

Aus der Klinik für Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie

Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker

**RADIOLOGISCHE, BIOMECHANISCHE UND FINITE
ELEMENTE SIMULATIONSUNTERSUCHUNGEN ALS
GRUNDLAGE EINER VERBESSERTEN BEHANDLUNG DER
DISTALEN RADIUSFRAKTUR**

Der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität

München

Als kumulative Habilitationsschrift

vorgelegt von

Dr. med. Dr. med. univ. Sebastian F. Baumbach

aus

Düsseldorf

München 2017

INHALTSVERZEICHNIS

1	ZUSAMMENFASSUNG	5
2	LISTE DER ZUR KUMULATIVEN HABILITATION BEITRAGENDEN PUBLIKATIONEN	11
3	STAND DER FORSCHUNG	13
3.1	Anatomie des distalen Radius	14
3.2	Biomechanische Untersuchungen am distalen Radius	14
3.2.1	Biomechanische Frakturmodelle	14
3.2.2	Entwicklung einer neuen Osteosynthesestrategie zur Vermeidung von Strecksehnenpathologien unter Zuhilfenahme des standardisierten biomechanischen Frakturmodells	16
3.3	Finite Elemente Modelle des intakten und frakturierten distalen Radius	17
3.4	Zusammenfassung	19
4	ZIELE DER HABILITATIONSSCHRIFT	21
5	STUDIEN	25
5.1	Radiologische Untersuchungen am distalen Radius	25
5.1.1	Radiologische Bestimmung der distalen Frakturlinie der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur [16]	25
5.1.2	Lineare, geometrische Zusammenhänge zwischen der Radiuslänge und dessen maximaler distalen Breite [18]	27
5.1.3	Untersuchung der CT-Morphometrie des intakten distalen Radius mittels statistischer 3D-Formmodelle [17]	29
5.2	Biomechanische Untersuchungen am distalen Radius	33
5.2.1	Entwicklung eines best-evidence biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)	33
5.2.1.1	Entwicklung eines biomechanischen Frakturmodells zur Erzeugung von extraartikulären distalen Radiusfrakturen im intakten Radius [20]	34
5.2.1.2	Einfluss der Osteotomielokalisation auf das biomechanische Frakturmodell der distalen Radiusfraktur [15]	36
5.2.1.3	Einfluss der Freiheitsgrade auf das biomechanische Frakturmodell der distalen Radiusfraktur [189]	38
5.2.2	Reduktion der Strecksehnenirritationen im Rahmen der volaren Plattenosteosynthese im biomechanischen Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)	41
5.2.2.1	Vergleich der Primärstabilität von 100% vs. 75% distaler Schraubenlänge[19]	43
5.2.2.2	Machbarkeitsstudie zur Identifikation von Radiusclustern und Vergleich der Primärstabilität von selbstbohrenden- zu selbstschneidenden Schrauben [187]	45
5.3	FE Modelle am distalen Radius	50
5.3.1	Entwicklung und Validierung eines FE-Modells des intakten Radius [198]	50
5.3.2	FE-Modell basierter Vergleich zweier HR-pQCT Scan-Lokalisationen zur Vorhersage der Bruchlast des distalen Radius [200]	52

5.3.3	Entwicklung eines validierten FE-Modells der osteosynthetisch versorgten distalen Radiusfraktur (AO-23 A3) [188]	53
6	DISKUSSION	59
6.1	Radiologische Untersuchungen am distalen Radius	59
6.1.1	Radiologische Bestimmung der distalen Frakturlinie der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur in-vivo [16]	59
6.1.2	Lineare, geometrische Zusammenhänge zwischen der Radiuslänge und dessen maximaler distalen Breite [18]	60
6.1.3	Untersuchung der CT-Morphometrie des intakten distalen Radius mittels statistischer 3D-Formmodelle [17]	60
6.2	Biomechanische Untersuchungen am distalen Radius	62
6.2.1	Allgemeine Limitation der biomechanischen Studien	62
6.2.2	Entwicklung eines best-evidence biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)	63
6.2.2.1	Lastachse (Punkt 5.2.1.1, [20])	63
6.2.2.2	Osteotomielokalisation (Punkt 5.2.1.2, [15])	64
6.2.2.3	Freiheitsgrade (Punkt 5.2.1.2, [189])	64
6.2.2.4	Synopse	66
6.2.3	Reduktion der Strecksehnenirritationen im Rahmen der volaren Plattenosteosynthese im biomechanischen Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)	68
6.2.3.1	Primärstabilität 100% vs. 75% distale Schraubenlänge (Punkt 5.2.2.1, [19])	68
6.2.3.2	Machbarkeitsstudie selbstbohrende- und selbstschneidende Schrauben (Punkt 5.2.2.2, [187])	69
6.3	FE-Modelle am distalen Radius	71
6.3.1	Entwicklung und Validierung eines FE-Modells des intakten Radius [198]	72
6.3.2	FE-Modell basierter Vergleich zweier HR-pQCT Scan-Lokalisation zur Vorhersage der Bruchlast des distalen Radius [200]	72
6.3.3	Entwicklung eines validierten FE-Modells der osteosynthetisch versorgten distalen Radiusfraktur (AO-23 A3) [188]	73
7	AUSBLICK	75
8	LITERATURVERZEICHNIS	77
9	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	93
10	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	95
11	TABELLENVERZEICHNIS	96
12	DANKSAGUNG	97
13	APPENDIX	101
13.1	Verzeichnis der wissenschaftlichen Veröffentlichungen	101
13.2	Verzeichnis der abgehaltenen Lehrveranstaltungen	107

1 ZUSAMMENFASSUNG

Distale Radiusfrakturen gehören zu den häufigsten Frakturen des Menschen, wobei deren Prävalenz aufgrund des demographischen Wandels weiter ansteigen wird. Aktuell stehen eine Vielzahl von konservativen und operativen Therapieoptionen zur Verfügung. Bei Patienten mit funktionellem Anspruch stellt die offene Reposition und volare winkelstabile Plattenosteosynthese den derzeitigen Gold-Standard dar. Dabei sind allerdings Komplikationsraten bis zu 18% beschrieben, wovon Strecksehnenrupturen einen großen Teil ausmachen. Das Ziel zukünftiger Forschung sollte daher die Entwicklung eines rationalen Behandlungsalgorithmus aus den verschiedenen Verfahren sein sowie eine Reduktion der osteosynthese-assoziierten Komplikationen. Die Grundlagen dafür sind ein detailliertes Verständnis der Anatomie des distalen Radius sowie suffiziente biomechanische und numerische Modelle.

Bisher fehlten valide Daten zu dem eigentlichen Frakturverlauf sowie zu der intraossären Geometrie und der dreidimensionalen (3D) Morphometrie des distalen Radius. Im Rahmen einer ersten Studie [16] erfolgte die Vermessung der distalen Frakturlinie der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur an 157 seitlichen Röntgenbildern (58±10 Jahre, 80% weiblich, 56% links). 34% der Frakturen waren 23-A, 66% 23-C Frakturen entsprechend der AO-Klassifikation. Die distale Frakturlinie verlief von dorsalseitig 7,9 ± 2,7mm nach volarseitig 11,7 ± 3,9mm proximal des dorsalen/volaren Apex der Fossa Lunata. Weder das Patientenalter, die betroffene Seite, das initiale Trauma noch die Frakturkomplexität hatten einen signifikanten Einfluss auf den Frakturverlauf. Entsprechend kann von einem einheitlichen Verlauf der distalen Frakturlinie ausgegangen werden.

Die beiden folgenden Arbeiten beschäftigten sich mit der intraossären Geometrie [18] und der dreidimensionalen Morphometrie des distalen Radius [17]. Basierend auf zwei unterschiedlichen Kollektiven wurde die Korrelation zwischen der maximalen Radiusbreite und –länge berechnet. Kollektiv (A) bestand aus 100 Unterarmröntgenaufnahmen (38±14 Jahre, 51% weiblich, 43% links), Kollektiv (B) aus 135 isolierten, formalinfixierten Radii (79±10 Jahre, 56% weiblich, 96% links). Die Korrelation zwischen Radiuslänge und distaler Breite betrug im Kollektiv A $r=0,753$ (95% CI 0,653–0,827, adj. $R^2=0,563$, $p<0,001$) und im Kollektiv (B) $r=0,621$ (95% CI 0,507–0,714, adj. $R^2=0,381$, $p<0,001$). In beiden Kollektiven hatte das Geschlecht einen signifikanten Einfluss auf die Korrelation ($p\leq 0,005$). Diese Daten weisen auf eine lineare Proportionalität innerhalb des Radius hin [18].

