man als Kontaktfläche oder Grenzzone zwischen Knochen und Implantat betrachten kann. Weitere Einflüsse auf ein mögliches Implantatversagen können Eigenschaften des Patienten, des Operateurs oder des verwendeten Materials sein. Im Folgenden sollen nun Eigenschaften des BII, sein Einfluss auf die Implantatstabilität, sowie mögliche Untersuchungstechniken des BII vorgestellt werden.

2.10.2 Eigenschaften des BII

Knochen hat im menschlichen Körper verschiedene Funktionen wie Fortbewegung, Speicherung von Calcium und Phosphat, Lagerung des Knochenmarks und Schutz des Weichteilgewebes (67). Im Vergleich zu Eisen ist die Zugbelastbarkeit etwa gleich groß. Dabei ist Knochen etwa drei-mal leichter und etwa zehn-mal flexibler als Eisen. Auf seiner Oberfläche und im Inneren befinden sich Zellen, Blutgefäße, lymphatische Bahnen und Nerven. Etwa 90% des Gewebes macht jedoch die Knochenmatrix aus. Diese besteht zum größten Teil aus anorganischem Material und zu etwa 10% aus Wasser. Der organische Anteil, welcher zum größten Teil aus Kollagen besteht, dient der Formbildung und der Widerstandskraft gegen Zugspannung. Der anorganische oder mineralisierte Anteil dient der Widerstandskraft gegen Kompression (68). Bei Knochen handelt es sich um eine Struktur, welche sich in einem stetigen Umbauprozess befindet. Osteoklasten sind für die Knochenresorption zuständig, wohingegen Osteoblasten den Knochen aufbauen. Osteozyten fungieren in diesem System als Mechanosensoren und haben eine steuernde Funktion. Mithilfe lokaler- und systemischer Botenstoffe, sowie anderen Faktoren entsteht die Knochenhomöostase. Diese Umbauvorgänge lassen sich in drei Phasen einteilen: Knochenresorption durch die Osteoklasten, Übergang von Resorption zu Neuf ormation und Knochenformation durch die Osteoblasten (69,70). Die Phasen des Remodellings des Knochens sind grafisch in Abbildung 21 dargestellt. Das Bone Implant Contact ratio (BIC) beschreibt quantitativ den Anteil des Knochens, welcher in direktem Kontakt mit dem Implantat steht, und korreliert mit den

biomechanischen Eigenschaften des BII. Während der Knochenheilung zeigt sich ein zeitlich abhängiger, quantitativer Anstieg des BIC (71). Aufgrund des nun bestehenden mechanischen Stresses erfolgen postoperativ knöcherne Umbauphasen, welche auch als Osseointegration bezeichnet werden (72). Mikrobewegungen von mehr als 150 μm zeigen statt einer Osseointegration die Bildung von periprothetischem Fasergewebe, welches eine höhere Gefahr für ein Implantatversagen darstellt (73–75). Aufgrund des im Vergleich zum knöchernen Gewebe deutlich weniger starren Fasergewebes kommt es zu einem negativen Effekt auf die Belastungsfestigkeit des Implantates. Dies kann über Mikrobewegungen zu Implantatversagen führen (76,77).

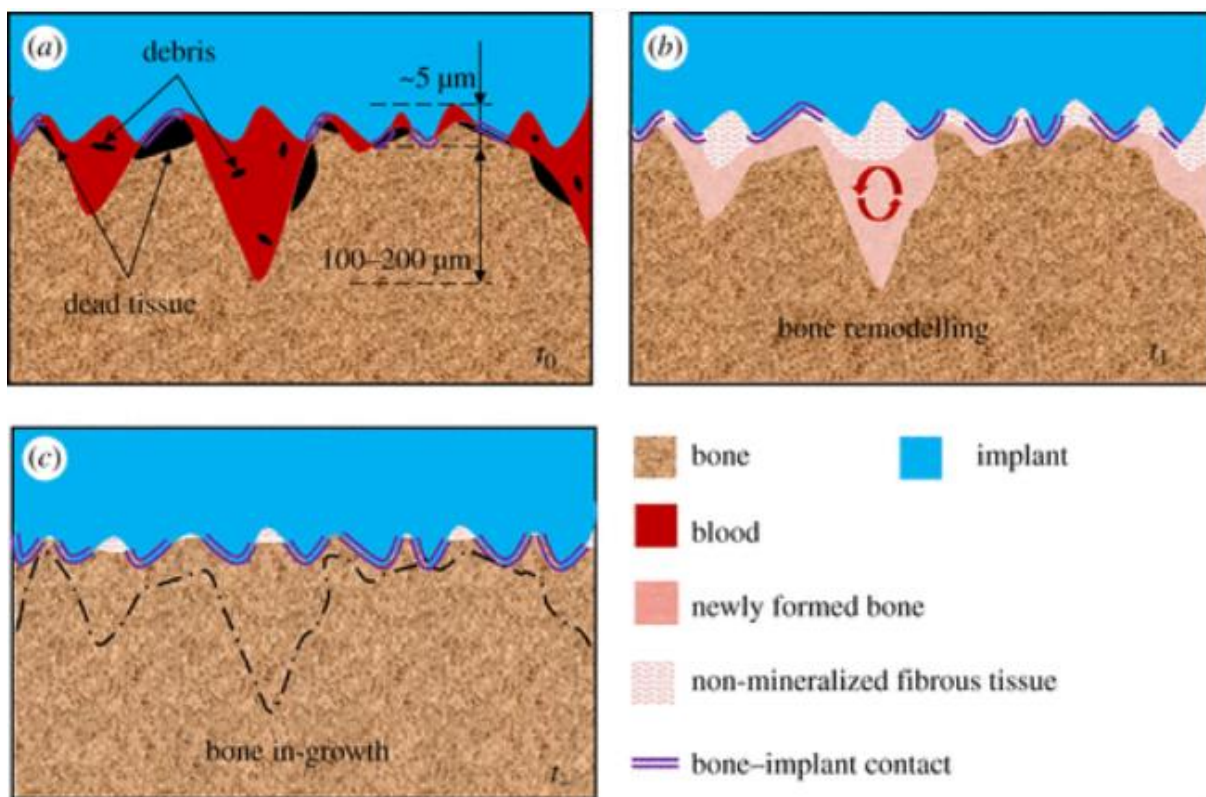


Abbildung 9: Phasen des Remodellings des Knochens am BII aus Gao X (2019) Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: a review.

2.10.3 Primärstabilität

Als Primärstabilität wird der Grad an Stabilität bezeichnet, welcher direkt nach Implantation und vor Beginn der Heilungsphase des Knochens vorherrscht. Die Primärstabilität bezeichnet die Widerstandsfähigkeit gegenüber axialen, lateralen und rotierenden Kräften sofort nach Implantation. Sie ist von Faktoren wie Knochendichte, Knochenqualität, Form des Implantates, Oberflächenbeschaffenheit und Implantationstechnik abhängig (4). Die biomechanische Qualität, sowie die Quantität des Knochens, welcher das eingebrachte Implantat in einer Umgebung von 100-200 μm von dessen Oberfläche umgibt, einen positiven Einfluss auf das Ergebnis der Implantation und die Primärstabilität (5,78). Das Einbringen von Implantaten kann durch direktes Einschrauben in den Knochen oder Einbringen in eine durch Bohren oder Schneiden im Knochen vorgeformte Höhle erfolgen. Dies hat direkten Einfluss auf die Primäre Stabilität des Implantates (79–81). Die Differenz des Umfangs des Implantates zum Umfang des zur Implantation geschaffenen Hohlraumes (Presspassung), hat einen Einfluss auf die maximale Ausriss Kraft. Eine höhere Presspassung geht dabei mit einer höheren maximalen Ausrisskraft einher. Eine höhere Rauheit der Implantat Oberfläche führte zu geringerer maximalen Ausrisskraft. Dies wäre durch Feuchtigkeit zu erklären, welche bei Implantation durch Knochenschäden, entsteht (79). Unzureichende Primärstabilität kann zu Mikro-Bewegungen am BII führen, welche negative Auswirkungen auf den Kontakt zwischen Knochen und Implantat haben (82). Der größte Teil der Implantatmigrationen erfolgt in den ersten sechs Wochen nach Implantation. Die Primärstabilität hat dabei einen signifikanten Einfluss auf den Grad der Implantatmigration bis zwei Jahre nach der Implantation (83). Eine zu hohe Primärstabilität, beispielsweise durch einen hohen Drehmoment beim Einbringen des Implantates, kann zu hohem Stress am BII führen, welcher mit Osteonekrose und Knochenverlust am BII einhergeht (84).

2.10.4 Sekundärstabilität

Nach der Implantation durchläuft der Knochen im Bereich des BII mehrere Phasen der Remodellierung. Diese dienen der Anpassung des Knochens an das Vorhandensein eines Fremdkörpers oder Implantat und können mehrere Monate andauern. Die Remodellierung wird von komplexen Signalwegen und biomechanischer Stimulation gesteuert (72,85). Die funktionelle und strukturelle Verbindung zwischen einem belasteten Implantat und vitalem Knochen bezeichnet man als Osseointegration. Voraussetzung dafür ist ein direkter Kontakt zwischen Knochen und Implantat ohne Relativbewegungen zwischen den beiden (86,87). Das Phänomen der Osseointegration hat einen direkten Einfluss auf die sekundäre Stabilität des Implantates. Mikrobewegungen von weniger als 40-70 μm können während des Heilungsprozesses die Osseointegration stimulieren (73). Mikrobewegungen von über 150 μm

kann stattdessen zur Bildung von fibrösem Gewebe am BII führen (73). Fibröses Gewebe hat eine geringere Festigkeit als Knochen unabhängig von dessen Reifegrad. Weiterhin begünstigt fibröses Gewebe damit Mikrobewegungen und letztendlich Implantatversagen (4).

2.10.5 Eigenschaften des Implantates

Die Retention eines Implantates wird von Faktoren wie Reibung oder der mechanischen Verriegelung bestimmt. Dazu hat die Oberflächenrauigkeiten einen Einfluss auf die mechanische Stabilität des Implantates (88). Butz et al untersuchten den Einfluss der Oberflächenrauigkeit auf die Osseointegration von Femurimplantaten aus Titan bei Ratten. Die Oberflächenrauigkeit der Implantate wurde entweder maschinell oder mittels Salz- und Schwefelsäure beeinflusst. Die Aufbereitung zwei- und vier Wochen nach Implantation zeigte, dass der bei den mit Säure behandelten Implantaten eingewanderte Knochen etwa drei-mal härter war als bei den maschinell bearbeiteten Implantaten. Weiterhin war das Elastizitätsmodul des eingewanderten Knochens bei der mit Säure behandelten Implantatoberfläche etwa 1.5 bis 2.5-mal größer als beim Knochen mit der maschinell bearbeiteten Implantatoberfläche. Diese Untersuchung zeigt, dass ein Zusammenhang zwischen der Oberflächenrauigkeit des Implantates und der biomechanischen Qualität des eingewanderten Knochens bestehen kann (89). Die Reibungswirkungen im BII haben direkten Einfluss auf die Implantat-Stabilität in den frühen Phasen nach Implantation. Reibungsphänomene zwischen der Oberfläche des Implantates und des Knochengewebes stabilisieren die Scherbelastung am BII (90).

2.10.6 Untersuchungen des BII

Das BIC kann histologisch oder durch bildgebende Verfahren untersucht werden. Die Histomorphometrie ist aktuell der Goldstandard bei der Untersuchung der Osseointegration und der Messung des BIC. Dabei handelt es sich um ein destruktives Verfahren, welches nur post-mortem angewandt werden kann (91). Verfahren, welche auf Native Röntgenstrahlen oder Magnetresonanz beruhen, lassen sich wegen der metallbedingten Artefakte schwer anwenden (92,93). Eine Möglichkeit Mikrobewegungen im BII zu beschreiben ist die Untersuchung von Implantaten in vivo bei alltäglichen Aktivitäten. Dazu kann die Gangart des Patienten analysiert werden, oder mechanische Daten anhand von Sensoren oder Markierungen auf den Implantaten erhoben werden (82,94–97). Eine weitere Möglichkeit Mikrobewegungen bildmorphologisch darzustellen, bietet die Mikrotomographie (μ CT). Durch diese können relative Mikrobewegungen zwischen markierten Punkten an der Implantat Oberfläche und dem umgebenden Knochen gemessen werden. Mittels Linear variablem differenzial Transformer (LVDT) können analog Abstände, Wege und Positionen gemessen

werden. Eine Messung der Mikrobewegungen ist durch Einbringen eines LVDT in den Knochen in direktem Kontakt zu dem Implantat möglich. Beide bildmorphologischen Verfahren eignen sich aufgrund der Metall-Artefakte und der mangelhaften Praktikabilität unter Operationsbedingungen nicht für die in-vivo Anwendung (98–102). Ein weiterer Untersuchungsansatz der Implantat Stabilität besteht in der Messung der maximalen Ausrisskraft. Diese steht in direktem Zusammenhang mit Implantat Lockerung (103). Durch push-out und pull-out Untersuchungen können Eigenschaften des BII in der Phase der Knochenheilung dargestellt werden. Die Abbildung 22 zeigt die push-out Untersuchung grafisch. Dabei werden die Steifigkeit und die notwendige Kraft zur Dislokation des Implantates gemessen (104,105).

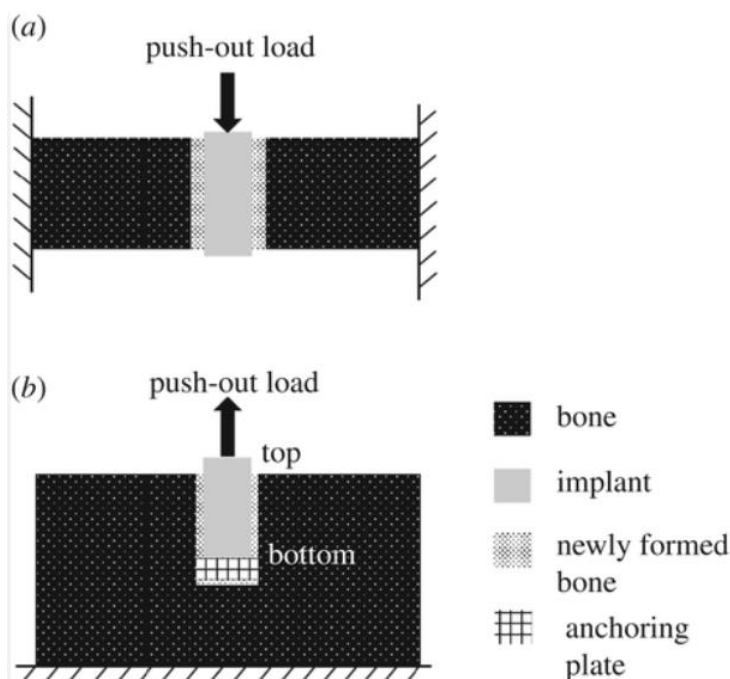


Abbildung 10: Darstellung einer push-out Untersuchung am BII aus Gao X (2019) Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: a review.

Aufgrund der komplexen Geometrie der im klinischen Alltag angewandten Implantate, kommt es bei Belastung zu heterogener Verteilung der einwirkenden Kräfte. Dies macht die Analyse einzelner physikalischer Einflussfaktoren schwierig (80). Um diesem Phänomen zu entgehen können speziell angefertigte Implantate angewandt werden und einzelne physikalische Aspekte unter kontrollierten Bedingungen untersucht werden. Die Primäre Stabilität eines Implantates hängt vom Reibungsverhalten am BII ab. Dieses kann durch den Reibungskoeffizienten beschrieben werden und hat einen Einfluss auf das Auftreten von Mikrobewegungen und damit Implantatversagen. Diese Erkenntnis macht es möglich, das Reibungsverhalten zu verwenden, um operative Verfahren der Implantation zu simulieren (106,107). Der Reibungskoeffizient kann durch Belastung des Implantates in horizontaler

Richtung zur Oberfläche des Knochens untersucht werden. Dabei kommt es zu einer relativen Verschiebung zwischen Knochen und Implantat im Bereich des BII. Ein weiteres Verfahren zur Bestimmung mechanischer Eigenschaften von Materialien ist die Nanoindentierung. Hierbei wird eine Spitze, mit bekannten mechanischen Eigenschaften und Form in ein zu untersuchendes Material gepresst. Mechanische Eigenschaften des Materials lassen sich anhand der auf die Spitze einwirkenden Kraft ableiten (108,109).

Die Rasterkraftmikroskopie (AFM) lässt Untersuchungen des neugebildeten Knochens am BII auf einer kleineren Ebene als die Nanoindentierung zu. Es wird eine nanoskopisch kleine Nadel (Cantilever-Messnadel), welche an einer Blattfeder befestigt ist, in einem festgelegten Raster über die zu untersuchende Probe geführt. Dabei kommt es zu einer Verbiegung der Blattfeder. Diese Verbiegung dient der Berechnung der Kräfte, welche zwischen der Proben Oberfläche und der Spitze der Nadel wirken und lassen einen Rückschluss auf mechanische Eigenschaften der Probe schließen (110). Die Resonant Frequency Analysis (RFA) ist ein nicht-invasives Verfahren, mithilfe dessen man in vivo die Unterschiede der Steifigkeit an Bone-Implant Systemen messen kann. Anwendung findet die RFA bei der Untersuchung der Sekundärstabilität von Zahnimplantaten (4).

3. Material und Methoden

3.1. Gewinnung und Vorbereitung der Scaphoide

Die von uns verwendeten humanen Präparate wurden aus 48 Unterarmen 24 verschiedener Körperspender gewonnen. Wenn bei der Präparation pathologische Veränderungen wie, abgelaufene Frakturen, Arthritiden oder bestehende Arthrosen, erkennbar waren, wurden diese Präparate nicht miteingeschlossen. Wir konnten nach Anwendung dieser Kriterien 40 Scaphoid in die Studie einschließen. Es handelte sich um 32 Paare und acht unpaare Scaphoide. Diese beinhalteten 19 links- und 21 rechtsseitige Scaphoide. Nach der kompletten Entfernung des Weichgewebes wurden die Präparate bei -24°C tiefgefroren aufbewahrt. Die Volumen- und Dichtemessung der Knochen erfolgte vor Bearbeitung anhand von Aufnahmen, welche im Siemens Somatom Volume Zoom (München, Deutschland) angefertigt wurden. Dazu wurde die Pixeldichte durch die „The Image Analysis Software Yacta Light 1.0.9.2“ in Hounsfield-Einheiten (HE) umgerechnet. Diese korrelieren mit den Flächendichtewerten (kg/m^2) aus dem Osteodensitometrieverfahren der Dual-Röntgen-Absorptiometrie und können zur Beschreibung der Knochendichte verwendet werden (111). Wir bestimmten die maximale Längsausdehnung von der proximalen dorsalen scapholunaren Gelenkfläche zum Zentrum des Tuberculum mittels analoger Schiebelehre (112). Wir bildeten zehn Gruppen á vier Scaphoide gleicher Länge und bezifferten die Präparate mit SC 20 – SC 59.

Nach Auftauen der Präparate auf Raumtemperatur und Fixierung durch eine Klemme wurde ein 1,0 mm K-Draht von minimal dorsal und distal der tuberositas scaphoidei in Richtung des Ansatzes des Ligamentum scapholunare eingesetzt. Dieser K-Draht dient als Führung für die spätere Schraubeninsertion und die Platzierung des Implantats. Für die proximale Achse wird eine Bohrung senkrecht zur Facies articularis ulnaris ossis scaphoidei und im 90°-Winkel zum bereits eingesetzten K-Draht angelegt. Die distale Achse wird mittels Bohrschablone angelegt. Dazu wird das Scaphoid über die proximale Achse ausgerichtet, um mit der Schablode ein weiteres Bohrloch zum Os trapezoideum zur erstellen.

3.2 Osteotomie

Die Osteotomie wurde im mittleren Drittel des Scaphoids mit einer Handknochensäge im Sinne einer B2 Fraktur nach Herbert durchgeführt. Die Schnittführung verläuft dabei parallel zu proximaler und distaler Achse, sowie senkrecht zum Führungsdraht.

3.3 Osteosynthese und Implantate

Die in unserer Untersuchung verwendeten Implantate sind kopflose, kanülierte Kompressionsschrauben und werden bei der operativen Versorgung von intra- und extraartikulären Frakturen, Pseudarthrosen kleiner Knochen und Knochenfragmenten, sowie Arthrodesen kleiner Gelenke verwendet. Von uns untersucht wurden Modelle der Hersteller Synthes (Zuchwil, Solothurn, Schweiz), KLS Martin (Tuttlingen, Deutschland), Acumed (Hillsboro, Oregon, United States of America) und Stryker (Kalamazoo, Michigan, United States of America). Die Implantate wurden durch Randomisierung auf die Vierergruppen verteilt, damit in jeder Gruppe alle Hersteller vertreten waren. Die Schraubeninsertion erfolgte vom distalen Fragment aus über den Führungsdraht unter Kompressionsaufbau. Dabei wurden die jeweiligen Herstellerangaben zur Anwendungstechnik der Implantate eingehalten.

3.3.1 HCS 3.0 mm long thread – Fa. Synthes (SH)

Diese Schraube verfügt über eine Spitze mit selbstbohrenden und selbstschneidenden Lippen. Der Schraubenkopf ist ebenfalls mit selbstschneidenden Lippen versehen und soll das Versenken der Schraube erleichtern. Die SH ist für 1,1 mm K-Drähte kanüliert und verfügt über einen gewindefreien Schaft. Die SH hat einen Durchmesser von 3,0 mm und die proximale Gewindelänge beträgt 2,0 mm. Die distale Gewindelänge beträgt etwa ein Drittel der Schraubenlänge. Zur Verfügung stehen Implantate im Längenbereich von 16,0 bis 30,0 mm in Ein-Millimeter-Schritten. Im Längenbereich von 30,0 und 40,0 mm sind sie in Zwei-Millimeter-Schritten erhältlich. Das kontrollierte Schließen und Komprimieren des Fraktur- oder Osteotomie Spalts wird durch die gleiche Steigung von Kopf- und Schaftgewinde bewerkstelligt. Eine Darstellung der Schraube findet sich unter Abbildung 9. Die Schraube ist in Edelstahl und mit einer biokompatiblen Titanlegierung erhältlich. Nach der Schraubeninsertion kann der Fraktur- oder Osteotomie Spalt durch Drehen der Hülse geschlossen und komprimiert werden. Wenn die gewünschte Kompression erreicht ist, kann durch leichten Druck der in Position gehaltenen Hülse gegen den Knochen der Schraubenkopf versenkt werden. Hierdurch wird keine weitere Kompression erzeugt. Eine grafische Darstellung der Implantationstechnik ist unter Abbildung 10 dargestellt (113).



Abbildung 11: Darstellung der Synthes HCS 2.4/3.0 aus Synthes HCS 2.4/3.0 (2015) The countersinkable compression screw Technique Guide.

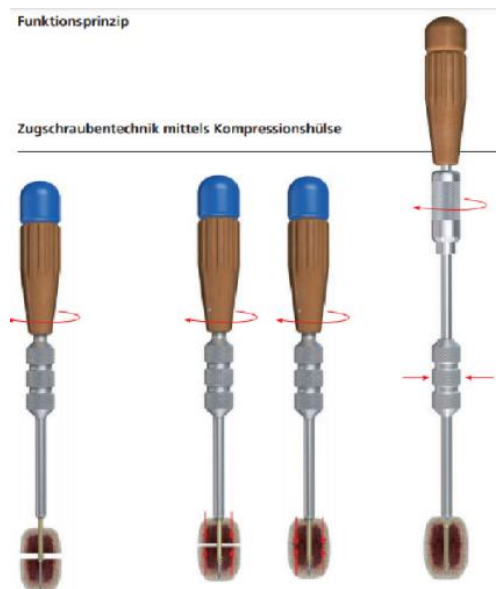


Abbildung 12: Implantationstechnik der Synthes HCS 2.4/3.0 aus Synthes HCS 2.4/3.0 (2015) The countersinkable compression screw Technique Guide.

3.3.2 HBS2 midi short thread - Fa. KLS Martin (KH)

Hier handelt es sich um eine selbstbohrend und selbst-schneidende Schraube. Eine Darstellung der Schraube findet sich unter Abbildung 11. Dieses Implantat ist im Längenbereich 10-30 mm in Ein-Millimeter-Schritten erhältlich und führt 1,1 mm Führungsdrähte kanüliert. Die Gewindelänge proximal beträgt 3,5 mm und die Gewindelänge distal beträgt 4-6 mm. Das distale Gewinde ist rückschneidend, wodurch eine mögliche Metallentfernung vereinfacht werden soll. Ein Ausschnitt der Implantationstechnik ist in Abbildung 12 dargestellt. Der Durchmesser des Schraubenschaftes beträgt 2,0 mm. Entscheidend für eine adäquate Kompression sollen die distal (1,25 mm) und proximal (1,0 mm) unterschiedlichen Gewindesteigungen sein. Dieser Kompressionsaufbau entsteht, sobald sich beide Gewinde im Knochen befinden. Weiterhin gibt es die Möglichkeit, einen Schließaufsatz für den Schraubendreher zu verwenden (114).



Abbildung 13: Darstellung der HBS2-Compression Screw aus KLS Martin Group (2013) HBS2-Produktmerkmale, Indikationen und Operationstechniken.

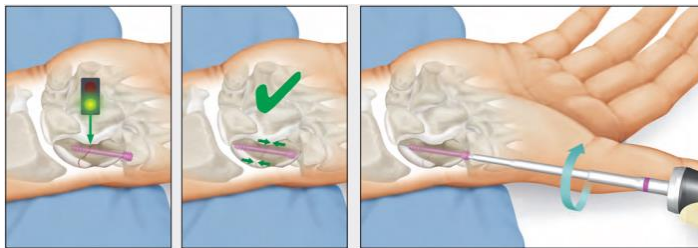


Abbildung 14: Implantationstechnik der HBS2-Compression Screw aus KLS Martin Group (2013) HBS2-Produktmerkmale, Indikationen und Operationstechniken.

3.3.3 Acutrak 2 Mini - Fa. Acumed (AA)

Hier handelt es sich um eine konische Kompressionsschraube, welche im Längenbereich 16-30 mm in 2 mm Schritten erhältlich ist. Das Schraubenmodell ist in Abbildung 14 dargestellt. Der distale Durchmesser beträgt 3,5 mm und der proximale Durchmesser 3,5 mm. Die Schraube ist selbstschneidend und für 1,1 mm K-Drähte kanüliert. Der Aufbau der Kompression erfolgt durch die von distal nach proximal abnehmende Gewindesteigung. Dadurch wird das Einschneiden des distalen Schraubenanteils in den Knochen im Vergleich zum proximalen Schraubenanteil beschleunigt. Ein Ausschnitt der Implantationstechnik ist in Abbildung 13 dargestellt. Das Gewinde der Schraube ist durchgängig und soll hierdurch einen Vorteil gegenüber anderer Schraubensysteme haben. Das System ist weiterhin in den Ausführungen „Micro“ und „Standard“ verfügbar (115).

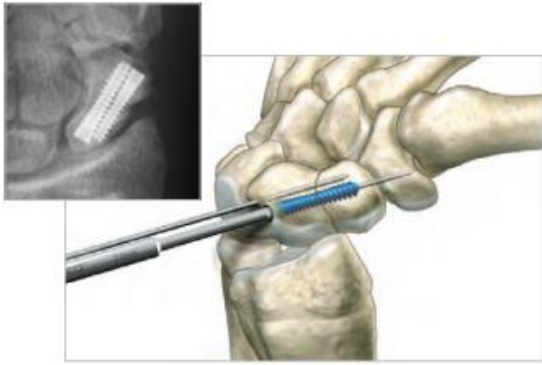


Abbildung 15: Implantationstechnik und beispielhafte Röntgenaufnahme der Acutrak 2-Headless Compression Screw aus Fa. ACUMED (2013) Acutrak 2-Headless Compression Screw System-Surgical Technique.



Abbildung 16: Darstellung der Acutrak 2-Headless Compression Screw aus Fa. ACUMED (2013) Acutrak 2-Headless Compression Screw System-Surgical Technique.

3.3.4 TwinFix 3,2 mm – Fa. Stryker (ST)

Es handelt sich um eine Kompressionsschraube mit einer Kanülierung für 1,0 mm K-Drähte. Sie ist im Längenbereich 14-20 mm und 28-34 mm in 2 mm Intervallen erhältlich. Des Weiteren ist sie im Längenbereich 20-28 mm in 1 mm Intervallen verfügbar. In Abbildung 15 ist das Schraubenmodell dargestellt. Im Gegensatz zu den anderen verwendeten Schrauben können bei der ST das distale und das proximale Gewinde unabhängig voneinander bewegt werden. Dies ist in Abbildung 16 nachzuvollziehen. Nachdem der Schraubenkopf komplett im Knochen versenkt ist und eine bestimmte Grundkompression erzeugt wurde, wird der Schraubendreher entblockt. Nun kann durch weiteres Drehen das distale Gewinde weiterbewegt werden. Dadurch wird der distale Teil des Knochens an den proximalen Teil gezogen, um so den Kompressionseffekt zu verstärken (116).



Abbildung 17: Darstellung der TwinFix-Cannulated Compression Screw aus Stryker Leibinger GmbH&Co KG (2013) TwinFix-Cannulated Compression Screw- Procedural Guide.

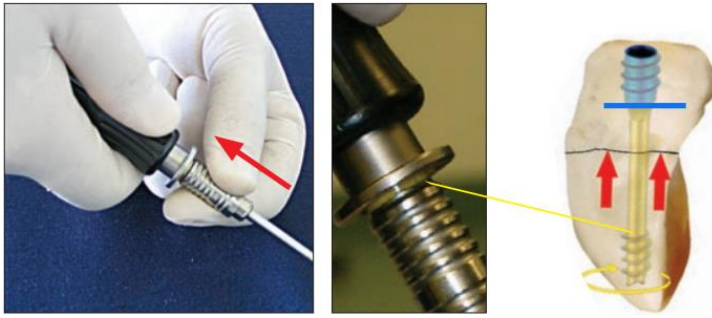


Abbildung 18: Implantationstechnik der TwinFix-Cannulated Compression Screw aus Stryker Leibinger GmbH&Co KG (2013) TwinFix-Cannulated Compression Screw- Procedural Guide.

3.4 Belastungsversuch

3.4.1 Apparatur

Die verwendete Apparatur wurde von Manthey und Hofmann unter der Leitung von Prof. Dr. Hans Hely (Fachbereich Physikalische Technik, Hochschule Rhein-Main, Rüsselsheim) entwickelt. Eine exemplarische Darstellung ist in Abbildung 17 zu sehen. Zur Fixierung eines Scaphoids und der Anpassung an die Versuchsapparatur wurde jeweils ein Einguss der Scaphoid-Implantat-Einheit (SIE) mittels Beracryl (Methylmethacrylat Derivat; Suter Kunststoffe AG, Fraubrunnen, Schweiz) durchgeführt. Die SIE wurde vor und nach den im nachfolgenden beschriebenen Belastungszyklen im μ CT untersucht. Vor Beginn der Belastungszyklen erfolgte eine Lagekontrolle, um eine Fehlpositionierung des Implantates nach Implantation auszuschließen. Diese Lagekontrolle erfolgte in drei Ebenen mittels mobilem C-Bogen der Poliklinik der Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsmedizin Mainz. Die Apparatur zur Durchführung der Biegebelastungszyklen verfügt über einen unteren und oberen Anteil. Diese unterscheiden sich strukturell und funktionell. Der untere Anteil besteht aus Krafterleiteblock und Schlitten. Der Krafterleiteblock überträgt die Aufwärtsbewegungen des Schrittmotors auf den Hebelarm. Die Scaphoid-Implantat-Einheit ist über die distale Achse des Scaphoids mit dem Hebelarm verbunden. So erfolgt die Kraftübertragung von Motor über den Hebelarm und den Schlitten auf das distale Fragment. Der untere Anteil der Apparatur ist über ein Verbindungsstück und eine Welle mobil mit der Grundplatte des oberen Anteils der Apparatur verbunden. Der obere Anteil der Apparatur besteht aus der Scaphoid-Implantat-Einheit, welche durch vier Schrauben auf einer Platte befestigt wird. Über eine Schiene lässt sich die Position, der SIE verstellen. An der proximalen Achse des Scaphoids werden Winkel- und Radiussensoren befestigt. Die Kraft der Apparatur wird durch einen Schrittmotor erzeugt, welcher durch ein 24-V-Netzteil betrieben und durch einen Mikrocontroller angesteuert wird. Die Apparatur wurde mittels „LabVIEW Professional 2011“, National Instruments, Austin, TX, USA, gesteuert (117).

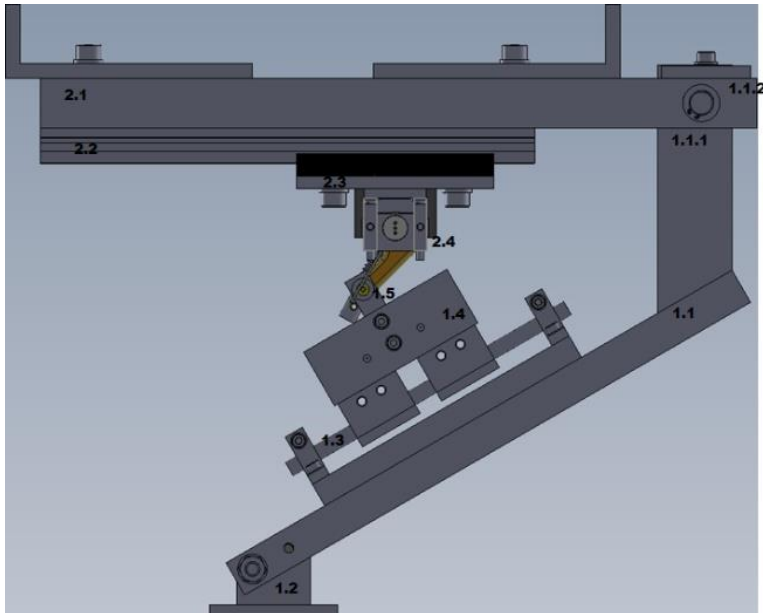


Abbildung 19: Exemplarische Darstellung der Belastungsapparatur zur Untersuchung des Lockerungsverhaltens von Scaphoid-Implantaten in Scaphoid-Implantat-Verbunden aus Hofmann (2014).

3.4.2 Scaphoidversuche

Es erfolgte eine Berechnung der Gesamtbelastung, welche auf die SIE wirken sollte, anhand der Vorversuche von Toby et al. im Jahre 1997 (12). Mithilfe des ermittelten Richtbiegemoments berechneten wir eine notwendige Anzahl von 2000 Zyklen, bis die Gesamtbelastung erreicht wurde. Während der Belastungszyklen wurde durch 0,9% Kochsalz ein physiologisches Milieu um die SIE erzeugt. Aufgrund des konstant gehaltenen Biegemoments während der Belastungsversuche sollten Verformung oder Ausreißen der Implantate verhindert werden. Die Belastung erfolgte über acht nacheinander geschaltete Belastungsabläufe. Sie gliederten sich in 250 weggesteuerte Fast-Zyklen und vier kraftgesteuerte Slow-Zyklen. Der Abschaltpunkt für die Fast-Zyklen wurde über das Maximum der eingeleiteten Kraft aus den Slow-Zyklen Nr. 2 – 4 gemittelt (117).

3.5 Untersuchung im μ CT

28 der 48 im Voraus eingeschlossenen Scaphoide wurden im Anschluss im μ CT untersucht. Dazu verwendeten wir ein μ CT-40 der Firma SCANCO Medical, Brüttsellen, Switzerland. Die zu untersuchenden Scaphoide wurden zunächst in eine Gaze eingelegt und dann in einen Zylinder in die vorgesehene Halterung im μ CT platziert. Die Ausrichtung im μ CT erfüllte den Zweck, dass die Schraubenachse parallel zur Drehachse des μ CT verlief. Die hohe Rotationssymmetrie diente der Verringerung des Auftretens von Artefakten. Die Bildgebung erfolgte mithilfe der Software „MicroCT Analysis Software“. Danach exportierte der im μ CT implementierte Rechner mithilfe des Betriebssystems „Open VMS“ die DICOM Bilder. Zur besseren Veranschaulichung der Scaphoide war eine 3D Rekonstruktion, wie in Abbildung 20 und 21 beispielhaft aufgeführt, möglich.

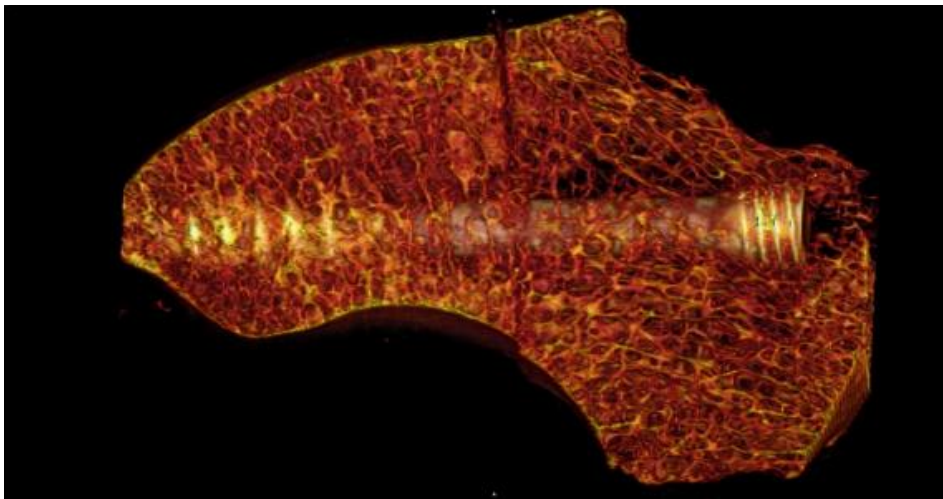


Abbildung 20: Darstellung der Probe SC 35 als 3D Rekonstruktion aus dem μ CT.

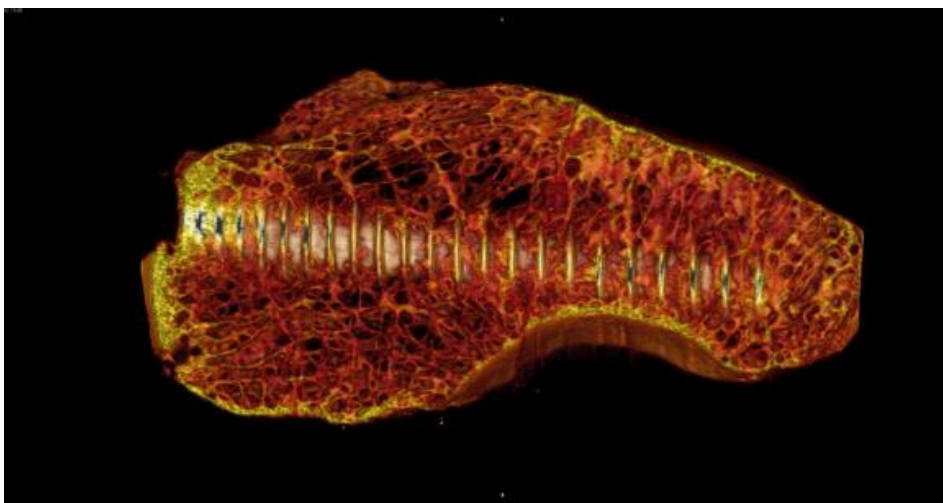


Abbildung 21: Darstellung der Probe SC 33 als 3D Rekonstruktion aus dem μ CT.

Zur weiteren Bearbeitung und Verarbeitung der gewonnenen Schnittbilder verwendeten wir die Software ImageJ. Durch Verknüpfung der aufeinanderfolgenden Schnittbilder (Slices) erstellten wir Stapel (Stacks). Dies ermöglichte es uns, Änderungen an einem Slice im Anschluss auf den gesamten Stack zu übertragen. Die Größe des Stacks wurde durch uns durch Festlegung eines ersten Slice und der Anzahl der darauffolgenden Slices festgelegt. Dieser Vorgang kann anhand der Abbildung 22 nachvollzogen werden.

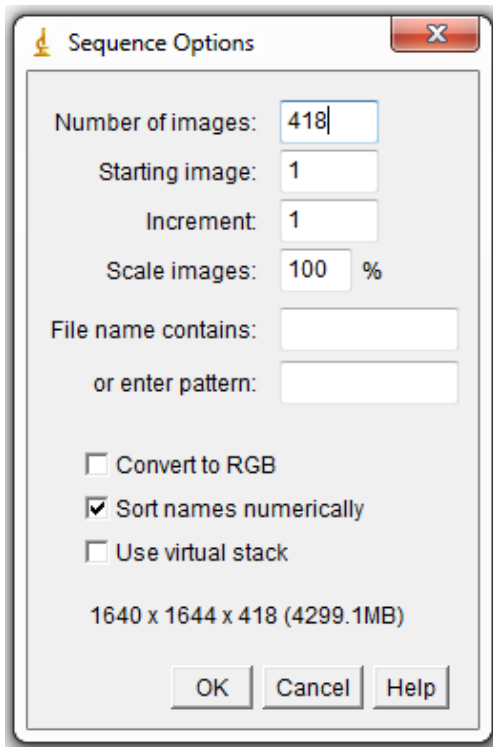


Abbildung 22: Sequence Options Bedienungsfläche aus ImageJ.

Als nächstes erfolgte die Umwandlung des Stacks in eine Binary-Bilddatei. Bei einem Binary handelt es sich um eine Darstellung, in der Bildpunkte (im 2D-Bild Pixel, im 3D-Bild Voxel) zwei verschiedene Eigenschaften, jeweils schwarz oder weiß, annehmen können. Zur Generierung eines Binary haben wir Grenzwerte (Threshold) anhand vorhandener Grauwerte festgelegt. In den zu analysierenden 16-Bit Bildern sind Grauwerte von 0 bis 32000 vorhanden. Durch die Funktion „Stack histogram“ konnten wir alle Binaries aller im Stack definierten Slices nach von uns definierten Grenzwerten und deren Graustufen anordnen. Hier zeigte sich, wie in Abbildung 23 beispielhaft dargestellt, ein Diagramm mit drei aufsteigenden und anschließend abfallenden Kurven.

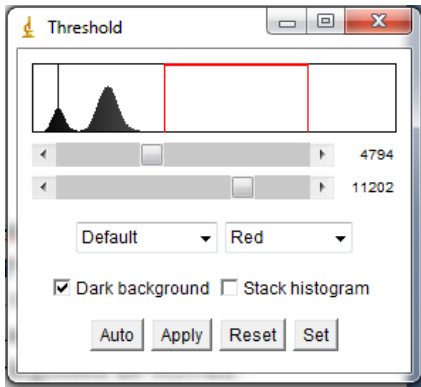


Abbildung 23: Histogramm der Grauwerte anhand der festgelegten Grenzwerte (Threshold) aus ImageJ.

Bei der ersten Kurve handelt es sich um das Knochenmark und bei der zweiten um mineralisierten Knochen. Das rot markierte Areal umfasst die durch uns festgelegten Grenzwerte. Das Implantat wies die höchsten Grauwerte auf und wurde heraussegmentiert. Die Bearbeitungsoberfläche der hierzu notwendigen Grenzwerte (Threshold) ist in Abbildung 23 aus ImageJ dargestellt. In Abbildung 24 kann man den von uns festgelegten Threshold Bereich in einem Slice im μ CT nachvollziehen. Im von uns angewandten Binary wird also zwischen mineralisiertem Knochen und allem Gewebe, das nicht mineralisierter Knochen ist, unterschieden. Ein besonderes Phänomen war der „Halo“ um die Schraube. Dieses Phänomen täuscht vor, dass die Schraube im μ CT kleiner erscheint, als sie in Wirklichkeit ist. Deshalb wählten wir nach dem Heraussegmentieren der Schraube einen Sicherheitsabstand von etwa einem Voxel ($30\mu\text{m}$).