Eine Methode der 3D Formanalyse sowie Berechnung von identen Schnittebenen des distalen Radius sind Statistische 3D Modelle. Basierend auf 86 klinischen CT-Datensätzen wurden Statistische 3D Modelle des distalen Radius erstellt und (1) die 3D anatomische Varianz des distalen Radius analysiert, (2) morphometrische Messungen an korrespondierenden Schnittebenen durchgeführt und (3) die Klassifikationsgenauigkeit des Modells bezüglich Seite und Geschlecht getestet. Dabei konnte gezeigt werden, dass (1) linke Radii eine größere Formvarianz als rechte Radii (Anzahl der Modes (F/M): 20/23 vs. 6/6) hatten. Die Analyse der Schnittebenen (2) ergab sowohl für die Statistischen 3D Modellen als auch für die einzelnen Radii, dass männliche

Radii größer als weibliche waren ohne einen signifikanten Seitenunterschied. Alle gemessenen Parameter nahmen von distal nach proximal ab. Die Klassifikationsgenauigkeit des Modells (3) bezüglich der Seite war 98% und bezüglich des Geschlechts 70%. Die kumulative Klassifikationsgenauigkeit (Seite und Geschlecht) betrug 80%. Dieses Statistische 3D Modell kann bei der Verbesserung des Designs von Osteosynthesematerialien helfen [17].

Um bestehende Osteosyntheseverfahren untereinander zu vergleichen und zu optimieren sowie neue Verfahren zu entwickeln, sind valide biomechanische Frakturmodelle vonnöten. Die verschiedenen publizierten Prüfanordnungen variieren in nahezu allen modellrelevanten Elementen, u.a. den Lastachsen, der simulierten Fraktur sowie den Randbedingungen. Ein standardisiertes biomechanisches Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO-23-A3) fehlte somit bisher.

In einer ersten Studie [20] wurden, basierend auf einer Literaturrecherche und biomechanischen Versuchen, die Lastachsen zur Erzeugung von distalen Radiusfrakturen definiert. Die final definierte Lastachse verlief proximal im Zentrum des Markraums. Distal erfolgte die Krafteinleitung im Bereich des Tuberculum listerii (Verschiebung der Lastachse nach dorsal (ca. 5°) und radial. Entsprechend dieser Anordnung, wurden 21 intakte formalin-fixierten Radii in einer Materialprüfmaschine bis zum Versagen (Frakturierung) getestet. Vor der Präparation wurden HR-pQCT Scans der Radii für ein späteres FE-Modell angefertigt. Nach erfolgreicher Testung wurden die Prüfstücke distal zentrosagittal zerschnitten und der Frakturverlauf vermessen sowie die Frakturen klassifiziert (AO). Die durchschnittliche Versagenslast betrug 3802 ± 1923 N, die Steifigkeit 5399 ± 2055 N/mm und die Auslenkung zum Versagenszeitpunkt $1,2 \pm 0,3$ mm. In 20 Fällen kam es zu einer extraartikulären distalen Radiusfraktur (Typ AO 23-A2.1) mit einer mittleren maximalen proximalen Frakturausdehnung von $11,0 \pm 3,6$ mm. So konnte gezeigt werden, dass mit der hier vorgeschlagenen Lasteinleitung distale Radiusfrakturen reproduzierbar in der klinisch relevanten Zone erzeugt werden konnten.

Unter Anwendung der oben beschriebenen Versuchsanordnung wurde in einer zweiten Arbeit die Lokalisation der simulierten Fraktur (dorsale Keilosteotomie, 10mm) definiert [15]. Dazu wurde die Primärstabilität der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese unter Verwendung der Standard-Osteotomielokalisation (dorsal 20mm proximal des Apex der Fossa lunata) gegen die oben definierte, klinische Lokalisation (dorsal 8mm - und volar 12mm proximal des Apex der Fossa lunata) verglichen. Die biomechanischen Versuche an 10 frischen, gepaarten, isolierten Radii (seitenalternierende Pseudorandomisierung) ergaben signifikante Unterschiede in der Maximallast zwischen den beiden Lokalisationen (860 ± 232 N vs. 1250 ± 341 N; $p=0,001$). Damit konnte erstmals die Bedeutung der Osteotomielokalisation für die unterschiedlichen biomechanischen Ergebnisse bei gleicher Prüfanordnung gezeigt werden. Entsprechend der vorangegangenen klinisch-radiologischen Studie sollte die klinisch relevante Lokalisation für die Osteotomie verwendet werden.

In einer letzten Studie [189] wurde der Einfluss der Freiheitsgrade (DoF) innerhalb der Prüfanordnung auf die biomechanischen Eigenschaften des Frakturmodells untersucht. Entsprechend der oben beschriebenen Versuchsanordnung, wurden zehn synthetische Radii in

zwei Gruppen randomisiert: Gruppe A: proximal fixiert (0 DoF); Gruppe B: proximal Linearlager (2 DoF). Distal erfolgte die Krafteinleitung über ein Kugelgelenk (3 DoF). Im Rahmen der Versagenstestung zeigten sich ein signifikant unterschiedliches biomechanisches Verhalten (Kraft-Weg-Diagramme) mit u.a. einer signifikant höheren Maximallast in Gruppe A (505 ± 142 vs. 201 ± 49 N, $p < 0,0065$). Darüber hinaus kam es erwartungsgemäß zu signifikant höheren Scherkräften in Gruppe A (Dorso-volar: -47 ± 12 vs. -1 ± 1 N, $p = 0,008$; Latero-medial 2 ± 1 vs. -1 ± 0 N, $p = .001$). Diese Arbeit unterstrich wiederum die Wichtigkeit der Randbedingungen mit unserer Empfehlung proximal 0- und distal 3 Freiheitsgrade zu verwenden.

Die hier gewonnenen Erkenntnisse definieren ein standardisiertes biomechanisches Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur. Basierend darauf sollte ein neues Osteosyntheseverfahren zur Reduktion der postoperativen Strecksehnenirritationen nach volarer Plattenosteosynthese entwickelt werden. Die dafür durchgeführten biomechanischen Untersuchungen dienten als Validierungsgrundlage für die späteren FE-Modelle.

Strecksehnenpathologien können sekundär durch einen disto-dorsalen Schraubenüberstand, oder primär durch ein überlanges Vorbohren entstehen. Eine Möglichkeit, den disto-dorsalen Schraubenüberstand zu vermeiden, ist die Verwendung von kürzeren Schrauben. Entsprechend wurde die Primärstabilität zwischen 100% und 75% distaler Schraubenlänge bei der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese verglichen [19]. Neun gepaarte frisch gefrorene Radii (86 ± 11 Jahre, 44% weiblich) wurden in zwei Gruppen pseudorandomisiert (seitenalternierend) und bis zum Versagen getestet. In Gruppe A wurden die distalen beiden Schraubenreihen mit Schrauben mit 100% dorso-volarer distaler Schraubenlänge, in Gruppe B mit 75% dorso-volarer distaler Schraubenlänge besetzt. In Gruppe B wurden die Schrauben im Durchschnitt $5.6 \pm 0,99$ mm (3-7mm) kürzer gewählt als gemessen. Bei den erhobenen biomechanischen Kennwerten zeigten sich keine signifikanten Gruppenunterschiede. Entsprechend gewährleistet distal eine 75% dorso-volare Schraubenlänge im Rahmen der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese eine ausreichende Primärstabilität.

Die Verwendung von selbstbohrenden und –schneidenden Schrauben (Speed-Tip) könnte den primären Strecksehnen Schaden vermeiden, da ein Vorbohren nicht mehr notwendig ist. Allerdings müssen hierfür die Schraubenlängen ohne direktes Messen nach Vorbohren bestimmt werden und die Speed-Tip Schrauben eine ausreichende Primärstabilität gewährleisten. Basierend auf der Vermessung der maximale Radiusbreite und –tiefe sowie der distalen Schraubenlängen an 38 Radii wurde eine Cluster-Analyse der distalen Radiusbreite zur Identifikation von Radiusgruppen durchgeführt [187]. Dann wurde eine definierte Schraubenlänge für jedes Schraubenloch und jeden Cluster berechnet. Basierend auf dieser Schraubenlänge waren insgesamt nur 7 von 228 Schrauben kürzer als der zuvor definierte 75-100% sichere Schraubenkorridor. Keine Schraube überschritt die 100%. Um die Primärstabilität von Speed-Tip Schrauben in einem „Worst-Case Szenario“ zu evaluieren (75% dorso-volare Schraubenlänge), wurden 9 gepaarte frische gefrorene Radii (71 ± 8 Jahre, 33% weiblich) in zwei Gruppen pseudorandomisiert (Speed-Tip vs. Standard; seitenalternierend) und bis zum Versagen getestet. Dabei zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den erhobenen biomechanischen Parametern zwischen den beiden Gruppen. In

dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die präoperative Abschätzung der distalen Schraubenlänge anhand der distalen maximalen Radiusbreite möglich ist und Speed-Tip Schrauben eine ausreichende Primärstabilität bieten. Entsprechend erscheint die Verwendung von Speed-Tip Schrauben zur Verhinderung von sekundären und primären Strecksehnenschäden biomechanisch möglich.