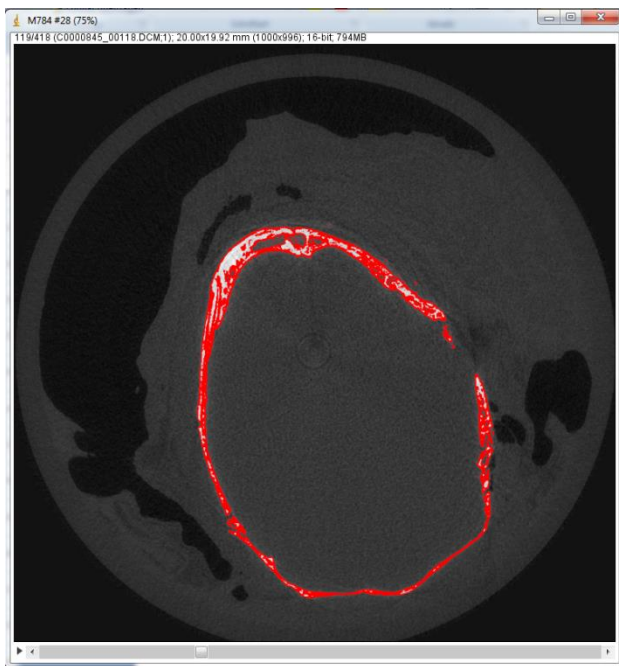


Abbildung 24: Rot markierte Darstellung eines Threshold Bereichs in einem Slice im μ CT aus ImageJ.

Die für uns relevante Größe ist das Verhältnis von Knochenvolumen (Bone Volume - BV) zu Gesamtvolumen (Total Volume - TV). Hierzu verwendeten wir ein für ImageJ spezielles Plugin – Bone. Im nächsten Schritt definierten wir für jede zu untersuchende Einheit eine Stack-Höhe. Dies diente dem Erstellen einer Region Of Interest (ROI) und hing von der Schichtdicke eines Slice ab. Ein Voxel besitzt die Tiefe von 0,03mm. Wir legten für jede einzelne Einheit und das zu bestimmende TV eine Höhe fest. Die Anzahl der darzustellenden Slices betrug demnach: $\text{HöheTV}/0,03\text{mm}$. Zur Erstellung des Messzylinders zur Ermittlung des TV legten wir eine ROI in Form eines Kreises von 150-300 μm Durchmesser um das Implantat. Mithilfe der festgelegten Höhe und der Anzahl der Slices entstand hierdurch ein 3D-Zylinder. Unter Verwendung des Rechenkriptes konnten wir nun das Volumen des mineralisierten Knochens, sowie das Volumen des Gewebes, welche das Implantat umgibt, anhand der herausgerechneten Graustufen ermitteln. Somit ist das Object Volume (OV) definiert als: Summe aller Voxel, welche der Graustufe für mineralisiertem Knochen zugeordnet ist. Weiterhin ist das TV definiert als: Summe aller Voxel, welche den Graustufen für nicht mineralisierten Knochen (Knochenmark), mineralisierten Knochen und der Löcher zugeordnet ist. Das Volumen des Implantates, sowie das Volumen des festgelegten Sicherheitsabstandes, haben keinen Einfluss auf die zu untersuchenden Volumina. Das Verhältnis von OV/TV stellt eine Annäherung an die Knochendichte im durch die ROI festgelegten Volumen dar. Zur Bestimmung des Mittelwertes des Verhältnisses von OV/TV setzten wir die Grenzen bei den Slices, in denen der Halo der Schraube gerade noch erkennbar ist. Diese Grenzen wendeten wir auch zur Bestimmung der zugehörigen Standardabweichung an. Die Micro-CT Datensätze wurden bezüglich der Slices aneinander angepasst, damit die Slices den Positionen der Schraube im Belasteten/ und nicht belasteten Datensatz entsprechen. Die Anzahl der Slices, der die Länge der Schraube entsprach, wurde mittels Sichtung des MicroCT ermittelt. Dabei entsprechen 10 Slices 0,3mm. Dies wurde mit der bekannten Länge der eingebrachten Schrauben abgeglichen. Zur Bestimmung eines korrigierten Mittelwertes der OV/TV Verhältnisse legten wir Grenzwerte weiter Richtung Schraubenmitte, um hierdurch eine mögliche Schräglage der Schraube und verfälschte Werte zu vermeiden. Durch die Sichtung der proximalen und distalen Teile der Schrauben im μCT schätzten wir durch Ermittlung der Mittelwerte einen Sicherheitsabstand von 8 Slices. Das heißt, es waren im Mittel 8 Slices ab Halo der Schraube notwendig, bis der proximale Schraubenkopf in komplettem Durchmesser sichtbar war. Die gesichteten Abstände variierten zwischen 5 und 10 Slices. Zur Festlegung dieses Sicherheitsabstandes verwendeten wir Darstellungen der Scaphoide mit implantierten Schrauben wie in Abbildung 25 und 26 beispielhaft dargestellt.

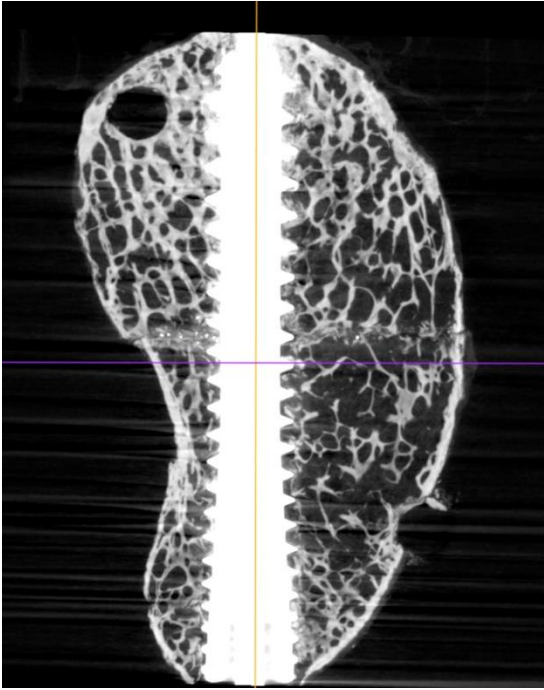


Abbildung 25: Darstellung der Probe SC 55 im μ CT, Ansicht von coronar (Osirix).

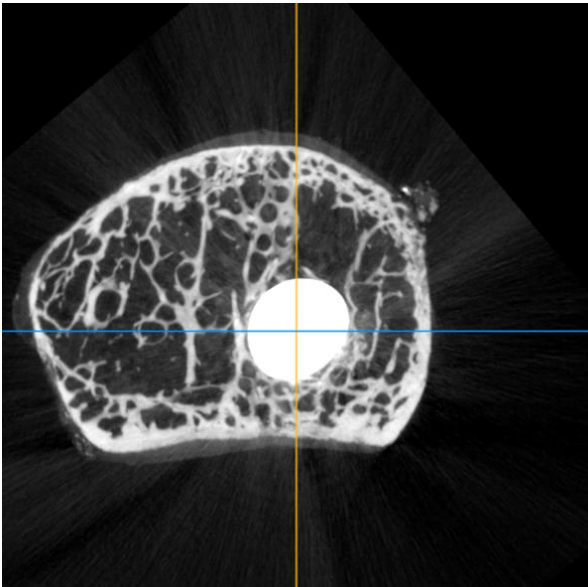


Abbildung 26: Darstellung der Probe SC 55 im μ CT, Ansicht von axial (Osirix).

3.6 Statistische Methoden

Wir verwendeten www.random.org, um die randomisierte Zuordnung der Scaphoide zu den Implantaten durchzuführen (s. 3.3) (118). Die durch die Untersuchung im μ CT gewonnenen Daten wie OV/TV nach und vor Belastung pflegten wir in eine Excel Datei ein. Aus diesem Excel-Datensatz erstellten wir die scaphoidspezifischen Grafiken im Ergebnisteil. Die deskriptive und explorative Analyse der Daten erfolgte unter Mithilfe des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI), Mainz, sowie der Software SPSS Statistics 29, IBM.

Wir formulierten folgende Ausgangshypothese H_0 als Hauptfragestellung: „Es gibt keine signifikanten Unterschiede der verwendeten Kompressionsschrauben im in-vitro Lockerungsverhalten (gemessen am Verhältnis von Object Volume zu Total Volume vor und nach zyklischer Biegebelastung).“

Wir verwendeten eine univariate, einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) zur Untersuchung der Wirkung der unabhängigen Variable „Implantattyp“ auf die Zielvariable „Verhältnis von Object Volume zu Total Volume vor und nach zyklischer Biegebelastung“. Wir definierten den Signifikanzwert mit $p < 0,05$ um die Irrtumswahrscheinlichkeit bei Akzeptanz der Alternativhypothese H_1 und Ablehnung der Ausgangshypothese H_0 kleiner als 5% zu halten. Bei der Regressionsanalyse logarithmierten wir die Werte der abhängigen Zielvariablen, um eine Normalverteilung der Residuen zu begünstigen und eine korrekte Angabe des Standardfehlers zu ermöglichen. Hierdurch sollten die Ergebnisse bei vermuteten heterogenen Varianzen statistisch solider sein.

Bei einer errechneten Effektstärke $f = 0,1/0,1$, einem $\alpha = 0,05$, $df = 3$ und Gruppen = 4, wäre zum Erreichen einer Power von 80% ein Stichprobenumfang von $n = 99/98$ nötig (119). Dies würde eine Gruppengröße von jeweils 25 Scaphoiden bedeuten.

Bei Vorhandensein eines Confounders, wie in unserer Untersuchung der Knochendichte, wäre bei einer errechneten Effektstärke $f = 0,11/0,11$, einem $\alpha = 0,05$, $df = 3$ und Gruppen = 4, zum Erreichen einer Power von 80% ein Stichprobenumfang von $n = 109/107$ nötig (119). Dies würde eine Gruppengröße von jeweils 28, bzw. 27 Scaphoiden bedeuten. Diese Menge von Präparaten und Tests ist jedoch aus ethischen und kosten Gründen nicht realisierbar.

4. Ergebnisse

4.1 Deskriptive Statistik

4.1.1 Charakteristika der Scaphoide

Insgesamt wurden 28 Scaphoide untersucht. Davon entstammten 15 Scaphoide einer weiblichen Körperspenderin und 12 Scaphoide einem männlichen Körperspender. Das Alter der Körperspender lag zwischen 97 und 61 Jahren. Geschlecht und Alter der Probe SC_48 blieben unbekannt. 11 der Scaphoide entstammen einer linken Hand und 17 einer rechten Hand. Die Länge der Scaphoide lag im Mittel bei 28,68 mm mit einem Maximum von 33 mm und einem Minimum von 25 mm. Die ermittelte Knochendichte lag im Mittel bei 469,8 HE mit einem Maximum von 813,9 HE, einem Minimum von 276,3 HE und einer Standardabweichung von +/- 139,5 HE.

4.1.2 Charakteristika der Implantate

Die angewandten Implantate waren jeweils mit einer Anzahl von sieben vertreten. Die Länge der implantierten Schrauben lag im Mittel bei 22,7 mm. Die längsten angewandten Schrauben waren 27 mm lang, wobei die kürzesten 18 mm lang waren. Die Standardabweichung der Schraubenlänge lag bei 2,7 mm. Die Länge des distalen Gewindes lag im Mittel bei 6,3 mm mit einem Maximum von 10 mm und einem Minimum von 5 mm. Die Standardabweichung lag bei 1,3 mm. Die restlichen Schraubenmaße waren implantatspezifisch und unterschieden sich demnach in den Gruppen nicht. Daher werden sie hier nicht aufgeführt, sind aber aus 8.1.2 zu entnehmen.

4.2 Primäre Erkenntnisse

4.2.1 Tabellarischer Vergleich der Volumina

Die Darstellung des Lockerungsverhaltens der implantierten Schrauben in der SIE erfolgt mittels des Verhältnisses von Object Volume zu Total Volume (OV/TV). Hierbei betrachten wir das OV/TV vor, und nach 2000 Belastungszyklen. Ein hohes OV/TV spricht für eine geringe Lockerung des Implantates in der SIE. Ein geringes OV/TV spricht dagegen für eine höhergradige Lockerung des Implantates in der SIE. In der folgenden Tabelle 1 sind die Ergebnisse des Lockerungsverhaltens der angewendeten Implantate aus dem Micro CT deskriptiv aufgeführt. Das Verhältnis von OV/TV vor Belastung lag im Mittel bei 0,55 mit einer Standardabweichung von 0,13. Das maximale Verhältnis von OV/TV vor Belastung lag bei 0,85 und das minimale bei 0,33. Das Verhältnis von OV/TV nach Belastung lag im Mittel bei 0,53 mit einer Standardabweichung von 0,12. Das maximale Verhältnis von OV/TV nach Belastung lag bei 0,82 und das minimale bei 0,32. Die AA zeigt im Vergleich des Mittelwertes

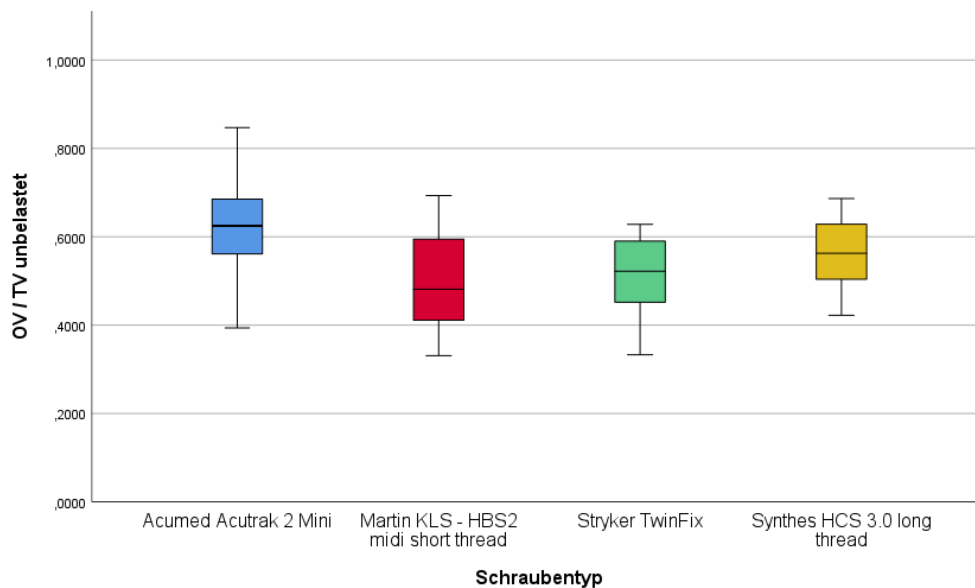
sowohl unbelastet als auch belastet das höchste Verhältnis von OV/TV. Die KH zeigt in Bezug auf den Mittelwert unbelastet und belastet das niedrigste Verhältnis von OV zu TV. Bei Betrachtung der Standardabweichung des OV/TV zeigt die AA im Vergleich zu den anderen Implantaten unbelastet den höchsten, und belastet den knapp zweithöchsten Wert. Die Standardabweichung des OV/TV bei der KH ist im Vergleich zu den anderen Implantaten unbelastet am zweithöchsten und belastet am höchsten.

Implantat	MW OV/TV unbelastet	MD OV/TV unbelastet	SD OV/TV unbelastet	MW OV/TV belastet	MD OV/TV belastet	SD OV/TV belastet
Synthes HCS 3.0 long thread	0,5623	0,5627	0,0965	0,5331	0,5570	0,1074
KLS Martin HBS2 midi short thread	0,5024	0,4815	0,1362	0,4785	0,4490	0,1362
Acumed Acutrak 2 Mini	0,6226	0,6249	0,1460	0,6091	0,5949	0,1326
Stryker TwinFix	0,5094	0,5219	0,1075	0,5023	0,5225	0,0989

Tabelle 1: Mittelwerte (MW), Mediane (MD) und Standardabweichung (SD) des Verhältnisses von OV/TV vor- und nach Belastung nach Implantaten sortiert.

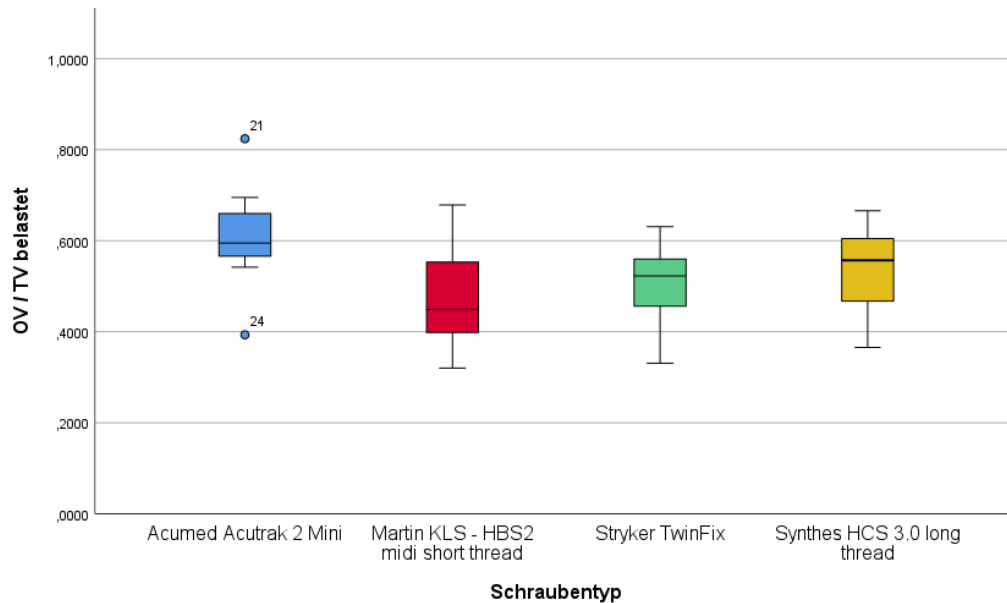
4.2.2 Graphischer Vergleich der Volumina

Zur Veranschaulichung der in Tabelle 1 dargestellten Messungen stellt der Boxplot 1 die Verhältnisse von OV/TV der unbelasteten SIE mit den Implantaten der verschiedenen Hersteller grafisch dar. Die AA zeigt hier das geringste mittlere Lockerungsverhalten bei ausgeprägter Streuung. Die KH zeigt das im Vergleich zu den anderen Implantaten höchste Lockerungsverhalten bei deutlicher Streuung. Alle Implantate zeigen eine beinahe symmetrische Verteilung. Es sind keine Ausreißer in der Analyse vor Belastung zu beobachten.



Boxplot 1: Darstellung des Verhältnisses von OV/TV bei der unbelasteten SIE. 50% der ermittelten Werte liegen innerhalb der Box. Diese ist durch das obere und untere Quartil begrenzt. Der querverlaufende Strich innerhalb der Box stellt den Median dar. Die Messwerte, die maximal in 1,5-fachem Interquartialabstand vom Quartil entfernt liegen, bestimmen die Länge der Whisker. Die Längen der Whisker wird durch die Messwerte bestimmt, die maximal den 1,5-fachen Interquartialabstand vom Quartil entfernt liegt.

Der Boxplot 2 zeigt die Messungen des Lockerungsverhaltens anhand des Verhältnisses von OV/TV der SIE mit den verschiedenen Implantaten der Hersteller nach Belastung. Dabei fallen bei der Gruppe der AA zwei Ausreißer (21 und 24) auf. Die AA zeigt das geringste mittlere Lockerungsverhalten. Abgesehen von den zwei bereits beschriebenen Ausreißern zeigt sich bei der AA eine kleine Streuung. Bei Betrachtung der KH zeigt sich das höchste mittlere Lockerungsverhalten bei ausgeprägter Streuung. Die AA und KH zeigen eine rechtsschiefe Messwerteverteilung auf. Hingegen zeigen ST und SH eine linksschiefe Messwerteverteilung auf.



Boxplot 2: Darstellung des Verhältnisses von OV/TV bei der belasteten SIE. 50% der ermittelten Werte liegen innerhalb der Box. Diese ist durch das obere und untere Quartil begrenzt. Der querverlaufende Strich innerhalb der Box stellt den Median dar. Die Messwerte, die maximal in 1,5-fachem Interquartialabstand vom Quartil entfernt liegen, bestimmen die Länge der Whisker. Die Längen der Whisker wird durch die Messwerte bestimmt, die maximal den 1,5-fachen Interquartialabstand vom Quartil entfernt liegt. Die blauen Punkte 21 und 24 stellen zwei Ausreißer in der Gruppe der AA dar.

4.2.3 Explorative Statistik – Einfluss des Implantats auf das Lockerungsverhalten

Wir verwendeten als statistischen Test der Zwischensubjekteffekte eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA). Beim Vergleich der Schraubenmodelle vor Belastung ist das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ mit $p = 0,284$ überschritten. Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind in Tabelle 2 dargestellt.

ANOVA und Effektgrößen					
Abhängige Variable: OV/TV vor Belastung					
	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Zwischen den Gruppen	,041	3	,014	1,344	,284
Innerhalb der Gruppen	,245	24	,010		
Gesamt	,287	27			

		Punktschätzung	95% Konfidenzintervall	
			Unterer	Oberer
OV/TV vor Belastung	Eta-Quadrat	,144	,000	,324

- a. Eta-Quadrat wird basierend auf dem Modell mit festen Effekten geschätzt.
b. Negative, aber weniger verzerrte Schätzungen werden beibehalten, nicht auf null aufgerundet.

Tabelle 2: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“.

Beim Vergleich der Schraubenmodelle nach Belastung zeigt die angewandte einfaktorielle Varianzanalyse einen p-Wert von 0,246. Auch hier ist das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ überschritten. Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind in Tabelle 3 tabellarisch dargestellt.

ANOVA und Effektgrößen					
Abhängige Variable: OV/TV nach Belastung					
	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Zwischen den Gruppen	,046	3	,015	1,447	,246
Innerhalb der Gruppen	,250	24	,010		
Gesamt	,296	27			

		Punktschätzung	95% Konfidenzintervall	
			Unterer	Oberer
OV/TV nach Belastung	Eta-Quadrat	,156	,000	,339

- a. Eta-Quadrat wird basierend auf dem Modell mit festen Effekten geschätzt.
b. Negative, aber weniger verzerrte Schätzungen werden beibehalten, nicht auf null aufgerundet.

Tabelle 3: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“.

4.3 Sekundäre Erkenntnisse

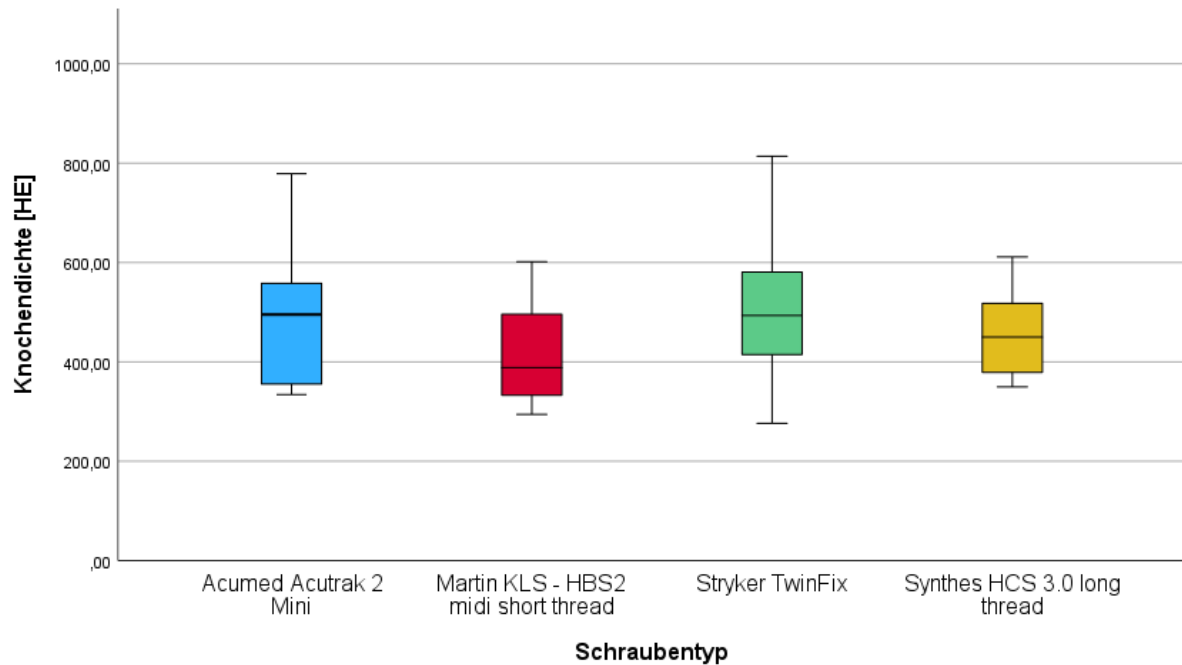
4.3.1 Korrelation zwischen Knochendichte und OV/TV

In Tabelle 4 wird die gemessene Knochendichte der verwendeten Scaphoide gemessen in Hounsfield Einheiten (HE) deskriptiv dargestellt und den entsprechenden Implantaten zugeordnet. In der Gruppe der Scaphoide, bei denen die KH implantiert wurde, zeigt sich im Vergleich die niedrigste Knochendichte mit einem Mittelwert von 420,23 (SD +/- 116,71) und einem Median von 338,39. Die Scaphoide, welche mit der AA oder der ST versorgt wurden, zeigen im Vergleich die höchste Knochendichte.

Implantat	MN Knochendichte in HE	MX Knochendichte in HE	MW Knochendichte in HE	MD Knochendichte in HE	SD Knoche ndichte in HE
Synthes HCS 3.0 long thread	349,69	611,28	457,72	449,79	98,16
KLS Martin HBS2 midi short thread	294,30	601,41	420,23	388,39	116,71
Acumed Acutrak 2 Mini	334,24	778,78	490,75	495,14	163,94
Stryker TwinFix	276,32	813,88	510,65	493,36	178,67

Tabelle 4: Maximum (MX), Minimum (MN), Mittelwerte (MW), Mediane (MD) und Standardabweichung (SD) der Knochendichte nach Implantaten sortiert.

Die Mittelwerte, Mediane und entsprechenden Standardabweichungen der Knochendichte der Scaphoide, aufgeteilt nach den implantierten Schraubenmodellen zeigen, wie in Tabelle 2 ersichtlich, eine heterogene Verteilung. Dies ist im Boxplot 3 grafisch dargestellt.



Boxplot 3: Darstellung der Knochendichte in HE gegen die untersuchten Schraubenmodelle. 50% der ermittelten Werte liegen innerhalb der Box. Diese ist durch das obere und untere Quartil begrenzt. Der querverlaufende Strich innerhalb der Box stellt den Median dar. Die Längen der Whisker wird durch die Messwerte bestimmt, die maximal den 1,5-fachen Interquartialabstand vom Quartil entfernt liegt.

Wir führten eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) mit der abhängigen Variable „Knochendichte“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ zur Prüfung des Zwischensubjekteffektes durch. Mit $p = 0,713$ wurde das Signifikanzniveau von $p < 0,05$ erheblich überschritten. Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind in Tabelle 5 dargelegt.

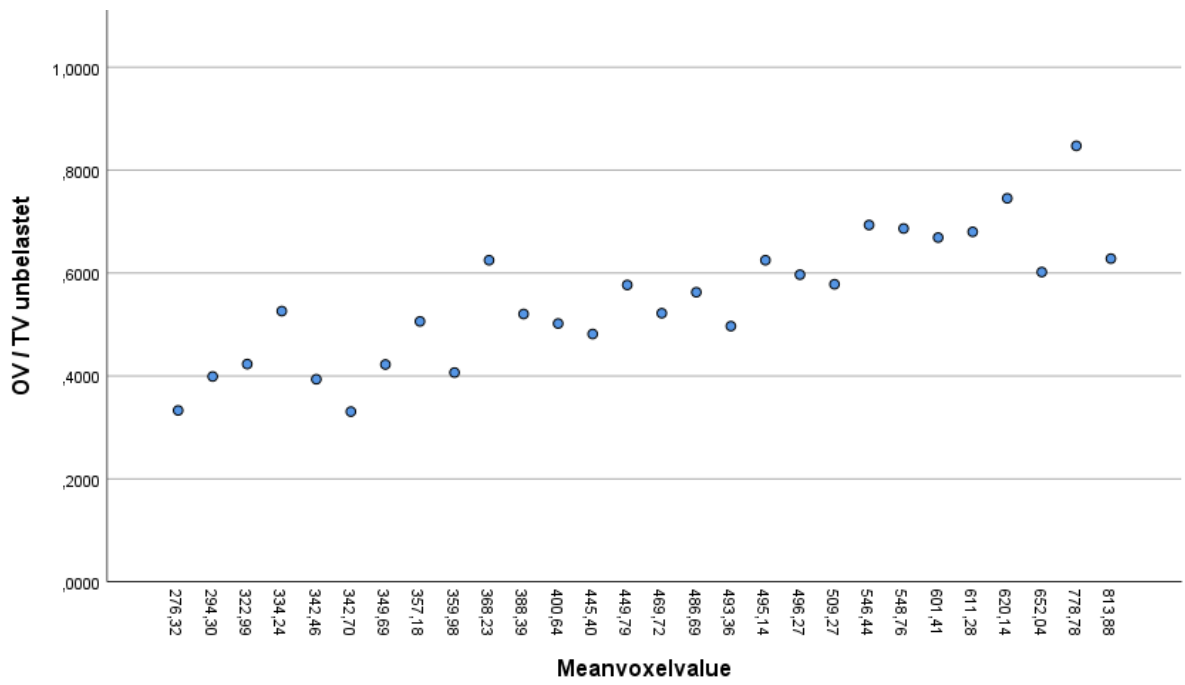
ANOVA und Effektgrößen					
Abhängige Variable: Knochendichte					
	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Zwischen den Gruppen	,023	3	,008	,456	,713
Innerhalb der Gruppen	,393	24	,016		
Gesamt	,416	27			

		Punktschätzung	95% Konfidenzintervall	
			Unterer	Oberer
OV/TV nach Belastung	Eta-Quadrat	,054	,000	,189

- a. Eta-Quadrat wird basierend auf dem Modell mit festen Effekten geschätzt.
- b. Negative, aber weniger verzerrte Schätzungen werden beibehalten, nicht auf null aufgerundet.

Tabelle 5: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „Knochendichte“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“.

Im Streudiagramm 1 ist das Lockerungsverhalten der Implantate in der SIE anhand der gemessenen Knochendichte der Kahnbeine grafisch dargestellt. Grafisch lässt sich eine positive Korrelation zwischen Knochendichte und OV/TV erahnen.



Streudiagramm 1: Darstellung des Verhältnisses von OV zu TV vor Belastung aufgetragen gegen die Knochendichte [HE].

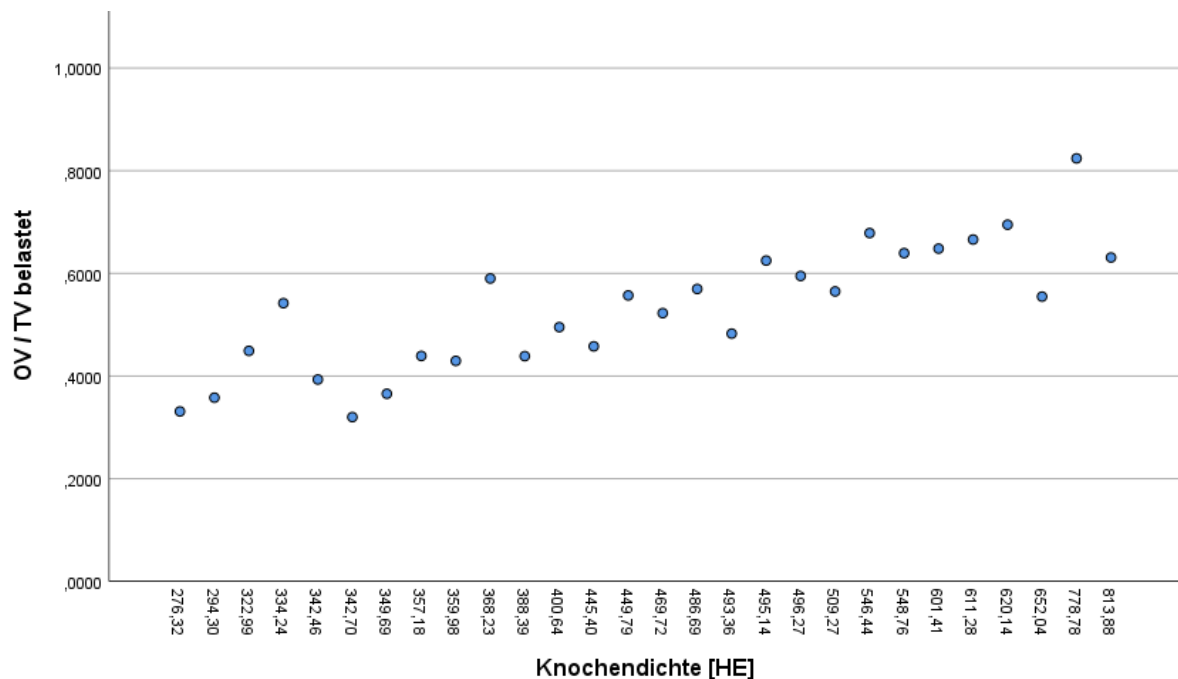
Wir führten einen Test auf die im Streudiagramm 1 vermutete Korrelation zwischen Knochendichte und OV/TV vor Belastung durch, welcher sich mit einem p-Wert von 0,01 signifikant zeigt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 illustriert.

		Knochendichte	OV/TV vor Belastung
Knochendichte	Pearson-Korrelation	1	,803**
	Sig. (2-seitig)		<,001
OV/TV vor Belastung	Pearson-Korrelation	,803**	1
	Sig. (2-seitig)	<,001	

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 6: Tests auf eine Korrelation der Variablen „Knochendichte“ und „OV/TV vor Belastung“.

Im Streudiagramm 2 ist das Lockerungsverhalten der Implantate in der SIE gegen die gemessene Knochendichte nach Belastung grafisch aufgeführt. Anhand der Grafik lässt sich ebenfalls eine positive Korrelation zwischen Knochendichte und OV/TV erahnen.



Streudiagramm 2: Darstellung des Verhältnisses von OV zu TV nach Belastung aufgetragen gegen die Knochendichte [HE].

Wir führten einen Test auf die im Streudiagramm 2 zu erahnde Korrelation zwischen Knochendichte und OV/TV nach Belastung durch, welcher sich mit einem p-Wert von 0,01 signifikant zeigt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7 veranschaulicht.

		Knochendichte	OV/TV nach Belastung
Knochendichte	Pearson-Korrelation	1	,805**
	Sig. (2-seitig)		<,001
OV/TV vor Belastung	Pearson-Korrelation	,805**	1
	Sig. (2-seitig)	<,001	

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 7: Tests auf eine Korrelation der Variablen „Knochendichte“ und „OV/TV nach Belastung“.

4.3.2 Einfluss des Implantates auf das Lockerungsverhalten mit der Knochendichte als Confounder

Aufgrund des signifikanten Einflusses der Knochendichte auf das Verhältnis von OV/TV mit- und vor Belastung, sowie der Heterogenität der Verteilung der Schraubenmodelle auf Scaphoide unterschiedlicher Knochendichte, kontrollieren wir in folgender linearer Regressionsanalyse (ANOVA) für ein mögliches Confounding der Knochendichte durch Miteinbeziehen der Knochendichte in die statistische Analyse. Bei der Durchführung der linearen Regression sind der Koeffizient und die Mittelwerte von OV/TV der verschiedenen Schraubenmodelle vor Belastung und nach Kontrolle auf Confounding der Knochendichte signifikant von 0 verschieden ($p = 0,011$). Durch Einbeziehen der Knochendichte als Confounder verbessert sich zusätzlich zur Betrachtung des Einflusses des Schraubentyps der Erklärungsgehalt unserer Analyse. Die Erkenntnisse der Testung sind in Tabelle 8 dargestellt.

Abhängige Variable: OV/TV vor Belastung, Confounder: Knochendichte						
Quelle	Typ III Quadratsumme	Korrelation	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Korrigiertes Modell	,223 ^a		4	,056	20,226	<,001
Schraubentyp	,038		3	,013	4,650	,011
Fehler	,063		23	,003		
Gesamt	2,354		28			
R-Quadrat		0,779				
Korrigiertes R-Quadrat		0,740				

Tabelle 8: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“.

Wir führten eine lineare Regressionsanalyse zwischen der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle für ein mögliches Confounding der Knochendichte durch Miteinbeziehen der Knochendichte in die statistische Analyse durch. Hier ist der Koeffizient und die Mittelwerte von OV/TV der verschiedenen Schraubenmodelle nach Belastung und nach Kontrolle für ein mögliches Confounding durch die Knochendichte ebenfalls signifikant von 0 verschieden ($p = 0,024$). Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sind in folgender Tabelle 9 dargestellt.

Abhängige Variable: OV/TV nach Belastung, Confounder: Knochendichte						
Quelle	Typ III Quadratsumme	Korrelation	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
Korrigiertes Modell	,227		4	,057	18,671	<,001
Schraubentyp	,035		3	,012	3,813	,024
Fehler	,070		23	,003		
Gesamt	2,602		28			
R-Quadrat		0,765				
Korrigiertes R-Quadrat		0,724				

Tabelle 9: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“.

4.3.3 Referenzkategorie Acumed Acutrak 2 mini

Aufgrund der vermuteten Unterschiede der Koeffizienten der AA in Boxplot 1 und 2, welche wir als nicht-signifikant von 0 verschieden testeten, sowie der signifikanten Unterschiede der Schraubenmodelle nach Kontrolle für ein mögliches Confounding durch die Knochendichte, führten wir eine lineare Regressionsanalyse zwischen der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte durch. Hierbei verwenden wir die AA als Referenzkategorie. Bei der Durchführung der linearen Regressionsanalyse zeigt sich vor Belastung der Koeffizient für den Schraubentyp SH bei der gewählten Referenzkategorie AA nicht signifikant von 0 verschieden ($p = 0,509$). Der Koeffizient für den Schraubentyp KH ist vor Belastung bei der gewählten Referenzkategorie AA ebenfalls nicht signifikant von 0 verschieden ($p = 0,076$). Bei der Anwendung des linearen Regressionsmodells zeigt sich der Koeffizient für den Schraubentyp ST vor Belastung bei der gewählten Referenzkategorie AA hoch signifikant von 0 verschieden ($p = 0,002$). Die hier gewonnenen Erkenntnisse sind in Tabelle 10 illustriert.

Abhängige Variable: OV/TV vor Belastung, Referenzvariable: Schraubentyp AA, Confounder: Knochendichte						
Parameter	Regressions koeffizient	Std.- Fehler	T	Sig.	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Konstanter Term	-1,186	,096	-12,332	<,001	-1,374	-,997
Knochendichte	,001	<,001	8,121	<,001	,001	,002
Synthes HCS 3.0 long thread	-,044	,065	-,670	,509	-,171	,0,084
KLS Martin HBS2 midi short thread	-,122	,066	-1,858	,076	-,251	,007
Stryker TwinFix	-,225	,065	-3,473	,002	-,352	-,098

Tabelle 10: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit der Referenzvariable „Schraubentyp-Acumed Acutrak 2 Mini“ und mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“.

Weiterhin führten wir eine lineare Regressionsanalyse zwischen der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte durch. Hierbei verwenden wir wieder die AA als Referenzkategorie. Bei der Regressionsanalyse zeigt sich der Koeffizient für den Schraubentyp SH nach Belastung und bei der gewählten Referenzkategorie AA nicht signifikant von 0 verschieden ($p = 0,227$). Weiterhin zeigte sich bei der Durchführung der Regressionsanalyse der Koeffizient für den Schraubentyp KH bei der Referenzkategorie AA nach Belastung signifikant von 0 verschieden ($p = 0,034$). Der Koeffizient für den Schraubentyp ST ist bei der gewählten Referenzkategorie AA nach Belastung hoch signifikant von 0 verschieden ($p = 0,004$). Die Resultate der Regressionsanalyse sind in Tabelle 11 aufgeführt.

Abhängige Variable: OV/TV nach Belastung, Referenzvariable: Schraubentyp AA, Confounder: Knochendichte						
Parameter	Regressions koeffizient	Std.- Fehler	T	Sig.	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Konstanter Term	-1,201	,101	-11,915	<,001	-1,399	-1,004
Knochendichte	,001	<,001	7,711	<,001	,001	,002
Synthes HCS 3.0 long thread	-,084	,068	-1,241	,227	-,0218	,049
KLS Martin HBS2 midi short thread	-,155	,069	-2,249	,034	-,290	-,020
Stryker TwinFix	-,218	,068	-3,205	,004	-,351	-,085

Tabelle 11: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“ und mit der Referenzvariable „Schraubentyp = Acumed Acutrak 2 Mini“.

4.3.4 Referenzkategorie KLS Martin

Da die KLS Martin eine der in Deutschland am häufigsten verwendeten Kompressionsschrauben ist, führten wir eine lineare Regressionsanalyse zwischen der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte und der KH als Referenzkategorie durch. Bei der Durchführung der linearen Regressionsanalyse zeigt sich der Koeffizient für den Schraubentyp SH bei der gewählten Referenzkategorie KH vor Belastung nicht signifikant von 0 verschieden ($p = 0,238$). Der Koeffizient für den Schraubentyp ST ist bei der gewählten Referenzkategorie KH vor Belastung nicht signifikant von 0 verschieden ($p = 0,136$). Weiterhin zeigte die angewandte lineare Regression, dass der Koeffizient für den Schraubentyp AA bei der gewählten Referenzkategorie KH vor Belastung signifikant von 0 verschieden ist ($p = 0,076$). Die Ergebnisse der Regressionsanalyse mit der Referenzvariable KH sind Tabelle 12 zu entnehmen.

Abhängige Variable: OV/TV vor Belastung, Referenzvariable: Schraubentyp KH, Confounder: Knochendichte						
Parameter	Regressions koeffizient	Std.- Fehler	T	Sig.	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Konstanter Term	-1,308	,086	-15,270	<,001	-1,476	-1,140
Knochendichte	,001	<,001	8,121	<,001	,001	,002
Synthes HCS 3.0 long thread	,079	,065	1,211	,238	-,049	,206
Stryker TwinFix	-,103	,067	-1,543	,136	-,233	,028
Acumed Acutrak 2 Mini	,122	,066	1,858	,076	-,007	,251

Tabelle 12: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV vor Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“ und mit der Referenzvariable „Schraubentyp = KLS Martin“.

Wir führten im Anschluss eine lineare Regressionsanalyse zwischen der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte und der KLS Martin als Referenzkategorie durch. Der Koeffizient für den Schraubentyp SH ist bei der gewählten Referenzkategorie KH nach Belastung nicht signifikant von 0 verschieden ($p = 0,310$). Des Weiteren ist der Koeffizient für den Schraubentyp ST bei gewählter Referenzkategorie KH nach Belastung ebenfalls nicht signifikant von 0 verschieden ($p = 0,380$). Bei der Durchführung der linearen Regressionsanalyse zeigte sich der Koeffizient für den Schraubentyp AA bei der gewählten Referenzkategorie KH nach Belastung signifikant von 0 verschieden ($p = 0,034$). Die Resultate der Regressionsanalyse sind in Tabelle 13 illustriert.