Auch wenn biomechanische Prüfanordnungen derzeit den Goldstandard in der präklinischen Testung von Osteosyntheseverfahren darstellen, sind sie bezüglich der verwendeten Frakturmodelle, Prüfanordnungen, sowie der Anzahl und Variation der getesteten Prüfstücke limitiert. Darüber hinaus können keine Aussagen über die lokal wirkenden Kräfte innerhalb des Knochens, einer Schraube, dem Schrauben-Knochen- oder Schrauben-Platten-Interface getroffen werden. Aufgrund der steigenden Rechenleistung finden zunehmend die Finite Elemente (FE) Methode Anwendung. Diese haben nicht die oben genannten Limitationen. Allerdings fehlten sowohl validierte FE-Modelle des intakten als auch des osteosynthetisch-versorgten distalen Radius.

Basierend auf den HR-pQCT Datensätzen der 21 formalin-fixierten Radii aus der ersten biomechanischen Studie wurde ein FE-Modell entwickelt [198]. Die Materialeigenschaften wurden basierend auf Vorstudien der Arbeitsgruppe modelliert. Die getesteten Randbedingungen entsprachen dem biomechanischen Modell. Die nicht-lineare Analyse des FE-Modells erfolgte mittels Abaqus 6.6. Dabei zeigte sich eine gute Korrelation zwischen dem biomechanischen Experiment und dem FE-Modell für die Steifigkeit $R^2 = 0,793$ und die Festigkeit $R^2 = 0,874$. Darüber hinaus zeigte sich eine gute Übereinstimmung der qualitativ verglichenen Versagenszone im FE-Modell und der Frakturlokalisierung im biomechanischen Versuch. Zusammengefasst konnte mit dieser Arbeit ein erstes validierte FE-Modell des distalen Radius mit reproduzierbarer Lastverteilung entwickelt werden.

Eine erste klinische Anwendung fand dieses FE-Modell zur Optimierung der Osteoporosediagnostik mittels HR-pQCT des distalen Radius [200]. Hier wurde die vom Hersteller empfohlene Scan-Sektion mit einer weiter distal gelegenen Region verglichen. Letztere entspricht der zuvor identifizierten Frakturlokalisierung. Dabei wurde der Knochenmineralgehalt, die Knochenmineraldichte, histomorphometrische Parameter und FE-Modelle der beiden Scan-Sektionen berechnet, um die experimentelle Bruchlast und Festigkeit der 21 formalin fixierten distalen Radii vorherzusagen. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Sektionen wurden für nahezu alle untersuchten Parameter gefunden. Bruchlast / Festigkeit der distalen Sektion waren signifikant geringer als die der Standardsektion (13% / 35%). Die FE Analyse der distalen Sektion des HR-pQCT Scans erlaubte unter den ermittelten Parametern die beste quantitativ korrekte Vorhersage der Bruchlast des distalen Radius.

Das Ziel der letzten Studie [188] war die Entwicklung eines validierten FE-Modells des osteosynthetisch versorgten distalen Radius. Dabei sollte der Einfluss der Knocheninhomogenität aufgrund lokal variierender Knochendichte und Anisotropie auf das FE Modell getestet werden. Darüber hinaus sollten die FE-Analysen im Allgemeinen als auch die errechneten Schraubenkräfte mit den in-vitro biomechanischen Ergebnissen validiert/verglichen werden. Die notwendigen HR-

pQCT Daten und die biomechanischen Testparameter wurden von den vorangegangenen biomechanischen Untersuchungen verwendet (n=25 Prüfstücke). Basierend auf den HR-pQCT Daten wurden geglättete, homogenisierte FE Modelle für alle Prüfstücke erstellt. Daraus wurden drei verschiedene Modelle mit unterschiedlichen Detaillierungsstufen erstellt (IsoHom, IsoInhom, OrthoInhom). Diese drei Modelle wurden bezüglich ihrer axialen Steifigkeit mit den biomechanischen Ergebnissen verglichen. Dabei zeigten sich vergleichbar gute Determinationskoeffizienten für die IsoInhom und OrthoInhom Modelle ($R^2 = 0,816$ / $R^2 = 0,807$). Die des Iso-Hom Modells waren deutlich geringer ($R^2 = 0,500$). Ähnlich unterschiedliche Ergebnisse zwischen den Modellen ergaben die simulierten Schnittgrößen für jede Schraube. Dabei zeigt sich eine hohe Übereinstimmung zwischen dem im biomechanischen Test beobachteten Versagen des Schrauben-Platten-Interface mit den simulierten Schnittgrößen. Diese Daten gaben erstmals einen Einblick in die Lastverteilung innerhalb der Osteosynthese.

2 LISTE DER ZUR KUMULATIVEN HABILITATION BEITRAGENDEN PUBLIKATIONEN

1. Baumbach S, Schmidt R, Varga P, Heinz T, Vecsei V, Zysset PK: **Where is the distal fracture line location of dorsally displaced distal radius fractures?** In: *J Orthop Res.* vol. 29; 2011: 489-494. [16]
2. Baumbach SF, Krusche-Mandl I, Huf W, Mall G, Fialka C: **Linear intra-bone geometry dependencies of the radius: Radius length determination by maximum distal width.** In: *Eur J Radiol.* vol. 81; 2012: 947-950. [18]
3. Baumbach SF, Binder J, Synek A, Mück F, Chevalier Y, Euler E, Langs G, Fischer L: **Analysis of the three-dimensional anatomical variance of the distal radius using 3D shape models.** In: *BMC Medical Imaging.* vol. 17; 2017: 23 [17]
4. Baumbach SF, Zysset PK: **An experimental model for Colles's Fracture.** In: *Thesis, Medical University of Vienna, Vienna, AT.* 2009. [20]
5. Baumbach S, Dall'Ara E, Weninger P, Antoni A, Traxler H, Dörr M, Zysset PK: **Assessment of a novel biomechanical fracture model for distal radius fractures.** In: *BMC Musculoskelet Disord.* vol. 13: BioMed Central; 2012: 252. [15]
6. Synek A, Chevalier Y, Schröder C, Pahr DH, Baumbach SF: **Biomechanical Testing of Distal Radius Fracture Treatments: Boundary Conditions Significantly Affect the Outcome of In Vitro Experiments.** In: *J Appl Biomech.* vol. 32; 2016: 210-214. [189]
7. Baumbach SF, Synek A, Traxler H, Mutschler W, Pahr D, Chevalier Y: **The influence of distal screw length on the primary stability of volar plate osteosynthesis--a biomechanical study.** In: *J Orthop Surg Res.* vol. 10, 12 edn; 2015: 139. [19]
8. Synek A, Borgmann L, Traxler H, Huf W, Euler E, Chevalier Y, Baumbach SF: **Using self-drilling screws in volar plate osteosynthesis for distal radius fractures: a feasibility study.** In: *BMC Musculoskelet Disord.* vol. 17; 2016: 120. [187]
9. Varga P, Baumbach S, Pahr D, Zysset PK: **Validation of an anatomy specific finite element model of Colles' fracture.** In: *J Biomech.* vol. 42; 2009: 1726-1731. [198]

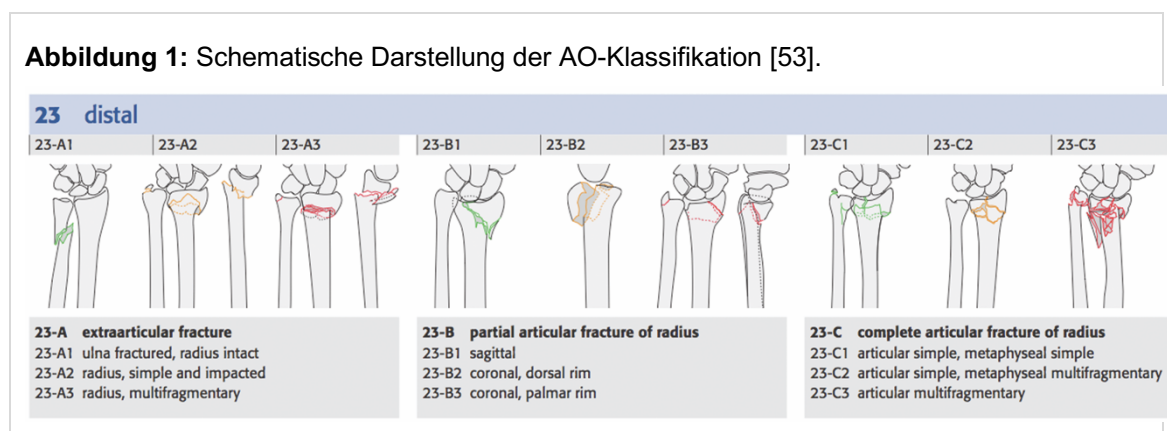
10. Varga P, Pahr DH, Baumbach S, Zysset PK: **HR-pQCT based FE analysis of the most distal radius section provides an improved prediction of Colle' fracture load in vitro.** In: *Bone*. vol. 47; 2010: 982-988. [200]
11. Synek A, Chevalier Y, Baumbach SF, Pahr DH: **The influence of bone density and anisotropy in finite element models of distal radius fracture osteosynthesis: Evaluations and comparison to experiments.** In: *J Biomech*. vol. 48; 2015: 4116-4123. [188]

3 STAND DER FORSCHUNG

Die distale Radiusfraktur ist eine der häufigsten Frakturen des Menschen [48]. Mit einem Inzidenzanstieg bei Frauen ab 50 Jahren wird die distale Radiusfraktur auch als osteoporotische Indikatorfraktur angesehen [48, 182]. Aufgrund des demographischen Wandels und der steigenden Lebenserwartung kann von einer deutlichen Zunahme der Prävalenz der distalen Radiusfraktur ausgegangen werden [142]. Neben der steigenden Lebenserwartung wächst aber auch die Lebensqualität im Alter und damit der funktionelle Anspruch der Patienten.

Die Diagnosestellung der distalen Radiusfraktur erfolgt anhand von Röntgen / CT-Bildern. Die Frakturen werden üblicherweise anhand der AO-Klassifikation eingeteilt [53].

Abbildung 1: Schematische Darstellung der AO-Klassifikation [53].



Behandlungsoptionen der distalen Radiusfraktur umfassen die konservative Therapie mittels Reposition und Retention, z.B. durch Gips [3, 138] sowie eine Vielzahl von operativen Verfahren. Trotz akzeptabler funktioneller Ergebnisse nach konservativer Therapie sind sekundäre Dislokationsraten bis zu 60% beschrieben [120, 138, 204]. Etablierte operative Verfahren umfassen die volare Plattenosteosynthese [147, 77, 94, 127, 192], die dorsale Plattenosteosynthese [73, 113], die K-Draht Osteosynthese [109, 172], die intramedulläre Nagelosteosynthese [34, 71, 195], den Fixateur extern [210] sowie experimentelle Ansätze mittels Knochenersatzmaterial [90, 96] oder intramedullärem Drahtballon [197]. Das Ziel der meisten Therapieansätze ist die anatomische Reposition und Retention der Fraktur bis zur gesicherten knöchernen Heilung unter Erhalt der Handgelenkfunktion.

Die volare (multidirektionale) winkelstabile Plattenosteosynthese stellt derzeit den Goldstandard der operativen Behandlung der instabilen distalen Radiusfraktur dar [77, 94, 127, 147, 192]. Allerdings sind Komplikationsraten bis zu 18% beschrieben [22, 102]. Das Ziel künftiger Forschungen muss die Entwicklung eines rationalen Behandlungsalgorithmus aus den oben beschriebenen Verfahren sein. Die Grundlagen dafür sind ein detailliertes Verständnis der Anatomie des distalen Radius sowie suffiziente biomechanische und numerische Modelle. Diese erlauben es, die Vor- und Nachteile der einzelnen Verfahren gegeneinander abzuwägen. Nur so wird eine patientenspezifische Versorgung mit den Zielen der Komplikationsreduktion und der maximalen Patientenzufriedenheit möglich sein.

3.1 Anatomie des distalen Radius

Das detaillierte Verständnis der Morphologie und Morphometrie des distalen Radius ist die Grundvoraussetzung der Frakturmusteranalyse, der präoperativen Planung [1, 13] sowie der Optimierung bestehender und der Entwicklung neuer Osteosyntheseverfahren [146, 203, 209].

Eine Vielzahl von Arbeiten befassen sich qualitativ mit dem intakten oder frakturierten distalen Radius. Nur wenige quantitative Untersuchungen sind publiziert. Obwohl einige anthropologische und radiologische Arbeiten die allgemeine Morphometrie des distalen Radius zum Thema haben [13, 18, 39], fehlt aktuell ein tieferes Verständnis der Knochengeometrie und dreidimensionalen Morphologie. Rezente Arbeiten haben nur einzelne Aspekte des distalen Radius, z.B. die volare Lippe [58, 146, 150], das Tuberkulum Listerii [1, 43, 158] oder das dritte Strecksehnenfach [153] untersucht.

Dank der steigenden Rechenleistung moderner Computer, werden zunehmend Algorithmen entwickelt, die eine semi-automatisierte Erfassung von CT-Datensätzen erlauben. Auf deren Basis können statistische 3D-Formmodelle berechnet und verglichen werden [107, 196]. Dies erlaubt, neben einer detaillierten morphologischen Analyse des einzelnen distalen Radius, Normmodelle sowie deren statistische Abweichungen zu berechnen. Nach bestem Wissen des Autors hat allerdings noch keine Arbeitsgruppe die Morphologie und Morphometrie des distalen Radius mit statistischen 3D-Formmodellen beschrieben.

3.2 Biomechanische Untersuchungen am distalen Radius

Wie oben beschrieben stehen den Orthopäden/Unfallchirurgen eine Vielzahl verschiedener operativer Therapieverfahren zur Behandlung der distalen Radiusfraktur zur Verfügung. Allerdings fehlen valide Daten, wann welches Verfahren zur Anwendung kommen sollte. Ein Grund ist das fehlende Verständnis der eigentlichen Biomechanik der Osteosynthesen. Die in der Literatur diskutierten Konzepte umfassen die Abstützung im subchondralen Knochen [65], die multidimensionale distale Stabilisierung [170], das Drei-Säulen-Konzept [89] und die fragmentspezifische Schraubenplatzierung mit Hilfe moderner multidirektionaler, winkelstabiler Plattensysteme [65, 106]. Ein weiterer Grund ist ein nur eingeschränktes Wissen über die Interaktion und das Versagen zwischen Knochen und Osteosynthesematerial.

Um die biomechanischen Konzepte hinter der Osteosynthese besser zu verstehen, bestehende Osteosyntheseverfahren miteinander zu vergleichen und Neue zu entwickeln, benötigen wir valide biomechanische Frakturmodelle.

3.2.1 Biomechanische Frakturmodelle

In der Literatur existiert eine Vielzahl von biomechanischen Publikationen zur Versorgung der distalen Radiusfraktur. Es erscheint selbstverständlich, dass die Grundvoraussetzung für eine valide biomechanische Untersuchung ein standardisiertes biomechanisches Frakturmodell wäre. Dennoch variieren die verwendeten Modelle erheblich.

Biomechanische Frakturmodelle des distalen Radius setzen sich aus verschiedenen Elementen zusammen. Diese umfassen das eigentliche Prüfstück, die simulierte Fraktur, die Lasteinleitung, die Randbedingungen (Freiheitsgrade) innerhalb der Prüfanordnung sowie das eigentliche Belastungsprotokoll. Die Vielzahl an publizierten biomechanischen Frakturmodellen weist eine große Heterogenität bei allen diesen Elementen auf:

- Prüfstücke:
 - o Synthetische Radii [46, 47, 75, 205, 207]
 - o Formalinfixierte Radii [14, 97, 110]
 - o Frische Radii [15, 81, 96, 167, 188]
- Fraktursimulation:
 - o Intra- [167] / extraartikuläre [15, 34] Frakturen
 - o Art und Lokalisation der fraktursimulierenden Osteotomie [15, 25, 98, 113, 114, 165, 167, 185]
- Lasteinleitung:
 - o Lastachsen zwischen 40-90° Dorsalinklination [62]
 - o Uniaxiale Kompression [15, 52, 167]
 - o Biegung [47, 131, 205]
 - o Torsion [101]
- Randbedingungen (Freiheitsgrade):
 - o Distal und proximal fixiert [96]
 - o Unilateral (distal oder proximal) fixiert [25, 47, 114, 128, 205]
 - o Nicht fixiert [183]
- Belastungsprotokoll:
 - o Bruchtest [15, 148, 183]
 - o Zyklische Belastung [104, 131, 167]

Diese Heterogenität führt nicht nur zu einer fehlenden Vergleichbarkeit der Studien miteinander, sondern stellt auch die aus der jeweiligen Studie gezogenen Schlussfolgerungen in Frage [132, 167]. Entsprechend ist es wenig überraschend, dass verschiedene Arbeitsgruppen bei derselben Fragestellung unterschiedliche Ergebnisse publiziert haben. Exemplarisch hierfür verglichen Trease et al. [195] sowie Liporace et al. [113] die Primärstabilität zwischen der nicht-winkelstabilen, dorsalen Plattenosteosynthese und der winkelstabilen, volaren Plattenosteosynthese. Die Arbeitsgruppe um Trease berichtete über bessere mechanische Eigenschaften der volaren, winkelstabilen Plattenosteosynthese, Liporace und Kollegen [113] demgegenüber über eine höhere Stabilität der dorsalen Plattenosteosynthese.