Abhängige Variable: OV/TV nach Belastung, Referenzvariable: Schraubentyp KH, Confounder: Knochendichte						
Parameter	Regressions koeffizient	Std.- Fehler	T	Sig.	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Konstanter Term	-1,356	,090	-15,102	<,001	-1,532	-1,180
Knochendichte	,001	<,001	7,711	<,001	,001	,002
Synthes HCS 3.0 long thread	,071	,068	1,037	,310	-,063	,204
Stryker TwinFix	-,062	,070	-,896	,380	-,199	,074
Acumed Acutrak 2 Mini	,155	,069	2,249	,034	,020	,290

Tabelle 13: Tests der Zwischensubjekteffekte mit der abhängigen Variable „OV/TV nach Belastung“ und der unabhängigen Variable „Schraubentyp“ mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch „Knochendichte“ und mit der Referenzvariable „Schraubentyp = KLS Martin“.

5 Diskussion

Der nachfolgende Abschnitt der Promotionsschrift soll die Ergebnisse der Arbeit kritisch zur Diskussion stellen und mit aktuellen Erkenntnissen der Literatur in Bezug setzen. Weiterhin sollen Stärken und Schwächen der Arbeit dargestellt werden. Abschließend soll eine Zusammenfassung der Arbeit und mögliche Anregungen für zukünftige Arbeiten dargestellt werden.

5 Ergebnisse der Untersuchung

5.1.1 Primäre Erkenntnisse

In unserer Untersuchung konnten wir zeigen, dass die AA unbelastet den geringsten Grad der Lockerung, gemessen als Verhältnis von OV zu TV, aufweist (MW 0,62, SD 0,15). Die SH zeigt mit einem OV/TV von MW 0,56 und einer SD von 0,01 die zweitgeringste Lockerung. Die ST und die KH zeigen mit einem MW 0,51, SD 0,11, respektive MW 0,50, SD 0,14 die ausgeprägteste Lockerung, gemessen am Verhältnis von OV zu TV, vor Belastung.

Wir führten eine einfaktorielle Varianzanalyse zwischen den Schraubenmodellen (unabhängige Variable) und Lockerung vor Belastung (abhängige Variable; gemessen durch das Verhältnis OV zu TV) durch. Das Ergebnis für Zwischensubjekteffekte überschritt mit $p=0,28$ das Signifikanzniveau $p < 0,05$ deutlich. Daher stellen wir fest, dass es keinen signifikanten Unterschied im in-vitro Lockerungsverhalten vor Belastung (gemessen am Verhältnis OV/TV) zwischen den untersuchten Schraubenmodellen gibt und wir die Ausgangshypothese H_0 annehmen müssen.

Betrachtet man den Boxplot 1 fällt das im Vergleich zu den anderen Schraubenmodellen höhere Verhältnis von OV/TV der AA betrachtet am Median auf. Weiterhin zu erkennen sind die im Vergleich längeren Whisker, welche bis zum 1,5-fachen Interquartialabstand vom Quartil entfernt liegen. Dies spiegelt sich auch in der hohen Standardabweichung der AA vor Belastung wider 0,15. In Zusammenschau der Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse und der Grafischen Darstellung der AA lässt sich schließen, dass aufgrund der breiten Verteilung der Messwerte der AA und der insgesamt niedrigen Fallzahl keine statistische Signifikanz im Vergleich der Mittelwerte des Lockerungsverhaltens gemessen an OV/TV vor Belastung mit den anderen Schraubenmodellen erreicht werden kann.

Nach erfolgten Belastungszyklen zeigt die AA mit einem MW von 0,61 und einer SD von 0,13 die geringste Lockerung. Die SH zeigt mit einem MW von 0,53 und einer SD von 0,11 das zweitgeringste Ausmaß einer Lockerung nach Belastung gefolgt von der ST mit einem MW von 0,50 und einer SD von 0,10. Die ausgeprägteste Lockerung nach Belastung zeigte die KH mit einem Mittelwert von 0,48 und einer SD von 0,14.

Bei der Durchführung einer einfaktoriellen Varianzanalyse ANOVA zwischen den Schraubenmodellen (unabhängige Variable) und Lockerung nach Belastung (abhängige Variable; gemessen durch das Verhältnis OV zu TV) zeigt sich bei $p = 0,25$ eine deutliche Überschreitung des Signifikanzniveaus $p < 0,05$. Dadurch lässt sich feststellen, dass es keinen signifikanten Unterschied im in-vitro Lockerungsverhalten nach Belastung (gemessen am Verhältnis OV/TV) zwischen den untersuchten Schraubenmodellen gibt und die Ausgangshypothese H_0 anzunehmen ist.

Bei Begutachtung des Boxplot 2 fällt auf, dass die Box der AA, welche 50% aller Werte des Verhältnisses von OV/TV der AA enthält, im Vergleich zu den Boxen der anderen Schraubenmodellen höher steht. Des Weiteren zeigen sich in der AA-Gruppe zwei Ausreißer. Das Verhältnis von OV/TV des Ausreißers 21 liegt bei 0,82 und ist damit der höchste absolute Wert in allen Gruppen. Der absolute Wert des Ausreißers 24 liegt bei 0,39 und gehört damit zu den fünf niedrigsten Werten, respektive zu den 18% niedrigsten Werten in der gesamten Gruppe. Es ist anzunehmen, dass die beiden Ausreißer einen negativen Einfluss auf die Signifikanzprüfung haben.

5.1.2 Sekundäre Erkenntnisse

Die Scaphoide in der Gruppe der ST zeigten mit einem MW von 510,65 HE und einer SD von 178,67 HE die höchste Knochendichte gefolgt von der AA mit einem MW von 490,75 HE und einer SD von 163,94 HE. Die drittniedrigste Knochendichte zeigte sich mit einem MW von 457,72 HE und einer SD von 98,16 HE bei der Gruppe der SH. Die niedrigste Knochendichte zeigte sich in der Gruppe der KH mit einem Mittelwert von 420,23 HE und einer SD von 116,71 HE.

Die durchgeführte einfaktorielle Varianzanalyse zwischen Schraubenmodellen (unabhängige Variable) und der Knochendichte (abhängige Variable; gemessen in HE) überschritt mit $p = 0,71$ deutlich das Signifikanzniveau von $p < 0,05$. Daher ist anzunehmen, dass kein signifikanter Unterschied der Mittelwerte der Knochendichte der verwendeten Scaphoide

innerhalb der Gruppen der untersuchten Schraubenmodellen besteht. Dies ist grafisch anhand des Boxplot 3 nachzuvollziehen.

Das Streudiagramm 1 zeigt das Lockerungsausmaß gemessen am Verhältnis OV/TV vor Belastung aufgetragen gegen die Knochendichte gemessen in HE. Die grafisch zu erahnende positive Korrelation lässt sich mittels bivariater Korrelationsrechnung mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,001$ bestätigen.

Bei Betrachtung des Streudiagramms 2, in welchem das Verhältnis von OV/TV nach Belastung gegen die Knochendichte gemessen in HE aufgetragen wurde, lässt sich ebenfalls grafisch eine positive Korrelation erahnen. Diese lässt sich in der bivariaten Korrelationsrechnung mit einer Signifikanz von $p < 0,001$ bestätigen.

Bei signifikanter Korrelation zwischen Knochendichte und des Lockerungsausmaßes im Micro-CT betrachteten wir die einzelnen Implantate in verschiedenen Knochendichtebereichen und führten lineare Regressionsmodelle mit einer Korrektur des Confounders Knochendichte durch.

Dabei zeigen die mit der AA versorgten Proben SC_45 und SC_49 im Bereich hoher Knochendichte (548,76-813,88 HE) und vor Belastung mit einem Verhältnis von OV/TV von 0,85 und 0,75 die höchsten Werte. Auch nach Belastung zeigen die mit der AA versorgten Proben SC_45 und SC_49 in hoher Knochendichte eine geringere Lockerung im Vergleich zu den anderen Schraubenmodellen mit einem Verhältnis OV/TV von 0,82 und 0,69. Die mit der ST versorgten Proben SC_50 und SC_40 zeigen im Bereich hoher Knochendichte vor Belastung das niedrigste Verhältnis OV/TV im Vergleich mit den anderen Schraubenmodellen von 0,60 und 0,63. Weiterhin zeigen die mit der ST versorgten Proben SC_50 und SC_40 auch nach Belastung das niedrigste Verhältnis OV/TV mit 0,55 und 0,63.

Im Bereich niedriger Knochendichte (276,32-349,69 HE) zeigt die mit der AA versorgte Probe SC_38 den höchsten Wert für das Verhältnis von OV/TV im Vergleich mit den anderen Proben und Implantaten. Die mit der AA versorgte Probe SC_55 zeigt jedoch nur einen Wert von 0,39. Die niedrigsten absoluten Werte zeigen hier die mit der ST versorgte Probe SC_47 mit 0,33 und die mit der KH versorgte Probe SC_53 mit 0,33.

Fünf der angewandten ST wurden bei Scaphoiden mit einer Knochendichte zwischen 496,72 HE und 813,88 HE implantiert. Dabei handelt es sich um Scaphoide mit einer sehr hohen und hohen Knochendichte. Dies könnte das bildmorphologische Lockerungsverhalten im Vergleich

zu den anderen Schraubenmodellen positiv beeinflusst haben. Dagegen wurden fünf der sieben verwendeten KH bei Scaphoiden mit einer Knochendichte zwischen 294,30 HE und 445,40 HE, welche zu den Scaphoiden mit einer sehr niedrigen oder niedrigen Knochendichte in der Gruppe gehören, implantiert. Dies könnte durch die Knochendichte die Untersuchung des Lockerungsverhaltens der KH negativ beeinflusst haben.

Bei der Durchführung der linearen Regression zwischen den Schraubenmodellen (unabhängige Variable) und Lockerung vor Belastung (abhängige Variable; gemessen durch das Verhältnis OV zu TV) unter Korrektur des Confounders Knochendichte zeigte sich ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte mit $p = 0,01$. Dadurch lässt sich feststellen, dass nach Kontrolle für ein mögliches Confounding durch die Knochendichte ein signifikanter Unterschied im in-vitro Lockerungsverhalten vor Belastung (gemessen am Verhältnis OV/TV) zwischen den untersuchten Schraubenmodellen anzunehmen ist.

Bei der Anwendung eines linearen Regressionsmodells zwischen den Schraubenmodellen (unabhängige Variable) und Lockerung nach Belastung (abhängige Variable; gemessen durch das Verhältnis OV zu TV) unter Einbeziehung des Confounders Knochendichte zeigte sich ein ebenfalls signifikanter Unterschied der Mittelwerte mit $p = 0,02$. Hieraus lässt sich schließen, dass nach Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte ein signifikanter Unterschied im in-vitro Lockerungsverhalten nach Belastung (gemessen am Verhältnis OV/TV) zwischen den untersuchten Schraubenmodellen anzunehmen ist.

Aufgrund der vermuteten Überlegenheit hinsichtlich des Lockerungsverhaltens der AA führten wir eine lineare Regression mit der AA als Referenzkategorie mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte durch. Hier zeigten sich die Koeffizienten der ST vor- und nach Belastung signifikant von 0 verschieden ($p = 0,002$ und $p = 0,004$). Hieraus lässt sich schließen, dass die AA in unserer Studie der ST in Bezug auf das Lockerungsverhalten, sowohl vor als auch nach Belastung, überlegen ist. Eine ebenfalls statistisch signifikante Überlegenheit ist beim Vergleich der AA und der KH nach Belastung zu beobachten ($p = 0,03$). Diese Erkenntnisse lassen sich aber erst statistisch belegen, nachdem auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte kontrolliert wurde. Weiterhin ist nicht nachzuvollziehen, ob die Materialeigenschaften der Schraube, oder die mit der Implantation verbundenen Veränderungen am Knochen, für die Unterschiede im Lockerungsverhalten verantwortlich sind.

5.2 Externe Validität

5.2.1 Fragestellung

Damm et al. untersuchten den Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit bei der Implantation von nicht-zementierten press-fit Prothesen bei Patienten mit schlechter Knochenqualität. Dabei konnten sie keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Oberflächenbeschaffenheit der Implantate feststellen. Sie konnten jedoch zeigen, dass die mittels push-in und pull-out gemessene Primäre Stabilität bei der Population mit geringerer Knochendichte niedriger war, als in der Population mit mittlerer Knochendichte (120). Diese Erkenntnis deckt sich mit unseren Ergebnissen, dass eine niedrige Knochendichte (gemessen in HE) mit einer ausgeprägteren Lockerung vor- oder nach Belastung (gemessen anhand des OV/TV) einhergeht.

Neben der Primär- und Sekundärstabilität wird auch die interfragmentäre Kompressionskraft, welche durch verschiedene Schraubenmodelle aufgebaut werden kann, mit einem günstigen Ergebnis bei Versorgung der Scaphoidfraktur in Verbindung gebracht. R. Grewal et al. haben die interfragmentäre Kompressionskraft zweier Schraubenmodelle, der Acutrak 2 Standard und der 3.0 mm Synthes headless compression screw, untersucht. Dabei zeigte sich die mittlere interfragmentäre Kompressionskraft der Acutrak 2 Standard mit 37.2 ± 26.8 N größer als die der Synthes headless compression screw mit $37,2 \pm 26,8$ N. Die Ergebnisse waren mit $p = 0,04$ statistisch signifikant (121). In unserer Untersuchung konnten wir nach Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte keine Überlegenheit der AA gegenüber der SH vor Belastung (gemessen am Verhältnis OV/TV) mit $p = 0,08$ zeigen. Nach Belastung und mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte zeigte sich jedoch eine mit $p = 0,03$ signifikante Überlegenheit in Bezug auf das Lockerungsverhalten der AA gegenüber der SH.

Pensy et al. untersuchten die Synthes 3.0-mm und die Acutrak Standard Schraube bezüglich ihrer Primärstabilität und der aufgebauten Kompressionskraft im Bereich der Fraktur. Als Ausdruck der Primärstabilität wurde der Spitzendrehmoment der Schrauben betrachtet. Die Autoren konnten keinen signifikanten Unterschied zwischen den Mittelwerten des Spitzendrehmomentes der Schraubenmodelle Synthes 3.0-mm und der Acutrak Standard mit 57 ± 28 Ncm vs. 55 ± 32 Ncm und einem $p < 0,84$ zeigen (122). Wir konnten in unserer Untersuchung ebenfalls keine signifikante Überlegenheit der Primärstabilität der AA gegenüber der SH gemessen am Verhältnis zwischen OV/TV vor- oder nach Belastung und mit Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte mit einem $p = 0,51$ und $p = 0,23$ zeigen.

Eine Arbeitsgruppe unter C. Müller analysierten Datensätze, welche mittels μ CT an Kaninchenschädeln gewonnen wurden. Im Fokus stand dabei die erfolgte Osseointegration von Knochenersatzmaterial. Die Datensätze wurden mittels Avizo^R (Thermo Fisher Scientific) visualisiert und durch die Software CtAn^R mehrere ROI generiert. Hierdurch ließen sich mehrere ringförmige Volumina um die Knochenersatzmaterialien darstellen. Aus diesen ROI konnte der Volumenanteil des segmentierten Knochens berechnet werden, welcher mit der Knochendichte korrelierte. Mittels Umwandlung der 3D-Bilddaten auf eine Ebene war eine Visualisierung des BII möglich. Die Autoren verwendeten die Software „HistoGap“ zur Ermittlung des Knochen-Implantat-Abstandes aus histologischen Präparaten und virtuellen Schnitten aus den μ CT Datensätzen (123). Die in dieser Untersuchung angewandten Methoden ähneln der in unserer Untersuchung verwendeten. Die visuelle Darstellung des BII durch eine Umwandlung der 3D-Bilddaten wäre zur Veranschaulichung der Messungen interessant, hätte jedoch keinen Beitrag zur Beantwortung der Forschungsfrage geleistet. Die Anwendung der Software „HistoGap“ an den μ CT-Datensätzen hätte eine Messung des Knochen-Implantat-Abstandes ermöglicht. Dies hätte als Einfluss auf die Osseointegration, welche in unserer Untersuchung bei in-vitro Bedingungen nicht erfasst wurde, als sekundäre Erkenntnis dargestellt werden.

5.2.2 Versuchsmedien

In unserer Studie verwendeten wir eingefrorene Leichenscaphoide, welche mittels 0,9% NaCl Lösung im physiologischen Milieu gehalten wurden. Hiermit versuchten wir annähernd in-vivo-ähnliche Bedingungen für unsere Untersuchung zu schaffen. Nach Entfernung der Zellen und der organischen Materialien verblieb die Knochenmatrix. Da in unserer Untersuchung das Knochenvolumen nach Einbringen eines Fremdkörpers und nach Belastung der SIE, sowie die Knochendichte im Fokus stand, stellte die Verwendung von Leichenscaphoiden für uns die erste Wahl für das Versuchsmedium dar. In biomechanischen Untersuchungen ist die Verwendung von Kadaverscaphoiden weit verbreitet (124,125).

In der unter 5.1.3.1 dargestellten Untersuchung von R. Grewal et al. wurden die zwei zu vergleichenden Schrauben jeweils in das Scaphoid eines Körperspenders implantiert (121). Hierdurch wurde im Vergleich zu unserer Studie wahrscheinlich eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse erzeugt. Wir untersuchten vier verschiedene Schraubenmodelle, deshalb hätte diese Methode in unserer Studie keine Anwendung finden können. Des Weiteren betrug die Fallzahl in der Untersuchung von R. Grewal et al. acht pro Gruppe, wohingegen in unserer Studie jeweils sieben Fälle pro Gruppe untersucht wurden. Trotz der geringeren Fallzahl konnten wir jedoch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen zeigen.

In der unter 5.1.3.1 erwähnten Studie von Pency et al. wurden Kadaverknochen verwendet. Die Autoren wählten dabei jeweils ein Paar eines Körperspenders zum Vergleich der beiden Schraubenmodelle (122). Hierdurch ist im Vergleich zu unserer Studie eine bessere Vergleichbarkeit, was vor allem die Knochendichte angeht, möglich. Weiterhin waren für die Untersuchung für jede Gruppe jeweils zehn Scaphoide vorhanden, was im Vergleich zu unserer Studie eine Größere Fallzahl pro Gruppe bedeutet.

In einer Studie von Gruszka et al. wurden vier verschiedene Schraubenmodelle bezüglich der Kompressionskraft im Bereich der Fraktur untersucht. Dabei wurden 40 frischgefrorene Leichenschaphoide verwendet (13). Die Fallzahl betrug mit acht Scaphoiden je Untersuchungsgruppe einen Fall mehr als in unserer Untersuchung. Die genaue Anzahl an Scaphoiden für eine statistisch verwertbare Aussage könnten über eine Ermittlung der Power und Effektstärke quantifiziert werden.

Bieger et al. verwendeten Femurknochen von Körperspendern, um hier die Primäre Stabilität von Kurzschaft- mit der Primären Stabilität von Standard-Schäften zu vergleichen. Dabei waren zwei der Körperspender männlichen und sieben weiblichen Geschlechts. Die Altersspanne betrug im Mittel 53,5 Jahre. Mittels einer DEXA-Messung wurde eine Osteoporose ausgeschlossen. Die Knochendichte (gemessen als T-Score) lag zwischen -1,4 und 1,1 (102). Die anatomischen Verhältnisse von Femur und Scaphoid lassen sich nicht wirklich vergleichen. Wenn man unsere Population mit der von Bieger et al. vergleicht, fällt auf, dass unsere Population im Mittel deutlich älter war (MW 79,3 vs. 53,5). Weiterhin zeigte sich in unserer Untersuchung eine heterogene Verteilung der Knochendichte der untersuchten Scaphoide. Im Gegensatz dazu wurde in der Untersuchung von Bieger et al. ausgeschlossen, dass eine Osteoporose mit einem niedrigen T-Score vorliegt.

Es gibt verschiedene Formen der Präservierung von Leichenknochen als Versuchsmedium. Dazu gehören: Fixation in Formalin, Fixation in Thiel, Fixation in Alkohol oder die Einfrierung. In Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass das Einfrieren den geringsten Effekt auf die biomechanischen Eigenschaften des Knochens hatte (126). Deshalb entschieden wir uns für die Präservierung der Scaphoide durch Einfrieren. Weitere Versuchsmedien sind künstlich hergestellte Materialien wie Polyurethan-Hartschaum. Vorteile gegenüber anderen Versuchsmedien sind hier der geringe Beschaffungsaufwand, die einfache Reproduzierbarkeit von Versuchen, annähernd reelle biomechanische Eigenschaften und niedrige Kosten.

Hart et al. verwendeten in ihrer Untersuchung Scaphoide aus Polyurethan Schaum. Dabei ermittelten sie bei- und nach Implantation vier verschiedener Schraubenmodelle, die Kompressionskraft, Spitzendrehmoment und die Tiefe der Insertion, bis ein Implantatversagen auftritt. Die angewandten Kunst-Scaphoide wurden so hergestellt, dass ihre biomechanischen Eigenschaften, wie auch ihre Dichte, denen von jungen Erwachsenen ähneln. Hierfür orientierten sie sich an Studien an Leichenscaphoiden und Untersuchungen zum Verständnis der Knochenstruktur. Dieses Vorgehen ließ eine gewisse Vergleichbarkeit der Ergebnisse durch die nachgeahmten biomechanischen Eigenschaften des Scaphoids zu (127). Da wir in unserer Studie nicht den Fokus auf die Analyse des mechanischen Lockerungsverhaltens, sondern das bildmorphologische hatten, wäre eine Anwendung von Kunst-Scaphoiden aus Polyurethan Schaum nicht sinnvoll gewesen. Durch die in-vitro Untersuchung an Leichenscaphoiden versuchten wir den tatsächlichen Knocheneigenschaften des Scaphoids in-vivo am gerechteten zu werden. Da man die Eigenschaften von Kunst-Scaphoiden in gewissem Maße selbst definieren kann, besteht hier im Gegensatz zu den von uns verwendeten Scaphoiden, welche einer im Mittel bei 79,26 Jahren lag, ein Vorteil bei der Repräsentativität der Altersgruppe, welche am häufigsten von der Scaphoidfraktur betroffen ist.