Auch wenn einige der oben beschriebene Elemente durch die jeweiligen Autoren diskutiert worden sind, z.B. das verwendete Präparat, die Art der Belastung und das Belastungsprotokoll [15, 104, 167, 205], fehlten strukturierte Bemühungen, die jeweiligen Einflüsse der verschiedenen Modellelemente zu untersuchen. Entsprechend muss das Ziel aller weiteren Studien die Entwicklung eines standardisierten und validen biomechanischen Frakturmodells sein.

3.2.2 Entwicklung einer neuen Osteosynthesestrategie zur Vermeidung von Strecksehnenpathologien unter Zuhilfenahme des standardisierten biomechanischen Frakturmodells

Biomechanische Frakturmodelle werden, wie oben beschrieben, zur Entwicklung neuer sowie zum Vergleich bestehender Osteosyntheseverfahren verwendet. Initiale Studien im biomechanischen Modell sind meistens Grundvoraussetzung für eine Translation in den Menschen. Ein mögliches Anwendungsbeispiel ist die Untersuchung zu Komplikationen nach volarer (multidirektionaler), winkelstabiler Plattenosteosynthese am distalen Radius.

Obwohl die volare Plattenosteosynthese derzeit den operativen Goldstandard darstellt [77, 94, 127, 147], sind Komplikationsraten von bis zu 18% beschrieben [22, 102]. Davon machen Strecksehnenirritationen beziehungsweise -rupturen einen großen Teil aus. [6, 22, 102]. Ursächlich hierfür ist entweder die primäre Sehnenbeschädigung durch das überlange Vorbohren des disto-dorsalen Kortex oder eine sekundäre Schädigung durch disto-dorsal überstehende Schrauben [7, 23, 51, 157, 78].

Disto-dorsale Schraubenüberlängen resultieren am ehesten aus Messfehlern aufgrund der komplexen Anatomie des dorsalen Kortex sowie des darüberliegenden Weichgewebes. Um das Risiko des disto-dorsalen Schraubenüberstandes zu minimieren, empfehlen sowohl die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO Foundation, [95]) wie auch das Lehrbuch „Campbell's Operative Orthopaedics“ [35] die distalen Schrauben 2-4 mm kürzer als gemessen zu wählen. Dazu fehlen aber valide biomechanische oder klinische Studien, die den Einfluss der distalen Schraubenlänge auf die Primärstabilität der volaren Plattenosteosynthese untersucht haben [72, 205].

Durch die Verwendung von kürzeren Schrauben, könnte das Risiko für den disto-dorsalen Schraubenüberstand deutlich reduziert werden. Allerdings hat dies keinen Einfluss auf eine mögliche primäre Sehnenbeschädigung durch das überlange Vorbohren.

Eine Möglichkeit wäre die Verwendung von polyaxial winkelstabilen, selbstbohrenden und –schneidenden Schrauben. Die Anwendung von selbstbohrenden Schrauben hat folgende Grundvoraussetzungen:

- 1) Selbstbohrende und –schneidende Schrauben bieten eine vergleichbare Primärstabilität zu dem aktuellen Goldstandard (selbstschneidende Schrauben).
- 2) Die Schraubenlänge kann präoperativ, am besten anhand von Röntgenbildern, festgelegt werden.

Ad 1) Die Primärstabilität der beiden Schraubenarten könnte anhand eines validen, best-evidence biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3) verglichen werden.

Ad 2) Die präoperative Schraubenlängenbestimmung bei einer Fraktur ist komplex. Sie setzt eine Korrelation der distalen Radiusbreite und –tiefe bei bekannter Schraubenorientierung voraus. Nur so kann anhand von Röntgenbildern die Schraubenlänge präoperativ festgelegt werden. Entsprechend muss in einem ersten Schritt die Korrelation der Radiusbreite und –tiefe

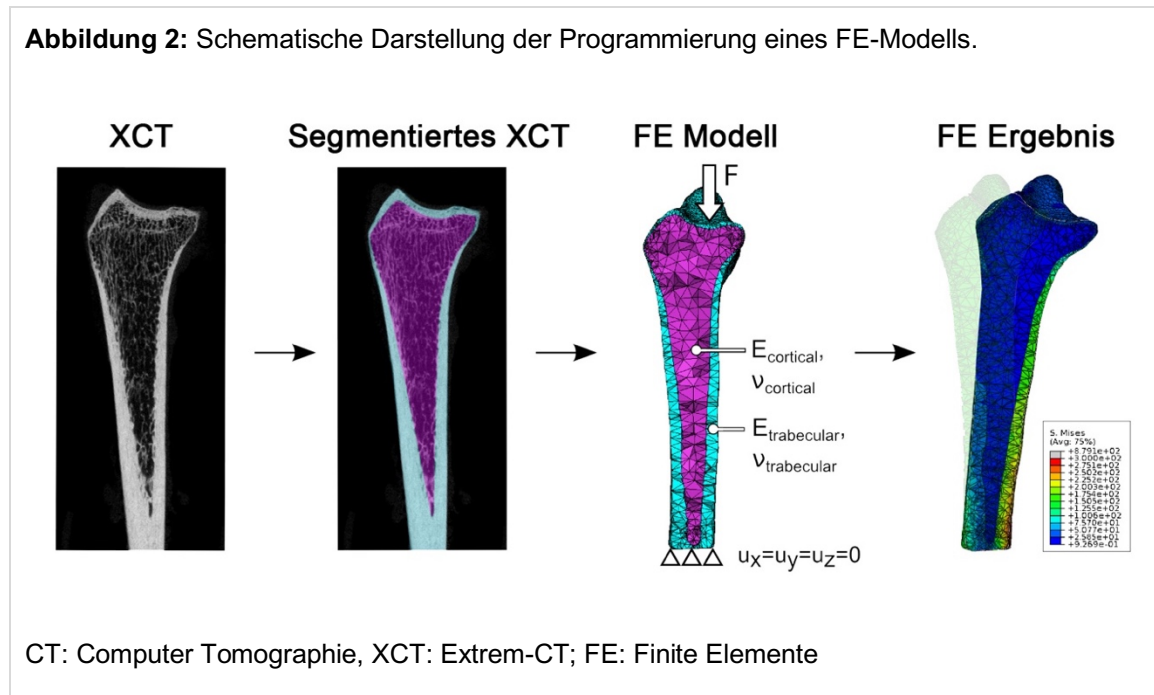
nachgewiesen werden. In einem zweiten Schritt muss die Schraubenlängen evaluiert werden. Diese beiden Schritte ermöglichen die Definition von Radius-Clustern mit definierter Schraubenlänge. In einer letzten Validierungsstudie müssen entsprechend versorgte distale Radii gegen den genannten Goldstandard getestet werden.

3.3 Finite Elemente Modelle des intakten und frakturierten distalen Radius

Biomechanische Studien haben Einschränkungen. Es handelt sich immer um eine mehr oder weniger starke Simplifizierung der in-vivo Situation. Sie sind mit einem relevanten Material-, Kosten- und Zeitaufwand verbunden und bezüglich der verwendeten Frakturmodelle, der Prüfanordnungen sowie der Anzahl und Variation der getesteten Prüfstücke limitiert. Darüber hinaus können in den meisten Fällen nur primäre biomechanische Nennwerte, wie Steifigkeit, Elastizitätsgrenze, Maximallast und absolute plastische Verformung gemessen werden. Es können nur indirekte Rückschlüsse auf den Versagensmechanismus in Abhängigkeit der Knochenqualität sowie dem eigentlichen Knochen-Schrauben-Interface gezogen werden.

Die numerische Simulation hat demgegenüber Vorteile. Virtuell könnten verschiedene Osteosyntheseverfahren an ein- und demselben Prüfstück getestet und miteinander verglichen werden. Ebenso ließe sich in demselben Modell der Einfluss verschiedener Frakturmuster und Knochenqualitäten messen. Darüber hinaus könnten nicht direkt messbare Größen innerhalb des Systems visualisiert und analysiert werden. Zum Beispiel könnten die lokal wirkenden Kräfte innerhalb einer Schraube, des umgebenden Knochens oder des Schrauben-Knochen-Interfaces direkt erhoben werden [161]. Dies erlaubt Schwachstellen im Osteosynthesekonstrukt zu identifizieren, die mit normalen biomechanischen Untersuchungen nicht gemessen werden können.

Der meist verwendete Ansatz zur Simulation biomechanischer Experimente sind die Finite Elemente (FE) Methode [5, 86, 164, 174, 199]. Typischerweise werden dabei, basierend auf hochauflösenden CT-Datensätzen des Knochens, dreidimensionale Netze erzeugt, die den Knochen repräsentieren. Das Netz setzt sich aus einzelnen Elementen zusammen (z.B. Tetraeder), die durch Knoten räumlich charakterisiert sind. Jedem Element können dann mechanische Eigenschaften zugewiesen werden. Durch das Definieren von Randbedingungen an den Knoten (z.B. Aufbringen von Lasten oder Sperren von Freiheitsgraden) können die resultierenden Knotenverschiebungen und -kräfte berechnet werden. Folglich können experimentelle Aufbauten simuliert und typische mechanische Parameter wie beispielsweise die strukturelle Steifigkeit, ermittelt werden [40, 41]. Abbildung 2 illustriert die Entwicklung eines FE-Modells schematisch.

Abbildung 2: Schematische Darstellung der Programmierung eines FE-Modells.

Limitationen der FE Methode sind zum einen die Korrelation zwischen dem Grad der Simulation und der notwendigen Rechenleistung und zum anderen deren Validierung. Eine große Herausforderung bei der FE-Modellierung ist es, die Balance zwischen der Implementation realistischer Knochenmaterialeigenschaften und der Rechenleistung zu finden. Der Einfluss der verschiedenen Knochenmaterialeigenschaften auf die Versagenslast konnte in vorangegangenen Arbeiten an intakten Knochen gezeigt werden, z.B. die Separation von spongiösem und kortikalem Knochen [152], das Verhältnis zwischen Knochendichte und –elastizität [177] sowie die lokale Knochenanisotropie. Zur Entwicklung rechenzeitoptimierter FE Modelle müssen die relevanten Parameter identifiziert werden. Dies spielt eine noch bedeutendere Rolle, wenn weitere Elemente, z.B. Osteosynthesematerial, dem Modell beigelegt werden.

Um valide FE-Modelle zu entwickeln, müssen diese anhand von in-vitro Versuchen validiert werden. Dies sollte im Idealfall durch die Verwendung von biomechanischen Untersuchungen, der Simulation derselben im FE-Modell und dem anschließenden Vergleich der Ergebnisse erfolgen [198]. Allerdings beschränkten sich die Ansätze zur Validierung von numerischen Frakturmodellen zumeist auf den Vergleich der mechanischen Parameter der Simulation mit jenen von experimentellen Studien anderer Autoren [41, 112]. Beispielsweise erstellten Lin und Kollegen [112] ein FE Frakturmodell des Radius basierend auf CT Daten. Die gemessene axiale Steifigkeit wurde mit den experimentellen Ergebnissen von Gesensway [65] verglichen. Rogge und Kollegen [171] führten zur Validierung ihres FE-Modells eigene Experimente an frischen Radii durch. Anstatt der CT Daten der im Experiment verwendeten Knochen kam zur Erstellung des FE-Modells jedoch nur ein einzelner Datensatz eines deutlichen jüngeren Probanden zum Einsatz.

Zum Zeitpunkt unseres Projektbeginns war kein validiertes FE-Modell des intakten oder frakturierten distalen Radius publiziert. Auch die Relevanz der einzelnen knochenmorphologischen Parameter war unbekannt. Diese stellen aber die Grundvoraussetzung zur Entwicklung eines FE-Modells mit integrierter osteosynthetischer Versorgung dar.

3.4 Zusammenfassung

Die distale Radiusfraktur ist eine der häufigsten Frakturen des Erwachsenen, deren Inzidenz in den nächsten Jahren weiter steigen wird. Obwohl eine Vielzahl an operativen Behandlungsoptionen existiert, fehlen valide Untersuchungen, welche die Effektivität der einzelnen Verfahren miteinander vergleichen. Um hier eine rationale Basis für gute Behandlungsalgorithmen zu schaffen, bedarf es anatomischer und biomechanischer Studien sowie numerischer Simulationsuntersuchungen.

Im Rahmen von anatomischen Studien sollten die Morphologie und Morphometrie sowie mögliche lineare Korrelationen innerhalb des Radius untersucht werden. Diese bilden die Grundlage sowohl für das Design von neuen Osteosyntheseverfahren, als auch für numerische Versorgungsmodelle. Der Vergleich existierender beziehungsweise die Entwicklung neuer Osteosyntheseverfahren basiert auf biomechanischen Frakturmodellen. Allerdings herrscht eine große Heterogenität bei den verwendeten Modellen. Dies limitiert die Aussagekraft der Schlussfolgerungen, erschwert eine Vergleichbarkeit der Studien untereinander und kann im Extremfall sogar in konträren Ergebnissen resultieren. Ein valides, standardisiertes biomechanisches Frakturmodell der distalen Radiusfraktur fehlt bis heute. Basierend auf diesem Modell soll die Anwendbarkeit von selbstbohrenden und –schneidenden Schrauben bei der volaren Plattenosteosynthese zur Vermeidung von primären und sekundären Strecksehenschäden untersucht werden.

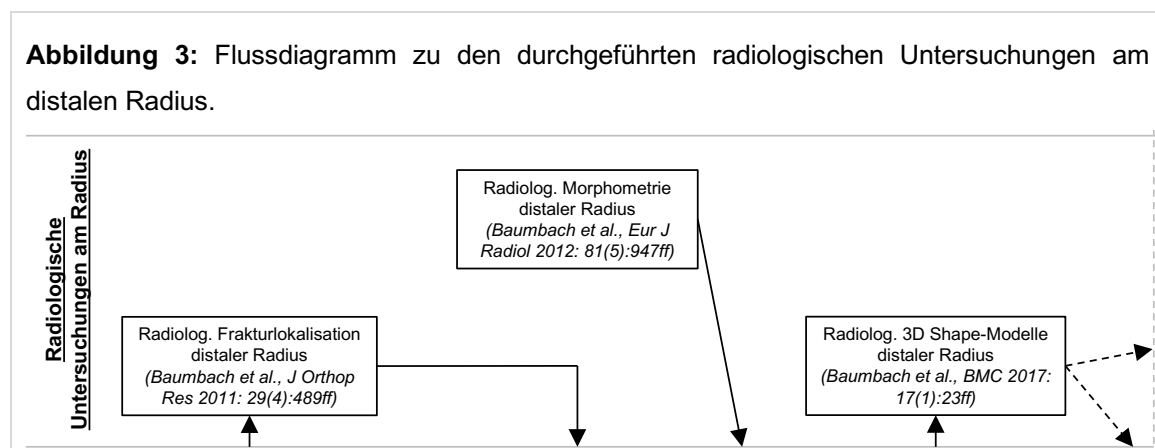
FE-Modelle stellen langfristig eine moderne, flexible und zeiteffektive Alternative zu den konventionellen biomechanischen Modellen dar. Allerdings fehlt auch bei dieser neuartigen Technologie ein valides Modell für den frakturierten und osteosynthetisch versorgten distalen Radius.

4 ZIELE DER HABILITATIONSSCHRIFT

Das Ziel dieser kumulativen Habilitation ist die Optimierung der Behandlung der distalen Radiusfraktur basierend auf radiologischen und biomechanischen Studien sowie FE Simulationsuntersuchungen. Entsprechend der Einleitung lassen sich die Unterziele in drei Abschnitte mit den folgenden Fragestellungen kategorisieren. Ein vollständiges Flussdiagramm der Habilitationsschrift ist in Abbildung 6 dargestellt.

I) Radiologische Untersuchungen am distalen Radius (Abb. 3)

- a) Radiologische Bestimmung der distalen Frakturlinie der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur [16].
- b) Lineare, geometrische Zusammenhänge zwischen der Radiuslänge und dessen maximaler distaler Breite [18].
- c) Untersuchung der CT-Morphometrie des intakten distalen Radius mittels statistischer 3D-Formmodelle [17].

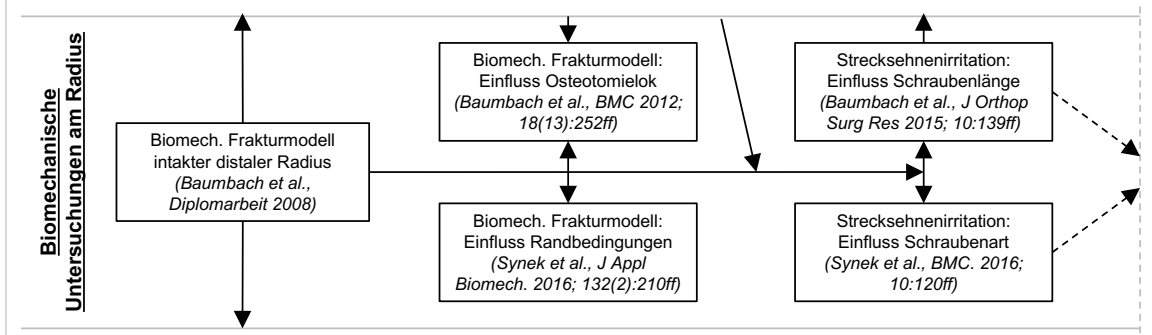


II) Biomechanische Untersuchungen am distalen Radius (Abb. 4)