5.2.3 Methodik der Bildgebung und Messung

Zur Beurteilung der Stabilität, des Lockerungsverhaltens oder der Eigenschaften von Implantaten oder Knochen gibt es verschiedene Methoden. Durch das μ CT sind nicht-invasive bildmorphologische Analysen möglich, in denen die Röntgendichte der untersuchten Materialien dargestellt wird. Bei der Finite-Elemente-Analyse können mechanische Vorgänge zwischen Implantaten und Knochen simuliert werden. Dabei handelt es sich um eine Anwendung mathematischer Modelle, welche keine Versuchsmedien wie Kunstknochen, Leichenknochen oder Probanden benötigt. Weitere gängige Methoden sind mechanische Messung oder histologische Untersuchungen. Da es sich bei den histologischen Untersuchungen um destruktive Verfahren handelt, kann es sinnvoll sein zuvor die mechanischen oder bildmorphologischen Untersuchungen anzuwenden, um so die Proben optimal zu nutzen.

M. Gortchacow et al. verwendeten das μ CT zur Beurteilung der Mikrobewegungen zwischen der Femurkomponente einer zementfreien Hüftprothese und dem umgebenden femoralen Knochen. Die Mikrobewegungen erfolgten mit einem maximalen Ausmaß von 60 μ m und einem geschätzten Fehler von 10 μ m bei einer Belastung von 1400 N. Die Untersuchung erfolgte in dieser Studie punktuell an 8 verschiedenen Lokalisationen in jeweils drei

Richtungen der Bewegung. Als Anregung schlugen die Autoren vor, diese Untersuchungstechnik auszuweiten und dadurch ein 3D Modell der Mikrobewegungen am BII zu erstellen, um die Primärstabilität der Implantate darzustellen (128). Wir verwendeten in unserer Studie keine Streckenmessungen zur Quantifizierung des Abstands von Implantat und vitalem Knochen, sondern das Verhältnis von Knochenvolumina zur Beschreibung der Primärstabilität.

In der in 5.3.1.1 bereits erwähnten Untersuchung von Damm et al. wurde das μ CT angewandt, um mittels 3D Morphologie, Volumenverhältnissen und trabekulären Eigenschaften die lokale Knochendichte zu errechnen und den Effekt der „Kompaktion“ durch die „press-fit“ Implantation durch die Veränderung der lokalen Knochendichte vor- und nach Belastung darzustellen (120). Sowohl die Verwendung des μ CT der Fa. Scanco Medical, Brüttsellen, Switzerland, als auch die Messzeitpunkte vor und nach Belastung, erlauben einen Vergleich mit unserer Studie. Die Autoren verwendeten ebenfalls 3D-Rekonstruktionen, Festlegung des VOI und Ermittlung der Knochendichte als relevanter Parameter.

Eine Arbeitsgruppe unter D. Linde im Biomateriallabor des Universitätsklinikums Jena verwendete das μ CT in Kombination mit einer histologischen Analyse bei der Untersuchung des BII zwischen Knochenersatzmaterialien und Schädelknochen von Kaninchen. Nach abgeschlossener Testphase wurden das Gewebe mit den Fremdmaterialien entfernt und in Methacrylat-Polymer eingebracht. Die Autoren nannten die bessere Darstellung von Weichgewebe als Vorteil der ergänzenden histologischen Untersuchung. Die histologische Analyse zeigte innerhalb des BII eine heterogene Verteilung der Abstände zwischen Implantat und Knochen. Des Weiteren wurde die Röntgendichte des Einbettungs-Polymers durch Beimischung eines Iod-haltigen Monomers erhöht. Hierdurch verbesserte sich die Darstellung von Strukturen mit geringer Röntgendichte durch Negativkontrast im μ CT. Insbesondere die Vorgänge der Osseointegration bei in-vivo Untersuchungen des BII lassen sich so besser darstellen (129). Da wir in unserer Untersuchung vorwiegend Knochen, als röntgendichtes Biomaterial, analysierten, hätte eine Anwendung von Iod-haltigem Monomer als Augmentation des Einbettungs-Polymers zur Verbesserung des Negativkontrastes, keinen Vorteil bei der Beurteilung unserer Forschungsfrage gebracht. Die Arbeitsgruppe des Universitätsklinikums Jena konnten durch die histologische Aufarbeitung und die hier festgestellten, lokal großen Unterschiede des Abstands zwischen Knochen und Implantat, die Notwendigkeit einer umfassenden dreidimensionalen Analyse des BII darstellen. In unserer Analyse des BII stellten wir fast die gesamte Knochen-Implantat-Kontaktfläche durch die Anwendung des μ CT dar. Eine Analyse der einzelnen Abstände zwischen Knochen und Implantat hätte keinen Beitrag zur Beantwortung unserer Forschungsfrage geleistet. Da es sich bei unserer Untersuchung

um eine in-vitro Analyse an Leichenscaproiden handelte, gingen keine Vorgänge der Osseointegration von statten. Deshalb wäre eine ergänzende histologische Aufarbeitung zur Darstellung der Osseointegration nicht notwendig gewesen.

Kampschulte untersuchte mit einer Arbeitsgruppe der experimentellen Radiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen den Einfluss von ex-vivo Anwendung verschiedener Kontrastmittel bei der Analyse durch das μ CT. Hierdurch ist beispielsweise die Darstellung der Durchblutung im Sinne eines Angiogramms möglich. Des Weiteren wird eine Verbesserung des Kontrastes zwischen verschiedenen Materialien diskutiert (129). Eine Darstellung der Gefäßsituation war in unserer Studie nicht vorgesehen. Eine mögliche Kontrastierung des Knochens zur Verbesserung der Genauigkeit der bildmorphologischen Analyse im μ CT erscheint als eine interessante Augmentation unseres Versuchsaufbaus. Allerdings sind die von uns verwendeten Scaphoide komplett von der Blutversorgung abgeschnitten. Das Schaffen der Grundvoraussetzungen durch Erhalt der Gefäße oder Einbettung der Scaphoide mit umgebenden weichgewebigen Strukturen und Gefäßen für das Injizieren eines Kontrastmittels wären bei den ebenfalls durchgeführten Belastungszyklen, für den Versuchsaufbau eine massive Herausforderung gewesen.

Becker aus der Poliklinik für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Düsseldorf untersuchte die Vergleichbarkeit der in histologischer Aufarbeitung und in μ CT-Scans festgelegten Schwellenwerte für die Einordnung der Knochenanalyse. Hierzu wurden korrespondierende Schichten des μ CT und der Histologie verglichen. Es zeigte sich eine hohe Übereinstimmung zwischen den beiden Analysemethoden. Des Weiteren wurde eine automatisierte Messung am BII getestet. Die Analyse mittels Regressionsmodell zeigte einen signifikanten Zusammenhang zwischen der manuellen Messung und der automatisierten Messung mit $p < 0,001$ (129). Nach der initialen Analyse im μ CT, den darauffolgenden Belastungszyklen und der abschließenden Analyse im μ CT, hätten wir eine histologische Aufarbeitung der SIE anschließen können. Hierdurch wäre gegebenenfalls eine Steigerung der Genauigkeit und eine Verbesserung der externen Validität unserer Ergebnisse möglich gewesen.

In der unter 5.1.3.1 beschriebenen Studie von Pensy et al. wurde die Primärstabilität anhand des Spitzendrehmomentes gemessen in Ncm ermittelt. Dabei zeigten sich die ermittelten Werte sehr ähnlich und auch nicht statistisch signifikant unterschiedlich (122). Eine biomechanische Messung des Spitzendrehmomentes wäre in unserer Studie nach Implantation der Schrauben auch möglich gewesen und hätte zum Vergleich mit den bildmorphologischen Ergebnissen analysiert werden können.

In einer Untersuchung von Chong et al. konnte gezeigt werden, dass die Ergebnisse einer Finite Elemente Analyse von Mikrobewegungen im Bereich des BII bei Tibiakomponenten einer Kniegelenksendoprothese, mit den Ergebnissen von zwei bereits durchgeführten in-vitro Untersuchungen vergleichbar waren. Dabei wurden verschiedene Belastungen als Ausdruck der in-vivo Belastungen bei den verschiedenen Bewegungen und Aktivitäten angewandt (130). In unserer Studie verzichteten wir die Methode der Finite Elemente Analyse. Diese könnte angewendet werden, um unsere Ergebnisse im Computer-Modell zu bestätigen oder sie, ohne die Notwendigkeit von Leichenschaphoiden, reproduzierbar zu machen.

In der bereits in 5.1.3.2 erwähnten Untersuchung von Bieger et al. wurde die Primäre Stabilität anhand der relativen Bewegung zwischen Implantat und Messgerät ermittelt. Dabei wurde ein elektromechanisches Messgerät verwendet, welches mechanische Verschiebung oder Vibration in elektrische Signale umwandeln kann. Hierdurch konnten Bewegungen mit einer Präzision von bis zu 1 µm erfasst werden. Zum Anbringen dieser Messgeräte waren Bohrungen in den Knochen notwendig. In unserer Untersuchung an Scaphoiden wäre eine Erweiterung des Eingusses mit zusätzlichen Bohrungen zur Nutzung solcher Messgeräte notwendig gewesen. Ob dies technisch möglich oder sinnvoll wäre, ist zu diskutieren. Weiterhin ist durch die von Bieger et al. angewandte Messmethodik jeweils nur die Erfassung der Bewegungen in eine Richtung je Messgerät möglich. In unserer Untersuchung war es uns durch die drei-dimensionale Rekonstruktion und Analyse der einzelnen Slices alle gewünschten Bereiche des BII darzustellen.

Vayron et al. wendeten einen Ultraschall mit 10 MHz bei der Untersuchung des BII von Zahnimplantaten an. Hierfür wurden sieben Zahnimplantate mithilfe von Zement implantiert. Im Anschluss wurde das Signal des Ultraschalls für 24 Stunden und während einer erfolgenden mechanischen Belastung gemessen. Das Signal des Ultraschalls veränderte sich im Laufe der Zeit angepasst an die applizierte mechanische Belastung (131). Es gibt keine vergleichenden Studien zwischen der Anwendung des µCT und der Analyse mittels Ultraschalls. Des Weiteren haben Vayron et al. die Veränderung des Signals des Ultraschalls in Abhängigkeit von Zeit und Belastung gemessen, wohingegen wir zu zwei Zeitpunkten eine bildmorphologische Analyse von Volumenverhältnissen vornahmen. Daher wäre die Anwendung des Ultraschalls ergänzend zu unserer Methode möglich, würde aber keinen Beitrag bei der Beantwortung der Forschungsfrage leisten.

5.3 Limitationen und Kritik

Die Leichenspender der von uns verwendeten Scaphoide waren im Mittel 79,3 Jahre alt. Weiterhin waren 15 von 28 Spendern weiblich und 12 von 28 Spendern männlich. Wie in 1.2 dargestellt sind 90% der Patienten, die eine Scaphoidfraktur erleiden, Männer in einer Altersgruppe zwischen 20 und 30 Jahren. Daher ist unsere Studienpopulation nicht für die Population repräsentativ für die Menschen, die tatsächlich Scaphoidfrakturen erleiden. Zuzufügen ist, dass menschliche Leichenpräparate in einer Altersspanne zwischen 20-30 Jahren kaum erhältlich sind.

Das Verhältnis von OV/TV vor Belastung dient in unserer Studie als eine Funktion zur Beurteilung der Primärstabilität. Das Verhältnis OV/TV vor Belastet beinhaltet dabei den Knochenverlust, der mit der Implantation einhergeht. Da in unserem Versuchsaufbau Leichenscaphoide verwendet wurden gab es keine Möglichkeit biologische Faktoren wie das Remodelling des Knochens im Bereich des BII zu untersuchen. Durch die vollzogenen Belastungszyklen in unserer Studie können wir lediglich das Verhältnis von OV/TV nach Belastung als eine Annäherung zur Beschreibung der Sekundärstabilität verstehen. Weiterhin haben wir in unserer Untersuchung keine einzelnen Werte für den Knochen-Implantat-Abstand ermittelt. Dieser hat einen Einfluss auf die Osseointegration und damit die Sekundärstabilität.

Die randomisierte Gruppeneinteilung der Implantate erfolgte über die Knochenlänge der Scaphoide. Entgegen der Ergebnisse von Gruszka et al. (132), welche keinen statistisch relevanten Einfluss der Knochendichte auf das Lockerungsverhalten von Implantaten zeigen konnten, stellte sich die Knochendichte in unserer Untersuchung als wichtiger Faktor für die Einschätzung des Lockerungsverhaltens heraus. Durch eine Gruppeneinteilung der Implantate anhand der Knochendichte hätte diese als Confounder ausgeschlossen werden können.

Laut Literatur sind in einer biomechanischer Untersuchung an Scaphoiden mindestens 8 Präparate pro Gruppe notwendig, um eine statistische Power von 80% zu erreichen (133,134). Der von uns untersuchte Stichprobenumfang beläuft sich auf 28 Proben zu je 7 Scaphoiden pro Gruppe.

Wie in 2.10.6 und 5.1.3.3 bereits dargestellt hat jede Messmethode am BII Vor- und Nachteile. Ein Nachteil der Anwendung des μ CT ist der Einfluss von störenden Artefakten. Insbesondere metallische Materialien, wie die von uns verwendeten Implantate, können zu störenden Artefakten führen. In unserer Untersuchung wählten wir deshalb beim Festlegen des zu analysierenden Volumens einen Sicherheitsabstand von 30 μ m, oder einem Voxel, zum

Beginn des Implantates. Des Weiteren wählten wir bei der statistischen Analyse einen Sicherheitsabstand der Slices von 8 nach oben und unten fest, um in jeder dreidimensionalen Auswertung das relevante BII, in welchem ein Kontakt zwischen Implantat und Knochen besteht, darzustellen. Das μ CT wurde anhand der Achse der Implantate durchgeführt, um geometrische Ungenauigkeiten auszuschließen. Wir versuchten durch die oben genannten Methoden die Genauigkeit und Validität der Ergebnisse zu erhöhen. Es ist jedoch nachvollziehbar, dass die Auswahl und festgelegten Rahmen dieser Methoden, untersucherabhängig sind und damit die Reproduzierbarkeit dieser Studie erschweren können. Modifikationen der Bildgebung könnten das Ausmaß der metallenen Artefakte in Zukunft reduzieren. Hierdurch wäre eine genauere Betrachtung des BII direkt am Übergang des Implantates zum Knochen möglich.

5.4 Interpretation der Ergebnisse

Das Ausmaß des Knochenkontaktes mit dem Implantat im BII ist mit einer erhöhten Primär- und Sekundärstabilität assoziiert (5,78). Das Verhältnis von OV zu TV spiegelt das Volumen des vitalen Knochens im BII wider. Daher kann man es als begünstigenden Faktor für die Implantatstabilität ansehen. Das Verhältnis von OV zu TV vor Belastung kann als Annäherung der Knochendichte im BII und damit als Einflussfaktor auf die Primärstabilität angesehen werden. Da wir Leichenknochen ohne von staten gehende Remodellierungsvorgänge verwenden, kann durch unsere Untersuchung keine Aussage zur Sekundärstabilität gemacht werden. Lediglich eine Quantifizierung der Mico-Bewegungen, welche die Schrauben zulassen, könnte als begünstigender Faktor für Remodellierungsvorgänge und damit verbunden die Sekundärstabilität eine Rolle spielen. Unsere Untersuchung zeigt keine signifikanten Unterschiede des in-vitro Lockerungsverhaltens beim Vergleich der verschiedenen Schraubenmodelle. Nach Kontrolle auf ein mögliches Confounding durch die Knochendichte zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede in den verschiedenen Gruppen. Aufgrund der niedrigen Fallzahl und der ausgeprägten Varianz der Messergebnisse kann man trotzdem nicht von einer hohen Evidenz für anwendbare Unterschiede sprechen. Die AA zeigte eine Überlegenheit des Lockerungsverhaltens bei hoher Knochendichte, wohingegen die ST bei hoher Knochendichte die niedrigsten Werte aufwies. Daraus könnte man schließen, dass eine Anwendung der AA gegenüber der ST bei knochengesunden, bzw. jüngeren Patienten, einen Vorteil mit sich bringt.

5.5 Anregungen

Eine Wiederholung der Studie mit einer größeren Fallzahl könnte die statistische Aussagekraft der Untersuchung erhöhen. Dadurch könnte sich die vermutete Überlegenheit der AA gegenüber den anderen Schraubenmodellen durch eine höhere Test-power auch statistisch als signifikant beweisen. In zukünftigen Untersuchungen sollte die randomisierte Zuteilung von Implantaten zu den Scaphoiden anhand der Knochendichte erfolgen, um somit die Knochendichte als Confounder auszuschalten. Um das genaue Ausmaß des Knochenverlustes bei der Implantation der verschiedenen Schraubenmodelle quantifizieren und vergleichen zu können, sollte nach Platzierung des Führungsdrahtes und vor Implantation der Schrauben eine Untersuchung im μ CT erfolgen. Anhand der Mittelwerte der Differenz des OV/TV mit Führungsdraht und des OV/TV nach Implantation der Schrauben könnte man den mit der Implantation der Schraubenmodelle verbundenen Knochenverlust vergleichen. Bei der Wiederholung der Studie könnte der Abstand des Knochens zum Implantat ermittelt werden, um eine Aussage zum Ausmaß möglicher Mikrobewegungen und den damit für die Sekundärstabilität positiven Effekten zu machen. Eine Finite-Elemente-Analyse auf dem Boden der μ CT-Datensätze wäre eine mögliche Erweiterung unserer Untersuchung. Man könnte die bildmorphologisch und mechanisch gewonnene Erkenntnisse der Materialeigenschaften und des Verhaltens von Knochen nach Implantation von Kompressionsschrauben und des Durchlaufens mehrerer Belastungszyklen, in der Finite-Elemente-Analyse einfließen lassen. Hierdurch wäre eine Anwendung der Finite-Elemente-Analyse bei ähnlichen Fragestellungen und vergleichbaren Versuchsmedien möglich. Des Weiteren könnte man überprüfen, ob andere Ergebnisse hiermit korrespondieren und so die externe Validität testen.

6 Zusammenfassung

Bei unserer Untersuchung handelt es sich um eine randomisierte in-vitro Studie zum Vergleich des mittels μ CT erfassten, bildmorphologischen Lockerungsverhaltens gängiger, kopfloser Kompressionsschrauben vor und nach Belastungszyklen im humanen Kadaverscaphoiden. Die untersuchten Schraubenmodelle waren die HCS 3,0 mm long thread (Synthes), die HBS 2 midi short thread (KLS Martin), die Acutrak 2 Mini (Acumed) und die TwinFix 3,2 mm (Stryker).

Nach randomisierter Einteilung der gefrorenen Kadaverscaphoiden in vier Gruppen, erzeugten wir eine iatrogene B2-Fraktur nach Herbert mittels einer Osteotomie. Anschließend versorgten wir diese durch vier verschiedene, aktuelle Kompressionsschraubenmodelle diverser Hersteller nach entsprechender Herstelleranleitung. Im Anschluss erfolgte durch Fixierung der Scaphoide in Beracryl die Herstellung der Scaphoid-Implantat-Einheiten. Diese wurden dann in der konstruierten Belastungsapparatur mehreren Belastungszyklen unterzogen. Jeweils vor und nach diesen Belastungszyklen erfolgte der Scan im μ CT. Die gewonnenen Ergebnisse wurden in Form des Volumenverhältnisses des Knochens im Bereich des BII erfasst. Dabei gilt das erfasste Volumenverhältnis als Annäherung der Knochendichte im BII als Ausdruck der Primärstabilität. Die Auswertung der Daten erfolgte mithilfe einer univariaten Varianzanalyse (ANOVA) und einem linearen Regressionsmodell.

Wir stellten fest, dass es keine signifikanten Unterschiede im Lockerungsverhalten zwischen den verschiedenen Schraubenmodellen vor und nach Belastung, gemessen an den Mittelwerten der Volumenverhältnisse von OV zu TV, gibt ($p = 0,28/0,25$). Mit einem mittleren OV/TV von 0,62 (SD 0,15) zeigte die AA die höchste Primärstabilität vor Belastung. Auch nach Belastung wies die AA mit einem im Mittel gemessenen OV/TV von 0,61 (SD 0,13) die höchste Primärstabilität auf. Die SH zeigte mit einem im Mittel gemessenen OV/TV von 0,56 (SD 0,1) vor Belastung die zweithöchste Primärstabilität sowie mit einem im Mittel gemessenen OV/TV von 0,53 (SD 0,11) auch nach Belastung die zweithöchste Primärstabilität.

In unserer Studie konnten wir zeigen, dass eine statistische Korrelation zwischen der Knochendichte der verwendeten Scaphoide und des bildmorphologischen Lockerungsverhaltens vor- und nach Belastung bestand ($p = 0,01/0,01$). Deshalb kontrollierten wir in der Varianzanalyse auf ein mögliches Confounding der Knochendichte. In der Folge zeigte sich ein signifikanter Unterschied des Lockerungsverhaltens der angewandten Schraubenmodelle vor- und nach Belastung, gemessen am Verhältnis OV/TV ($p = 0,01/0,02$).

Insbesondere die AA zeigte eine signifikant höhere Primärstabilität im Vergleich zur SH und ST ($p = 0,03/0,004$).