- a) Entwicklung eines best-evidence biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3).
 - i) Entwicklung eines biomechanischen Frakturmodells zur Erzeugung von extraartikulären distalen Radiusfrakturen im intakten Radius [20].
 - ii) Einfluss der Osteotomielokalisation auf das biomechanische Frakturmodell der distalen Radiusfraktur [15].
 - iii) Einfluss der Freiheitsgrade in der mechanischen Testung von biomechanischen Frakturmodellen der distalen Radiusfraktur [189]
- b) Reduktion der Strecksehnenirritationen im Rahmen der volaren Plattenosteosynthese im biomechanischen Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)
 - i) Vergleich der Primärstabilität von 100% vs. 75% distaler Schraubenlänge [19]

- ii) Machbarkeitsstudie zur Identifikation von Radiusclustern und Vergleich der Primärstabilität von selbstbohrenden- zu selbstschneidenden Schrauben [187]

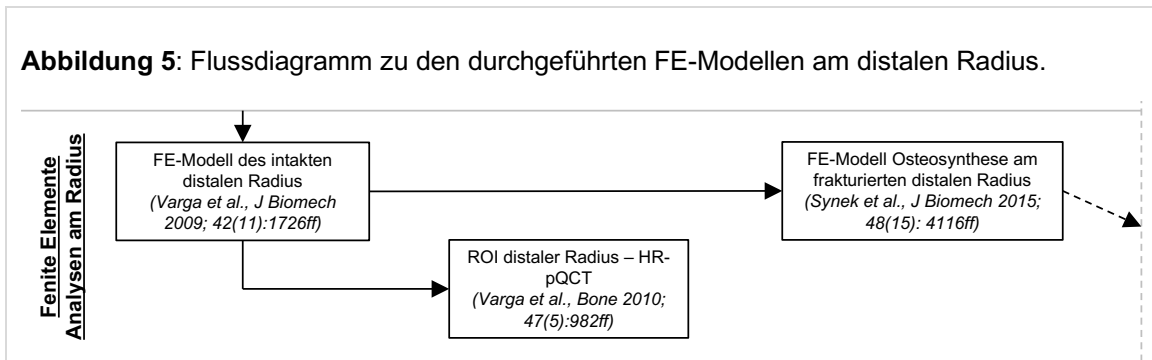
Abbildung 4: Flussdiagramm zu den durchgeführten biomechanischen Untersuchungen am distalen Radius.



III) FE-Modelle am distalen Radius (Abb. 5)

- a) Entwicklung und Validierung eines FE-Modells des intakten Radius [198].
- b) FE-Modell basierter Vergleich zweier HR-pQCT Scan-Lokalisationen zur Vorhersage der Bruchlast des distalen Radius [200].
- c) Entwicklung eines validierten FE-Modells der osteosynthetisch versorgten distalen Radiusfraktur (AO-23 A3) [188].

Abbildung 5: Flussdiagramm zu den durchgeführten FE-Modellen am distalen Radius.



5 STUDIEN

5.1 Radiologische Untersuchungen am distalen Radius

5.1.1 Radiologische Bestimmung der distalen Frakturlinie der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur [16]

Hintergrund

Die dorsal-verkippte distale Radiusfraktur, i.E. Colles Fraktur, geht auf den irischen Anatomen, Chirurgen und Physiologen Abraham Colles zurück. 1814 beschrieb er, die distale Radiusfraktur "takes place at about an inch and a half (38mm) above the carpal extremity of the radius" und "the carpus and the base of metacarpus appear to be thrown backward" [45]. Zum Zeitpunkt der Studie hatten nur sieben Arbeiten die eigentliche Frakturlokalisation untersucht [9, 11, 21, 54, 103, 184, 214]. Allerdings sind die Qualität und Vergleichbarkeit der Arbeiten aufgrund der heterogenen Methodik und meist geringer Fallzahlen eingeschränkt. Entsprechend war das Ziel dieser Arbeit, die radiologische Vermessung der distalen Frakturlinie (DFL) der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur.

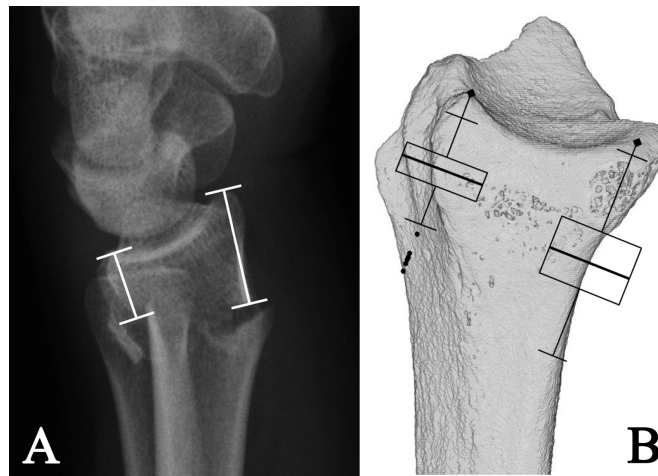
Material und Methoden

Die radiologische Datenbank der Universitätsklinik für Radiologie des AKH Wien, AT, wurde nach den Stichwörtern „Distale Radiusfraktur“ und „Radius Fraktur loco typico“ für den Zeitraum 01.01.2008 bis 31.12.2008 durchsucht. Von den 662 Treffern erfüllten 196 die Ein- / Ausschlusskriterien. Die erhobenen Parameter umfassten das Alter, Geschlecht und die Unfallursache. Neben gebräuchlichen radiologischen Messgrößen am distalen Radius [61, 67] [130] wurde auch die distale Frakturlinie, wie in Abbildung 7 A dargestellt, anhand der lateralen Röntgenbilder vermessen. Alle Messungen erfolgten digital (IMPAX ES DS 3000, Agfa) und wurden von zwei Untersuchern beurteilt. Des Weiteren wurden die Frakturen nach der AO-Klassifikation eingeteilt (Abb. 1) [53]. Die Datenanalyse umfasste die deskriptive Datenanalyse (Mittelwerte \pm SD), t-Tests sowie Pearson Korrelationen und erfolgte mittels SPSS (Version 16.0, (IBM, Chicago, Illinois).

Ergebnisse

39 Fälle mussten aufgrund fehlender dorsaler oder volarer Kortikalisunterbrechung ausgeschlossen werden. Das Durchschnittsalter der verbleibenden 157 Fälle war 58 ± 10 Jahre, 80% waren weiblich und in 56% war die linke Seite betroffen. Entsprechend der AO-Klassifikation waren 34% Typ A und 66% Typ C Frakturen. Die DFL ist in Abbildung 7 B dargestellt. Die dorsale DFL war signifikant weiter distal als die volare DFL ($p < 0,001$). Weder das Patientenalter, die Seite, das initiale Trauma oder die Frakturkomplexität hatten einen signifikanten Einfluss auf die DFL.

Abbildung 7: Schematische Darstellung der Vermessung der distalen Frakturlinie (A) sowie den Ergebnissen (B).



Lokalisation der distalen Frakturlinie: Dorsal $7,9 \pm 2,7\text{mm}$, Volar $11,7 \pm 3,9\text{mm}$ proximal des dorsalen/volaren Apex der Fossa Lunata.

Schlussfolgerung

In dieser Studie konnte anhand von 157 seitlichen Röntgenbildern die dorsal DFL $7,9 \pm 2,7\text{mm}$ und die volare DFL $11,7 \pm 3,9\text{mm}$ proximal des dorsalen/volaren Apex der Fossa lunata identifiziert werden.

5.1.2 Lineare, geometrische Zusammenhänge zwischen der Radiuslänge und dessen maximaler distalen Breite [18]

Hintergrund

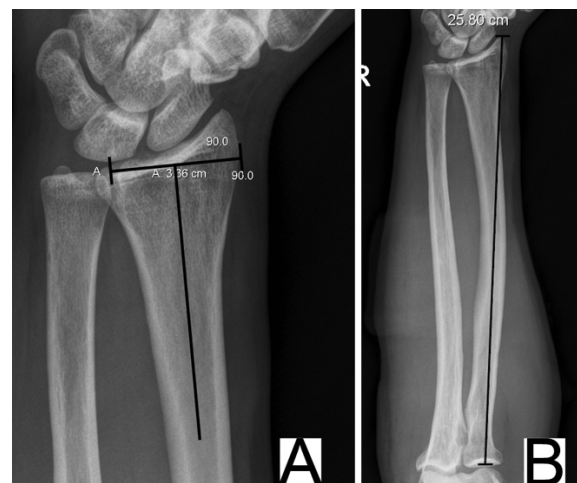
In der Humanmedizin und Anthropologie konnten normalverteilte, lineare Zusammenhänge zwischen den Röhrenknochen gezeigt werden. Diese sowie weitere Co-Faktoren (u.a. Geschlecht, ethnische Zugehörigkeit, sozioökonomische Faktoren [42, 82]) erlauben die Bestimmung des Geschlechts und der Körpergröße anhand einzelner Röhrenknochen [66, 83]. Proportionale morphologische Korrelationen innerhalb eines Knochens sind allerdings wenig untersucht. Mehrere radiologische Studien haben die Morphometrie [178, 180], aber nur wenige die Morphologie des distalen Radius untersucht [209]. Lineare Korrelationen innerhalb des distalen Radius wurden bis dato noch gar nicht analysiert. Ein detailliertes Wissen der morphometrischen Zusammenhänge könnte bei der Identifikation von Knochenfragmenten [2, 173], aber auch bei der Entwicklung von neuen Osteosyntheseverfahren [146, 203, 209] hilfreich sein.