Aufgrund der niedrigen Fallzahl und der Varianz der Messwerte ist die klinische Bedeutung dieser Untersuchung nicht abschließend zu definieren. Auch wenn es nach aktuellem Stand der Forschung erwiesen ist, dass die Vorgänge am BII für das Ergebnis der Implantation von Fremdmaterialien eine wichtige Rolle spielen, gibt es keine Studien, die den direkten Einfluss des die Schraube umgebenden Knochenvolumens, oder anderer bildmorphologisch zu erfassenden Parameter auf die klinischen Ergebnisse, wie Frakturheilung oder Revisionsraten bei der Scaphoidfraktur zeigen. In der aktuellen Literatur gibt es nur eine begrenzte Anzahl von Untersuchungen zu den Unterschieden zwischen den verschiedenen bei der Scaphoidfraktur angewandten Kompressionsschrauben. Dabei liegt der Fokus in der Regel entweder auf klinischen Endpunkten oder mechanisch zu ermittelnden Parametern. In unserer Untersuchung verwendeten wir das μ CT, um durch die Ermittlung der Volumenverhältnisse des Knochens eine Annäherung an die für die Primärstabilität und eine Aussicht auf die die Sekundärstabilität beeinflussenden Faktoren zu erlangen.

Zusammenfassend konnten wir in unserer Untersuchung zeigen, dass die Knochendichte der untersuchten Knochen als Confounder ein wichtiger Faktor bei der Analyse des Lockerungsverhaltens der Schrauben im μ CT war und den Erklärungsgehalt der statistischen Analyse verbesserte. Es sind weitere Untersuchungen zur Verbesserung des Verständnisses des BII und des Einflusses der Implantateigenschaften auf die Knochendichte im Bereich des BII und damit auf die Primäre Stabilität von Implantaten bei der Versorgung von Scaphoidfrakturen notwendig.

7 Literaturverzeichnis

1. Jakabfy BIT, Jaén TF. Acute Fractures of the Carpal Scaphoid-Literature Review. *MOJ Orthopedics & Rheumatology*. 16. September 2016; Volume 5(issue 5):1.
2. Haisman JML, Rohde RS, Weiland AJ. Acute fractures of the scaphoid. *Instr Course Lect*. 2007; 56:69–78.
3. Papp S. Carpal Bone Fractures. *Hand Clinics*. 1. Februar 2010;26(1):119–27.
4. Gao X, Fraulob M, Haiat G. Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review. *Journal of The Royal Society Interface*. 26. Juli 2019;16(156):20190259.
5. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud JP, u. a. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone–implant interface properties. *Journal of Biomechanics*. 3. Januar 2014;47(1):3–13.
6. Weigel B, Nerlich M. *Praxisbuch Unfallchirurgie*. Berlin: Springer-Verlag; 2004. 375f.
7. Krimmer H, Schmitt R, Herbert T. Kahnbeinfrakturen – Diagnostik, Klassifikation und Therapie. *Unfallchirurg*. 1. Oktober 2000;103(10):812–9.
8. Yin ZG, Zhang JB, Kan SL, Wang XG. Diagnosing Suspected Scaphoid Fractures: A Systematic Review and Meta-analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. März 2010;468(3):723–34.
9. Gutow AP. Percutaneous Fixation of Scaphoid Fractures. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. August 2007;15(8):474–85.
10. Deutsche Gesellschaft für Handchirurgie. Deutsche S3 Leitlinie Skaphoidfraktur [Internet]. 2016 [zitiert 4. November 2021]. Verfügbar unter: <https://www.dg-h.de/dgh-jahreskongresse/2016/donnerstag/skaphoidfrakturen-und-ihre-spatfolgen/deutsche-s3-leitlinie>
11. Platzer W. *Taschenatlas der Anatomie*. Stuttgart: Thieme Verlag; 2005. S. 124.
12. Toby EB, Butler TE, McCormack TJ, Jayaraman G. A comparison of fixation screws for the scaphoid during application of cyclical bending loads. *J Bone Joint Surg Am*. August 1997;79(8):1190–7.
13. Gruszka DS, Burkhart KJ, Nowak TE, Achenbach T, Rommens PM, Müller LP. The durability of the intrascaphoid compression of headless compression screws: in vitro study. *J Hand Surg Am*. Juni 2012;37(6):1142–50.
14. Bushnell BD, McWilliams AD, Messer TM. Complications in Dorsal Percutaneous Cannulated Screw Fixation of Nondisplaced Scaphoid Waist Fractures. *Journal of Hand Surgery*. 1. Juli 2007;32(6):827–33.
15. Patillo DP, Khazzam M, Robertson MW, Gainor BJ. Outcome of percutaneous screw fixation of scaphoid fractures. *J Surg Orthop Adv*. 2010;19(2):114–20.

16. Klein M, Goetz H, Pazen S, Al-Nawas B, Wagner W, Duschner H. Pore characteristics of bone substitute materials assessed by microcomputed tomography. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(1):67–74.
17. Park SH, Kim SJ, Park BC, Suh KJ, Lee JY, Park CW, u. a. Three-dimensional osseous micro-architecture of the distal humerus: Implications for internal fixation of osteoporotic fracture. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1. März 2010;19(2):244–50.
18. Morsy M, Sabbagh MD, van Alphen NA, Laungani AT, Kadar A, Moran SL. The Vascular Anatomy of the Scaphoid: New Discoveries Using Micro-Computed Tomography Imaging. *J Hand Surg Am*. November 2019;44(11):928–38.
19. Huntington LS, Mandaleson A, Hik F, Ek ETH, Ackland DC, Tham SKY. Measurement of Scaphoid Bone Microarchitecture: A Computed Tomography Imaging Study and Implications for Screw Placement. *J Hand Surg Am*. Dezember 2020;45(12):1185.e1-1185.e8.
20. Qu G, von Schroeder HP. Trabecular microstructure at the human scaphoid nonunion. *J Hand Surg Am*. Juni 2008;33(5):650–5.
21. Lee SB, Kim HJ, Chun JM, Lee CS, Kim SY, Kim PT, u. a. Osseous microarchitecture of the scaphoid: Cadaveric study of regional variations and clinical implications. *Clin Anat*. März 2012;25(2):203–11.
22. Ahrend MD, Teunis T, Noser H, Schmidutz F, Richards G, Gueorguiev B, u. a. 3D computational anatomy of the scaphoid and its waist for use in fracture treatment. *J Orthop Surg Res*. 24. März 2021;16(1):216.
23. Buijze GA, Lozano-Calderon SA, Strackee SD, Blankevoort L, Jupiter JB. Osseous and ligamentous scaphoid anatomy: Part I. A systematic literature review highlighting controversies. *J Hand Surg Am*. Dezember 2011;36(12):1926–35.
24. Arsalan-Werner A, Sauerbier M, Mehling IM. Skaphoidfraktur und Skaphoidpseudarthrose. *Trauma Berufskrankh*. 1. Mai 2016;18(4):376–85.
25. Bickert B, Kremer T, Kneser U. Operative Therapie der Skaphoidpseudarthrose. *Obere Extremität*. 1. Dezember 2014;9(4):271–5.
26. Langer MF, Unglaub F, Breiter S, Ueberberg J, Wieskötter B, Oeckenpöhler S. Anatomie und Pathobiomechanik des Skaphoids. *Unfallchirurg*. 1. März 2019;122(3):170–81.
27. van de Giessen M, Foumani M, Streekstra GJ, Strackee SD, Maas M, van Vliet LJ, u. a. Statistical descriptions of scaphoid and lunate bone shapes. *Journal of Biomechanics*. 28. Mai 2010;43(8):1463–9.
28. Heinzelmann AD, Archer G, Bindra RR. Anthropometry of the human scaphoid. *J Hand Surg Am*. September 2007;32(7):1005–8.
29. Kong W yun, Xu Y qing, Wang Y fei, Chen S chun, Liu Z liang, Li X guo. Anatomic measurement of wrist scaphoid and its clinical significance. *Chinese Journal of Traumatology (English Edition)*. 1. Februar 2009;12(1):41–4.
30. Le Minor JM, Rapp E. Relative weights of the human carpal bones: biological and functional interests. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*. 1. November 2001;183(6):537–43.

31. Pfitzner W. Beiträge zur Kenntnis des menschlichen Extremitätenskelettes. VIII. Die morphologischen Elemente des menschlichen Handskelettes. *Z Morphol Anthropol* 2.:77–157, 365–678.
32. Langer MF, Wieskötter B, Vordemvenne T, Surke C. [Osteochondral reconstruction of the lunate fossa in proximal row carpectomy for Kienböck's disease early stage IV]. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* Juni 2010;42(3):212–5.
33. Dubey PP, Chauhan NK, Siddiqui MS. Vascular Foramina of Scaphoid and its Clinical Implications. *Biomedical Research* [Internet]. 2011 [zitiert 17. Juni 2022];22(2). Verfügbar unter: <https://www.alliedacademies.org/abstract/vascular-foramina-of-scaphoid-and-its-clinical-implications-1252.html>
34. Gelberman RH, Menon J. The vascularity of the scaphoid bone. *J Hand Surg Am.* September 1980;5(5):508–13.
35. Oehmke MJ, Podranski T, Klaus R, Knolle E, Weindel S, Rein S, u. a. The blood supply of the scaphoid bone. *J Hand Surg Eur Vol.* Juni 2009;34(3):351–7.
36. Berger RA. The anatomy of the ligaments of the wrist and distal radioulnar joints. *Clin Orthop Relat Res.* Februar 2001;(383):32–40.
37. Viegas SF, Yamaguchi S, Boyd NL, Patterson RM. The dorsal ligaments of the wrist: anatomy, mechanical properties, and function. *J Hand Surg Am.* Mai 1999;24(3):456–68.
38. Nakamura R, Hori M, Imamura T, Horii E, Miura T. Method for measurement and evaluation of carpal bone angles. *J Hand Surg Am.* März 1989;14(2 Pt 2):412–6.
39. Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN, Linscheid RL, Chao EY. Wrist kinematics after limited intercarpal arthrodesis. *J Hand Surg Am.* September 1989;14(5):791–9.
40. Garcia-Elias M, An KN, Cooney WP, Linscheid RL, Chao EY. Stability of the transverse carpal arch: an experimental study. *J Hand Surg Am.* März 1989;14(2 Pt 1):277–82.
41. Blevens AD, Light TR, Jablonsky WS, Smith DG, Patwardhan AG, Guay ME, u. a. Radiocarpal articular contact characteristics with scaphoid instability. *J Hand Surg Am.* September 1989;14(5):781–90.
42. Crisco JJ, Coburn JC, Moore DC, Akelman E, Weiss APC, Wolfe SW. In vivo radiocarpal kinematics and the dart thrower's motion. *J Bone Joint Surg Am.* Dezember 2005;87(12):2729–40.
43. Weber ER, Chao EY. An experimental approach to the mechanism of scaphoid waist fractures. *Journal of Hand Surgery.* 1. März 1978;3(2):142–8.
44. Schmitt, Rainer et al. Trauma der Hand und Verletzungsfolgen-Skaphoidfrakturen [Internet]. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. *Bildgebende Diagnostik der Hand.* Thieme Verlag; 2015 [zitiert 9. Dezember 2022]. Verfügbar unter: <https://www.thieme-connect.de/products/ebooks/lookinside/10.1055/b-0035-103816>
45. Scharf HP. Orthopädie und Unfallchirurgie Facharztwissen nach der neuen Weiterbildungsordnung. Zweite Ausgabe. Urban & Fischer; 2011.
46. Towfigh H. Handchirurgie. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York; 2011.

47. Current management of acute scaphoid fractures: a review [Internet]. HKMJ. 2014 [zitiert 17. Juni 2022]. Verfügbar unter: <https://www.hkmj.org/abstracts/v20n1/52.htm>
48. Jørgsholm P, Ossowski D, Thomsen N, Björkman A. Epidemiology of scaphoid fractures and non-unions: A systematic review. *Handchir Mikrochir Plast Chir*. September 2020;52(5):374–81.
49. Duckworth AD, Jenkins PJ, Aitken SA, Clement ND, Court-Brown CM, McQueen MM. Scaphoid fracture epidemiology. *J Trauma Acute Care Surg*. Februar 2012;72(2):E41-45.
50. Herbert TJ, Fisher WE. Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. *J Bone Joint Surg Br*. Januar 1984;66(1):114–23.
51. Filan SL, Herbert TJ. Herbert Screw fixation of scaphoid fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1996;78(4).
52. Kahnbeinfraktur - Wissen @ AMBOSS-abgerufen am 17.06.2022 17:50 [Internet]. [zitiert 17. Juni 2022]. Verfügbar unter: <https://www.amboss.com/de/wissen/kahnbeinfraktur>
53. Orthopaedic Trauma Association. *Journal of Orthopedic Trauma- Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018*. Wolters Kluwer; 2018. (32).
54. Mallee WH, Henny EP, van Dijk CN, Kamminga SP, van Enst WA, Kloen P. Clinical diagnostic evaluation for scaphoid fractures: a systematic review and meta-analysis. *J Hand Surg Am*. September 2014;39(9):1683-1691.e2.
55. J. Tracy Watson, S. Bauknecht, et al E. Kahnbeinfrakturen-Frakturen und Luxationen der Handwurzel. *Spezielle Unfallchirurgie*. DOI: 10.1055/b-0040-178393.
56. Mallee WH, Walenkamp MMJ, Mulders MAM, Goslings JC, Schep NWL. Detecting scaphoid fractures in wrist injury: a clinical decision rule. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2020;140(4):575–81.
57. Mallee W, Doornberg JN, Ring D, van Dijk CN, Maas M, Goslings JC. Comparison of CT and MRI for diagnosis of suspected scaphoid fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 5. Januar 2011;93(1):20–8.
58. Fowler C, Sullivan B, Williams LA, McCarthy G, Savage R, Palmer A. A comparison of bone scintigraphy and MRI in the early diagnosis of the occult scaphoid waist fracture. *Skeletal Radiol*. Dezember 1998;27(12):683–7.
59. Bond CD, Shin AY, McBride MT, Dao KD. Percutaneous screw fixation or cast immobilization for nondisplaced scaphoid fractures. *J Bone Joint Surg Am*. April 2001;83(4):483–8.
60. Ibrahim T, Qureshi A, Sutton AJ, Dias JJ. Surgical versus nonsurgical treatment of acute minimally displaced and undisplaced scaphoid waist fractures: pairwise and network meta-analyses of randomized controlled trials. *J Hand Surg Am*. November 2011;36(11):1759-1768.e1.
61. Buijze GA, Goslings JC, Rhemrev SJ, Weening AA, Dijkman BV, Doornberg JN, u. a. Cast Immobilization With and Without Immobilization of the Thumb for Nondisplaced and Minimally Displaced Scaphoid Waist Fractures: A Multicenter, Randomized, Controlled Trial. *Journal of Hand Surgery*. 1. April 2014;39(4):621–7.
62. Schmidt J, Riedel T, Grundler S. Nachbehandlungsempfehlungen 2022, Sektion Physikalische Therapie und Rehabilitation der DGOU. In: *Nachbehandlungsempfehlungen Arbeitskreis Nachbehandlungsempfehlungen Sektion Physikalische Therapie und Rehabilitation der DGOU 8*

überarbeitete und ergänzte Auflage 2022. 8. Straße des 17. Juni 106-108 10623 Berlin: Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie e.V.; 2022.

63. Neshkova IS, Jakubietz RG, Kuk D, Jakubietz MG, Meffert RH, Schmidt K. Perkutane kanülierte Verschraubung nicht- oder minimal-dislozierter Skaphoidfrakturen. *Oper Orthop Traumatol.* 1. Oktober 2015;27(5):448–54.
64. Polat O, Toy S, Kibar B. Surgical outcomes of scaphoid fracture osteosynthesis with magnesium screws. *Jt Dis Relat Surg.* 19. November 2021;32(3):721–8.
65. Slade JFI, Gutow AP, Geissler WB. Percutaneous Internal Fixation of Scaphoid Fractures via an Arthroscopically Assisted Dorsal Approach. *JBJS.* November 2002;84(suppl_2):S21.
66. Herbert TJ. *The Fractured Scaphoid.* St. Louis, Missouri, USA: Quality Medical Publishing; 1990.
67. Datta HK, Ng WF, Walker JA, Tuck SP, Varanasi SS. The cell biology of bone metabolism. *J Clin Pathol.* Mai 2008;61(5):577–87.
68. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone Biology. *JBJS.* August 1995;77(8):1256–75.
69. Matsuo K, Irie N. Osteoclast-osteoblast communication. *Arch Biochem Biophys.* 15. Mai 2008;473(2):201–9.
70. Sims NA, Gooi JH. Bone remodeling: Multiple cellular interactions required for coupling of bone formation and resorption. *Semin Cell Dev Biol.* Oktober 2008;19(5):444–51.
71. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(2):69–75.
72. Wolff J. *The Law of Bone Remodelling.* Springer Science & Business Media; 2012. 310 S.
73. Bragdon CR, Burke D, Lowenstein JD, O'Connor DO, Ramamurti B, Jasty M, u. a. Differences in stiffness of the interface between a cementless porous implant and cancellous bone in vivo in dogs due to varying amounts of implant motion. *J Arthroplasty.* Dezember 1996;11(8):945–51.
74. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res.* Juli 1986;(208):108–13.
75. Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* Dezember 1992;(285):13–29.
76. Haynes DR, Rogers SD, Hay S, Percy MJ, Howie DW. The differences in toxicity and release of bone-resorbing mediators induced by titanium and cobalt-chromium-alloy wear particles. *J Bone Joint Surg Am.* Juni 1993;75(6):825–34.
77. Moreschini O, Fiorito S, Magrini L, Margheritini F, Romanini L. Markers of connective tissue activation in aseptic hip prosthetic loosening. *J Arthroplasty.* September 1997;12(6):695–703.
78. Mathieu V, Vayron R, Soffer E, Anagnostou F, Haïat G. Influence of Healing Time on the Ultrasonic Response of the Bone-Implant Interface. *Ultrasound in Medicine and Biology.* 1. April 2012;38(4):611–8.

79. Berahmani S, Janssen D, van Kessel S, Wolfson D, de Waal Malefijt M, Buma P, u. a. An experimental study to investigate biomechanical aspects of the initial stability of press-fit implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. Februar 2015;42:177–85.
80. Shirazi-Adl A, Forcione A. Finite element stress analysis of a push-out test. Part II: Free interface with nonlinear friction properties. *J Biomech Eng*. Mai 1992;114(2):155–61.
81. Shultz TR, Blaha JD, Gruen TA, Norman TL. Cortical bone viscoelasticity and fixation strength of press-fit femoral stems: finite element model. *J Biomech Eng*. Februar 2006;128(1):7–12.
82. Duyck J, Vandamme K, Geris L, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vandersloten J, u. a. The influence of micro-motion on the tissue differentiation around immediately loaded cylindrical turned titanium implants. *Arch Oral Biol*. Januar 2006;51(1):1–9.
83. Fukuoka S, Yoshida K, Yamano Y. Estimation of the migration of tibial components in total knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg Br*. März 2000;82(2):222–7.
84. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, u. a. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Implants Res*. August 2010;21(8):877–84.
85. Cowin SC. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. *J Biomech Eng*. Februar 1986;108(1):83–8.
86. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, u. a. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1–132.
87. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. September 1983;50(3):399–410.
88. Schwartz Z, Nasazky E, Boyan BD. Surface microtopography regulates osteointegration: the role of implant surface microtopography in osteointegration. *Alpha Omegan*. Juli 2005;98(2):9–19.
89. Butz F, Aita H, Wang CJ, Ogawa T. Harder and stiffer bone osseointegrated to roughened titanium. *J Dent Res*. Juni 2006;85(6):560–5.
90. Shirazi-Adl A, Dammak M, Paiement G. Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants. *J Biomed Mater Res*. Februar 1993;27(2):167–75.
91. Franchi M, Bacchelli B, Giavaresi G, De Pasquale V, Martini D, Fini M, u. a. Influence of different implant surfaces on peri-implant osteogenesis: histomorphometric analysis in sheep. *J Periodontol*. Mai 2007;78(5):879–88.
92. Liu S, Broucek J, Viridi AS, Sumner DR. Limitations of Using Micro Computed Tomography to Predict Bone-Implant Contact and Mechanical Fixation. *J Microsc*. Januar 2012;245(1):34–42.
93. Potter HG, Nestor BJ, Sofka CM, Ho ST, Peters LE, Salvati EA. Magnetic resonance imaging after total hip arthroplasty: evaluation of periprosthetic soft tissue. *J Bone Joint Surg Am*. September 2004;86(9):1947–54.

94. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, u. a. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* Juli 2001;34(7):859–71.
95. Ledet EH, D’Lima D, Westerhoff P, Szivek JA, Wachs RA, Bergmann G. Implantable sensor technology: from research to clinical practice. *J Am Acad Orthop Surg.* Juni 2012;20(6):383–92.
96. Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, u. a. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech.* 10. August 2010;43(11):2164–73.
97. Nikooyan AA, Veeger HEJ, Westerhoff P, Graichen F, Bergmann G, van der Helm FCT. Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. *J Biomech.* 16. November 2010;43(15):3007–14.
98. Enoksen CH, Wik TS, Klaksvik J, Arthursson AJ, Husby OS, Gjerdet NR. Load transfer in the proximal femur and primary stability of a cemented and uncemented femoral stem: An experimental study on cadaver femurs. *Proc Inst Mech Eng H.* Dezember 2017;231(12):1195–203.
99. Baleani M, Cristofolini L, Toni A. Initial stability of a new hybrid fixation hip stem: experimental measurement of implant-bone micromotion under torsional load in comparison with cemented and cementless stems. *J Biomed Mater Res.* 15. Juni 2000;50(4):605–15.
100. Cristofolini L, Varini E, Viceconti M. In-vitro method for assessing femoral implant-bone micromotions in resurfacing hip implants under different loading conditions. *Proc Inst Mech Eng H.* November 2007;221(8):943–50.
101. Bieger R, Ignatius A, Decking R, Claes L, Reichel H, Dürselen L. Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* Februar 2012;27(2):158–64.
102. Bieger R, Ignatius A, Reichel H, Dürselen L. Biomechanics of a short stem: In vitro primary stability and stress shielding of a conservative cementless hip stem. *J Orthop Res.* August 2013;31(8):1180–6.
103. Berahmani S, Janssen D, Wolfson D, Rivard K, de Waal Malefijt M, Verdonchot N. The effect of surface morphology on the primary fixation strength of uncemented femoral knee prosthesis: a cadaveric study. *J Arthroplasty.* Februar 2015;30(2):300–7.
104. Castellani C, Lindtner RA, Hausbrandt P, Tschegg E, Stanzl-Tschegg SE, Zanoni G, u. a. Bone-implant interface strength and osseointegration: Biodegradable magnesium alloy versus standard titanium control. *Acta Biomater.* Januar 2011;7(1):432–40.
105. Tschegg EK, Lindtner RA, Doblhoff-Dier V, Stanzl-Tschegg SE, Holzlechner G, Castellani C, u. a. Characterization methods of bone-implant-interfaces of bioresorbable and titanium implants by fracture mechanical means. *J Mech Behav Biomed Mater.* Juli 2011;4(5):766–75.
106. Nguyen VH, Rosi G, Naili S, Michel A, Raffa ML, Bosc R, u. a. Influence of anisotropic bone properties on the biomechanical behavior of the acetabular cup implant: a multiscale finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* September 2017;20(12):1312–25.

107. Raffa ML, Nguyen VH, Tabor E, Immel K, Housset V, Flouzat-Lachaniette CH, u. a. Dependence of the primary stability of cementless acetabular cup implants on the biomechanical environment. *Proc Inst Mech Eng H*. 1. Dezember 2019;233(12):1237–49.
108. Abdel-Wahab AA, Silberschmidt VV. Plastic behaviour of microstructural constituents of cortical bone tissue: a nanoindentation study. *International Journal of Experimental and Computational Biomechanics*. Januar 2013;2(2):136–57.
109. Demiral M, Abdel-Wahab A, Silberschmidt V. A numerical study on indentation properties of cortical bone tissue: influence of anisotropy. *Acta Bioeng Biomech*. 2015;17(2):3–14.
110. Moerman A, Zadpoor AA, Oostlander A, Schoeman M, Rahnamay Moshtagh P, Pouran B, u. a. Structural and mechanical characterisation of the peri-prosthetic tissue surrounding loosened hip prostheses. An explorative study. *J Mech Behav Biomed Mater*. September 2016; 62:456–67.
111. Schreiber JJ, Anderson PA, Rosas HG, Buchholz AL, Au AG. Hounsfield units for assessing bone mineral density and strength: a tool for osteoporosis management. *J Bone Joint Surg Am*. 1. Juni 2011;93(11):1057–63.
112. Guo Y, Tian GL. The length and position of the long axis of the scaphoid measured by analysis of three-dimensional reconstructions of computed tomography images. *J Hand Surg Eur Vol*. 1. Februar 2011;36(2):98–101.
113. SYNTHES. HCS 2.4/3.0. The countersinkable compression screw Technique Guide [Internet]. Verfügbar unter: <http://www.osteosyntese.dk/headlesscompressionscrew24-30.pdf>
114. KLS Martin Group. HBS2-Produktmerkmale, Indikationen und Operationstechniken.
115. Fa. ACUMED. Acutrak 2-Headless Compression Screw System-Surgical Technique Guid. Hillsboro, OR 97124; 2012.
116. Stryker Leibinger GmbH&Co. KG. TwinFix-Cannulated Compression Screw- Procedural Guide. Kalamazoo, MI 49001; 2006.
117. Herr R. Eine Analyse der verschiedenen kopflosen Kompressionsschrauben unter zyklischer Biegebelastung - eine in vitro Studie an humanen Scaphoiden. Inauguraldissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin. 2019;
118. RANDOM.ORG - True Random Number Service [Internet]. [zitiert 18. Dezember 2022]. Verfügbar unter: <https://www.random.org/>
119. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988. 567 S.
120. Damm NB, Morlock MM, Bishop NE. Influence of trabecular bone quality and implantation direction on press-fit mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*. 2017;35(2):224–33.
121. Grewal R, Assini J, Sauder D, Ferreira L, Johnson J, Faber K. A comparison of two headless compression screws for operative treatment of scaphoid fractures. *J Orthop Surg Res*. 7. Juni 2011;6:27.
122. Pensy RA, Richards AM, Belkoff SM, Mentzer K, Andrew Eglseder W. Biomechanical comparison of two headless compression screws for scaphoid fixation. *J Surg Orthop Adv*. 2009;18(4):182–8.

123. Müller C. 2D-/3D-Verfahren zur Quantitativen Analyse der Osseointegration von Implantatmaterialien. Tagungsband 4. Jenaer μ CT-Workshop Grundlagen und Anwendungen für biomedizinische und biologische Fragestellungen. Universitätsklinikum Jena; 2017.
124. Kendoff D, Citak M, Gaulke R, Gardner MJ, Geerling J, Krettek C, u. a. [Navigation for placement of scaphoid screws: a new indication for intraoperative 3D navigation-a cadaver study]. Unfallchirurg. September 2007;110(9):745–50.
125. Michel A, Bosc R, Meningaud JP, Hernigou P, Haiat G. Assessing the Acetabular Cup Implant Primary Stability by Impact Analyses: A Cadaveric Study. PLoS One. 28. November 2016;11(11): e0166778.
126. Unger S, Blauth M, Schmoelz W. Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. Bone. Dezember 2010;47(6):1048–53.
127. Hart A, Harvey EJ, Lefebvre LP, Barthelat F, Rabiei R, Martineau PA. Insertion profiles of 4 headless compression screws. J Hand Surg Am. September 2013;38(9):1728–34.
128. Gortchacow M, Wettstein M, Pioletti DP, Terrier A. A new technique to measure micromotion distribution around a cementless femoral stem. J Biomech. 3. Februar 2011;44(3):557–60.
129. Ko-Registrierung segmentierter μ CT- und Histologie-Bilddaten. Tagungsband 3. Jenaer μ CT-Workshop Anwendung der μ CT in der biomedizinischen Forschung. Universitätsklinikum Jena; 2015.
130. Chong DYR, Hansen UN, Amis AA. Analysis of bone-prosthesis interface micromotion for cementless tibial prosthesis fixation and the influence of loading conditions. J Biomech. 19. April 2010;43(6):1074–80.
131. Vayron R, Karasinski P, Mathieu V, Michel A, Lorient D, Richard G, u. a. Variation of the ultrasonic response of a dental implant embedded in tricalcium silicate-based cement under cyclic loading. J Biomech. 5. April 2013;46(6):1162–8.
132. Gruszka D.S. A biomechanical analysis of intrascaphoid compression of different headless compression screws in comparison with a standard cortical screw. An in vitro study with human scaphoid bones. Inauguraldissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin. 2011;
133. Luria S, Lenart L, Lenart B, Peleg E, Kastelec M. Optimal fixation of oblique scaphoid fractures: a cadaver model. J Hand Surg Am. Juli 2012;37(7):1400–4.
134. Faucher GK, Golden ML, Sweeney KR, Hutton WC, Jarrett CD. Comparison of screw trajectory on stability of oblique scaphoid fractures: a mechanical study. J Hand Surg Am. März 2014;39(3):430–5.

8 Anhang

Eigenschaften der Scaphoide und Zuordnung der Implantate

Identitäts-code	Proben-nummer	Implantat [1=SH;2=KH;3=AA;4=ST]	Geschlecht	Alter [Jahre]	Knochen-länge [mm]	Knochendichte [HU]	Seite [1=rechts; 2=links]	Versuchs- datum
K10_W11 _L	SC_32	2	male	97	30	294, 30	2	02-Nov- 13
H05_A09 _L	SC_33	3	male	89	31	496, 27	2	01-Nov- 13
G30_M09 _R	SC_34	4	male	81	31	509, 27	1	02-Nov- 13
K10_W11 _R	SC_35	1	male	97	31	357, 18	1	06-Nov- 13
K51_A11 _L	SC_36	2	female	89	27	322, 99	2	13-Nov- 13
S15_K10 _R	SC_37	1	female	61	28	449, 79	1	13-Nov- 13
S39_J08_ L	SC_38	3	female	86	28	334, 24	2	16-Nov- 13
S39_J08_ R	SC_39	4	female	86	28	359, 98	1	16-Nov- 13
36_09_R	SC_40	4	male	66	30	813, 88	1	22-Nov- 13
G30_M09 _L	SC_41	2	male	81	30	546, 44	2	22-Nov- 13
F13_A11 _R	SC_42	3	male	81	30	368, 23	1	23-Nov- 13
F13_A11 _L	SC_43	1	male	81	30	400, 64	2	23-Nov- 13
C41_B08 _R	SC_44	2	male	64	32	601, 41	1	29-Nov- 13
24_09_L	SC_45	3	male	84	33	778, 78	2	29-Nov- 13
B29_H09 _R	SC_46	1	male	78	33	548, 76	1	30-Nov- 13
M31_H09 _L	SC_47	4	male	95	33	276, 32	2	30-Nov- 13

Identitäts-code	Proben-nummer	Implantat [1=SH;2=KH;3=AA;4=ST]	Geschlecht	Alter [Jahre]	Knochen-länge [mm]	Knochendichte [HU]	Seite [1=rechts; 2=links]	Versuchs- datum
S45_E11_R	SC_48	1			25	349,69	1	06-Dec-13
27_10_L	SC_49	3	female	72	26	620,14	2	06-Dec-13
27_10_R	SC_50	4	female	72	26	652,04	1	07-Dec-13
M09_09_R	SC_51	2	female	75	26	388,39	1	07-Dec-13
G12_H08_R	SC_52	1	female	73	28	611,28	1	13-Dec-13
K51_A11_R	SC_53	2	female	89	28	342,70	1	13-Dec-13
SN42_B08_R	SC_54	4	female	64	29	469,72	1	14-Dec-13
S57_A07_R	SC_55	3	female	81	30	342,46	1	14-Dec-13
D20_A10_L	SC_56	3	female	72	25	495,14	2	06-Jan-13
D20_A10_R	SC_57	1	female	72	25	486,69	1	06-Jan-13
G35_J11_R	SC_58	4	female	77	25	493,36	1	18-Jan-13
G35_J11_L	SC_59	2	female	77	25	445,40	2	18-Jan-13

Mechanische Eigenschaften der Implantate und Zuordnung zu den Scaphoiden

Identitätscode	Probennummer	Implantat [1=SH;2=KH; 3=AA;4=ST]	Schraubenlänge [mm]	Gewindesteigerung [1=Sprung;2=durchgehend;3=pro x. Und dist. unabhängig;4=kein Sprung]	Länge des Kopfgewindes [mm]	Kerndurchmesser Kopf [mm]	Gewindedurchmesser Kopf [mm]	Kerndurchmesser Schaft [mm]	Gewindedurchmesser Schaft [mm]	Länge des distalen Gewindes [mm]	Kerndurchmesser Gewinde [mm]	distales Gewinde [mm]
K10_ W11_ L	SC_32	2	25	1	3,5	3,0	3,9	2		6,0	2	3,0
H05_A 09_ L	SC_33	3	24	2		3,3	3,6		3,5		2	3,5
G30_ M09_ R	SC_34	4	25	3	4,0	3,5	4,2	2		5,3	2	3,2
K10_ W11_ R	SC_35	1	24	4								
K51_A 11_ L	SC_36	2	22	1	3,5	3,0	3,9	2		6,0	2	3,0
S15_K 10_ R	SC_37	1	21	4	2,0	3,2	3,5	2		8,0		3,0
S39_J 08_ L	SC_38	3	22	2		3,3	3,6		3,5		2	3,5
S39_J 08_ R	SC_39	4	22	3	4,0	3,5	4,2	2		5,3	2	3,2
36_09 _R	SC_40	4	24	3	4,0	3,5	4,2	2		5,3	2	3,2
G30_ M09_ L	SC_41	2	24	1	3,5	3,0	3,9	2		6,0	2	3,0
F13_A 11_ R	SC_42	3	24	2		3,3	3,6		3,5		2	3,5
F13_A 11_ L	SC_43	1	25	4	2,0	3,2	3,5	2		8,0		3,0
C41_B 08_ R	SC_44	2	27	1	3,5	3,0	3,9	2		6,0	2	3,0
24_09 _L	SC_45	3	26	2		3,3	3,6		3,5		2	3,5

Identitätscode	Probennummer	Implantat [1=SH;2=KH; 3=AA;4=ST]	Schraubenlänge [mm]	Gewindesteigerung [1=Sprung;2=durchgehend;3=pro x. Und dist. unabhängig;4=kein Sprung]	Länge des Kopfgewindes [mm]	Kerndurchmesser Kopf [mm]	Gewindedurchmesser Kopf [mm]	Kerndurchmesser Schaft [mm]	Gewindedurchmesser Schaft [mm]	Länge des distalen Gewindes [mm]	Kerndurchmesser distales Gewinde [mm]	Gewindedurchmesser distales Gewinde [mm]
B29_H 09_R	SC_46	1	27	4	2,0	3,2	3,5	2		10,0		3,0
M31_ H09_L	SC_47	4	27	3	4,0	3,5	4,2	2		5,3	2	3,2
S45_E 11_R	SC_48	1	20	4	2,0	3,2	3,5	2		7,0		3,0
27_10 _L	SC_49	3	20	2		3,3	3,6		3,5		2	3,5
27_10 _R	SC_50	4	20	3	4,0	3,5	4,2	2		5,3	2	3,2
M09_0 9_R	SC_51	2	20	1	3,5	3,0	3,9	2		5,0	2	3,0
G12_H 08_R	SC_52	1	23	4	2,0	3,2	3,5	2		8,0		3,0
K51_A 11_R	SC_53	2	23	1	3,5	3,0	3,9	2		6,0	2	3,0
SN42_ B08_R	SC_54	4	23	3	4,0	3,5	4,2	2		5,3	2	3,2
S57_A 07_R	SC_55	3	24	2		3,3	3,6		3,5		2	3,5
D20_A 10_L	SC_56	3	18	2		3,3	3,6		3,5		2	3,5
D20_A 10_R	SC_57	1	19	4	2,0	3,2	3,5	2		7,0		3,0
G35_J 11_R	SC_58	4	18	3	4,0	3,5	4,2	2		5,3	2	3,2
G35_J 11_L	SC_59	2	19	1	3,5	3,0	3,9	2	3,5	5,0	2	3,0

OV/TV der SIE (ohne Abstand von 8 Slices) und Knochendichte

Identitäts- code	Proben- nummer	Implantat [1=SH;2= KH; 3=AA;4= ST]	Knochen- dichte [HE]	OV/TV unbelaste t	OV/TV belastet	Differenz
K10_W11_L	SC_32	2	294,30	,3996	,3603	,0393
H05_A09_L	SC_33	3	496,27	,5986	,5968	,0018
G30_M09_R	SC_34	4	509,27	,5786	,5649	,0137
K10_W11_R	SC_35	1	357,18	,5070	,4399	,0671
K51_A11_L	SC_36	2	322,99	,4223	,4498	-,0275
S15_K10_R	SC_37	1	449,79	,5768	,5605	,0163
S39_J08_L	SC_38	3	334,24	,5263	,5414	-,0151
S39_J08_R	SC_39	4	359,98	,4031	,4320	-,0289
36_09_R	SC_40	4	813,88	,6221	,6254	-,0033
G30_M09_L	SC_41	2	546,44	,6875	,6726	,0149
F13_A11_R	SC_42	3	368,23	,6223	,5867	,0356
F13_A11_L	SC_43	1	400,64	,5034	,4970	,0064
C41_B08_R	SC_44	2	601,41	,6655	,6474	,0181
24_09_L	SC_45	3	778,78	,8449	,8209	,0240
B29_H09_R	SC_46	1	548,76	,6856	,6401	,0455
M31_H09_L	SC_47	4	276,32	,3300	,3290	,0010
S45_E11_R	SC_48	1	349,69	,4245	,3688	,0557
27_10_L	SC_49	3	620,14	,7414	,6934	,0480
27_10_R	SC_50	4	652,04	,5966	,5525	,0441
M09_09_R	SC_51	2	388,39	,5194	,4411	,0783
G12_H08_R	SC_52	1	611,28	,6754	,6609	,0145
K51_A11_R	SC_53	2	342,70	,3342	,3236	,0106
SN42_B08_R	SC_54	4	469,72	,5171	,5187	-,0016
S57_A07_R	SC_55	3	342,46	,3979	,3980	-,0001
D20_A10_L	SC_56	3	495,14	,6247	,6255	-,0008
D20_A10_R	SC_57	1	486,69	,5644	,5716	-,0072
G35_J11_R	SC_58	4	493,36	,4897	,4764	,0133
G35_J11_L	SC_59	2	445,40	,4845	,4618	,0227

OV/TV der SIE (mit Abstand von 8 Slices) und Knochendichte

Identitäts- code	Proben- nummer	Implantat [1=SH; 2=KH; 3=AA; 4=ST]	Knochen- dichte [HE]	OV/TV unbelaste t	OV/TV belastet	Differenz
K10_W11_L	SC_32	2	294,30	,3990	,3578	,04120
H05_A09_L	SC_33	3	496,27	,5968	,5949	,00190
G30_M09_R	SC_34	4	509,27	,5782	,5648	,01340
K10_W11_R	SC_35	1	357,18	,5060	,4391	,06690
K51_A11_L	SC_36	2	322,99	,4231	,4490	-,02590
S15_K10_R	SC_37	1	449,79	,5768	,5570	,01980
S39_J08_L	SC_38	3	334,24	,5260	,5419	-,01590
S39_J08_R	SC_39	4	359,98	,4066	,4295	-,02290
36_09_R	SC_40	4	813,88	,6280	,6309	-,00290
G30_M09_L	SC_41	2	546,44	,6933	,6785	,01480
F13_A11_R	SC_42	3	368,23	,6249	,5900	,03490
F13_A11_L	SC_43	1	400,64	,5019	,4952	,00670
C41_B08_R	SC_44	2	601,41	,6689	,6482	,02070
24_09_L	SC_45	3	778,78	,8471	,8240	,02310
B29_H09_R	SC_46	1	548,76	,6865	,6394	,04710
M31_H09_L	SC_47	4	276,32	,3330	,3310	,00200
S45_E11_R	SC_48	1	349,69	,4223	,3654	,05690
27_10_L	SC_49	3	620,14	,7452	,6948	,05040
27_10_R	SC_50	4	652,04	,6019	,5547	,04720
M09_09_R	SC_51	2	388,39	,5204	,4387	,08170
G12_H08_R	SC_52	1	611,28	,6800	,6659	,01410
K51_A11_R	SC_53	2	342,70	,3307	,3200	,01070
SN42_B08_R	SC_54	4	469,72	,5219	,5225	-,00060
S57_A07_R	SC_55	3	342,46	,3936	,3932	,00040
D20_A10_L	SC_56	3	495,14	,6249	,6249	,00000
D20_A10_R	SC_57	1	486,69	,5627	,5696	-,00690
G35_J11_R	SC_58	4	493,36	,4968	,4826	,01420
G35_J11_L	SC_59	2	445,40	,4815	,4578	,02370

10 Tabellarischer Lebenslauf CURRICULUM VITAE

Alexander Klaus James Pirkl

Geburtsdatum 11.09.1989
Geburtsort Heppenheim an der Bergstraße
Nationalität deutsch

UNIVERSITÄRE UND ÄRZTLICHE LAUFBAHN

seit 02/2017 Weiterbildung zum Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie
-am Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg Universität Mainz
Direktoren: Prof. Dr. med. P. Drees, Prof. Dr. med. h.c. P. M. Rommens, Prof. Dr. med. E. Gercek

01/18 – 06/18 Allgemeinchirurgische Rotation in der Weiterbildung zum Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie
-Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Minimalinvasive Chirurgie der Asklepios Paulinen Klinik Wiesbaden
Chefarzt: Prof. Dr. med. M. Hoffmann

seit 2022 Durchführung der Promotionsarbeit im Bereich der Grundlagenforschung
Betreuung: PD. Dr. D. Gruszka
Analyse des bildmorphologischen Lockerungsverhaltens von Kompressionsschrauben in humanen Scaphoiden vor- und nach zyklischer Biegebelastung

11/2009 – 11/2016 Studium der Humanmedizin
an der Johannes Gutenberg Universität Mainz

2015 – 2020 Betreuung der klinischen Interventionsstudie MINGO unter der Leitung von Prof. Dr. med. G. Kahaly

FORTBILDUNG

01/23 Grundkurs zum Hygienebeauftragten Arzt

01/22 - 11/22 Fortbildung zur Erlangung der Zusatzbezeichnung Osteologe nach DVO

05/22 69. AO-Trauma-Blendet-Kurs I – Prinzipien der operativen Frakturbehandlung

06/21 - 02/22 Antibiotic Stewardship (ABS) Modul I-III
ABS Advanced zum ABS-Beauftragten Arzt

11/21 Medizinische Begutachtung – Grundlagen

15/21 Grund-, Kenntnis- und Spezialkurs als Bestandteil der Fachkunde im Strahlenschutz für Ärzte und Medizinphysik-Experten

07/21 European Trauma Course (ETC)

06/18 Grundkurs ACLS – Reanimationstraining nach den Leitlinien der AHA

NICHT-ÄRZTLICHE LAUFBAHN

2009 6-monatige Tätigkeit als Pflegehelfer im Alten- und Pflegeheim Schneider, Hemsbach

2015 - 2017 Tutorentätigkeit im Rahmen der Veranstaltung Einführung in die klinische Medizin

SCHULISCHE AUSBILDUNG

09/96-06/09 Allgemeine Hochschulreife
Bergstraßen Gymnasium Hemsbach