Entsprechend war es das Ziel dieser Arbeit, einen möglichen linearen Zusammenhang zwischen der Radiuslänge und der maximalen distalen Breite zu untersuchen.

Material und Methoden

Die Untersuchung erfolgte an zwei unterschiedlichen Kollektiven. Das erste Kollektiv (A) wurde aus der radiologischen Datenbank der Universitätsklinik für Radiologie des AKH Wien, AT, rekrutiert. Aus dieser wurden für den Zeitraum 01.01.2009 bis 31.12.2009 100 konsekutive Unterarmröntgenbilder in zwei Ebenen von gesunden Patienten zwischen 20 - 70 Jahren ausgewählt. Das zweite Kollektiv (B) beinhaltete 135 isolierte, formalinfixierte Radii aus dem Zeitraum zwischen 1994 und 1998 von den Instituten für Anatomie der Medizinischen Universitäten Köln und München [126]. In beiden Kollektiven wurde

Abbildung 8: Radiologische Messtechnik der maximalen distalen Radiusbreite (A) und gesamten Radiuslänge (B).



neben dem Alter, dem Geschlecht und der untersuchten Seite die maximale Radiusbreite und –länge gemessen: Im Kollektiv A digital (IMPAX ES DS 3000, Afga®) von zwei unabhängigen Untersuchern (Abb. 8), im Kollektiv B mittels osteometrischem Brett und Schieblehre. Neben einer deskriptiven Datenauswertung (Mittelwerte±Standardabweichung (SD)) wurden Pearson Korrelationen und t-Tests (Student t-Test) berechnet.

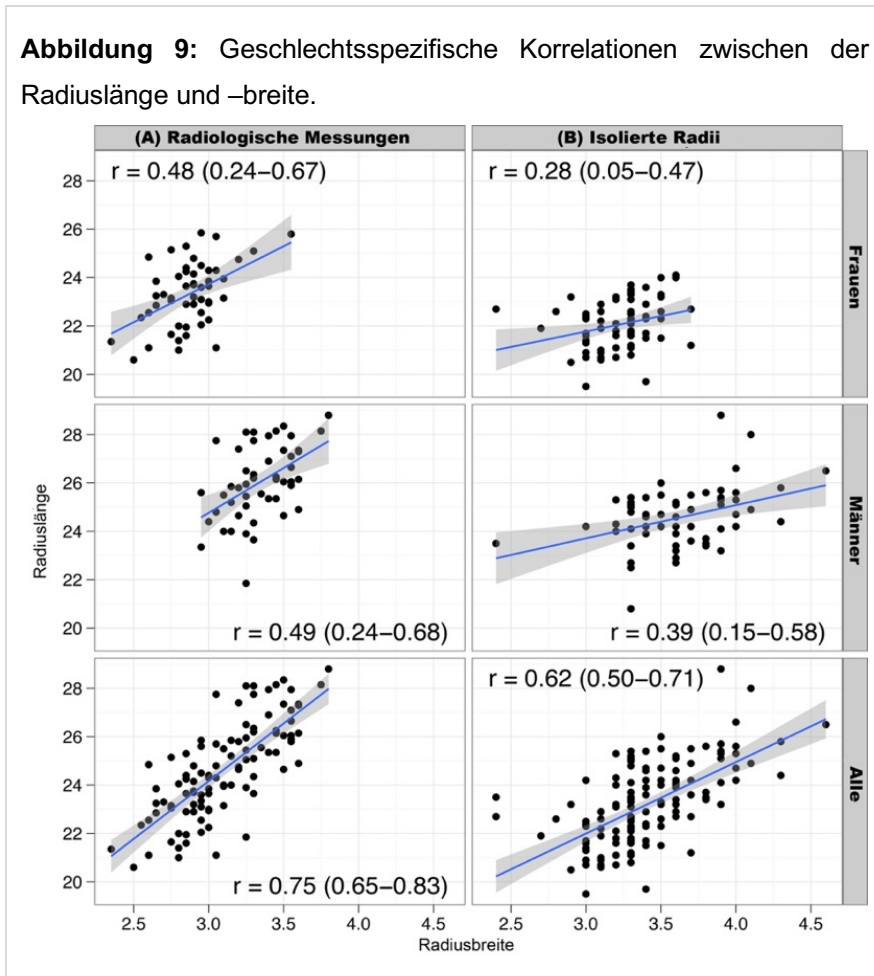
Ergebnisse

Die deskriptiven Ergebnisse sind in Tabelle 1 dargestellt. Das durchschnittliche Patientenalter des Kollektives A war 38±14 Jahre, 51% waren weiblich und 43% linke Radii. Die Korrelation zwischen der Radiuslänge und distalen Breite in diesem Kollektiv war $r=0,753$ (95% CI 0,653-0,9827; adj. $R^2=0,563$, $p<0,001$). Im Kollektiv B war das Durchschnittsalter 79±10 Jahre, 56% der Spender waren weiblich und 96% linke Radii. Die Radiuslängen-Breiten Korrelation war $r=0,621$ (95% CI 0,507–0,714; adj. $R^2=0,381$, $p<0,001$). In beiden Kollektiven hatte das Geschlecht einen signifikanten Einfluss auf die Korrelation ($p\leq 0,005$). Die geschlechtsspezifischen Korrelationen sind in Abbildung 9 dargestellt. Im Kollektiv A hatte die Seite keinen signifikanten Einfluss auf die Korrelation.

Tabelle 1: Deskriptive Statistik der Radiuslänge und distalen Breite.

	(A)		(B)	
	Länge*	Breite*	Länge	Breite
Min.	20,60	2,35	19,50	2,40
1 st Qu.	23,19	2,89	21,80	3,20
Median	24,57	3,05	23,20	3,20
Mittelwert	24,65	3,10	23,17	3,40
3 rd Qu.	25,98	3,30	24,30	3,60
Max.	28,80	3,80	28,80	4,60

* Mittelwerte der beiden Untersucher ((KM + SB)/2) in [cm]; Min: Minimum; Max: Maximum; Qu.: Quartil



Schlussfolgerung

Erstmals konnte eine moderate bis gute lineare Korrelation zwischen Radiuslänge und distaler Breite in zwei unabhängigen Kollektiven gezeigt werden. Diese Daten weisen darauf hin, dass eine lineare Proportionalität nicht nur zwischen der Körperlänge und der Länge der Röhrenknochen, sondern auch innerhalb des Radius besteht. Dieses Wissen ist unter anderem für das Design neuer Implantate zur Versorgung der distalen Radiusfraktur wichtig.

5.1.3 Untersuchung der CT-Morphometrie des intakten distalen Radius mittels statistischer 3D-Formmodelle [17]

Hintergrund

Wie eingangs beschrieben (Punkt 3.1), beschränkt sich der Großteil der vorhandenen Studien auf die zweidimensionale (2D) Anatomie des distalen Radius [18, 29, 37, 64, 74, 103, 126, 146, 154, 156, 175, 214]. Allerdings ist die 2D Analyse der Morphometrie und Morphologie des distalen Radius von der Projektion und der Schnittebene abhängig und erlaubt des Weiteren keine Rückschlüsse auf die dreidimensionalen (3D) Formvarianten des distalen Radius. Eine Methode der 3D Formanalyse sind Statistische 3D Modelle basierend auf CT-Datensätzen. Initial erfolgt die Segmentierung der jeweiligen 3D Radiusoberfläche und die Generierung dichter Netze aus korrespondierenden Oberflächenlandmarken. Aus diesen werden die Statistische 3D Modelle berechnet und die Varianz zwischen den einzelnen Oberflächenlandmarken analysiert. Darüber hinaus erlauben diese Modelle die Rekonstruktion identer Schnittebenen aus den einzelnen Radii. Diese Technik fand bereits zur Segmentierung von Wirbelkörpern [155], Femora [93, 190] oder zerebralen Strukturen [216] Anwendung. Allerdings wurden noch nie Statistische 3D Modelle zur Varianzanalyse des distalen Radius verwendet.

Die Ziele dieser Arbeit waren, (1) die dreidimensionale anatomische Varianz des distalen Radius zu analysieren (2) morphometrische Messungen an korrespondierenden Schnittebenen durchzuführen (3) die Klassifikationsgenauigkeit des Modells bezüglich der Seite und des Geschlechts zu erheben.

Material und Methoden

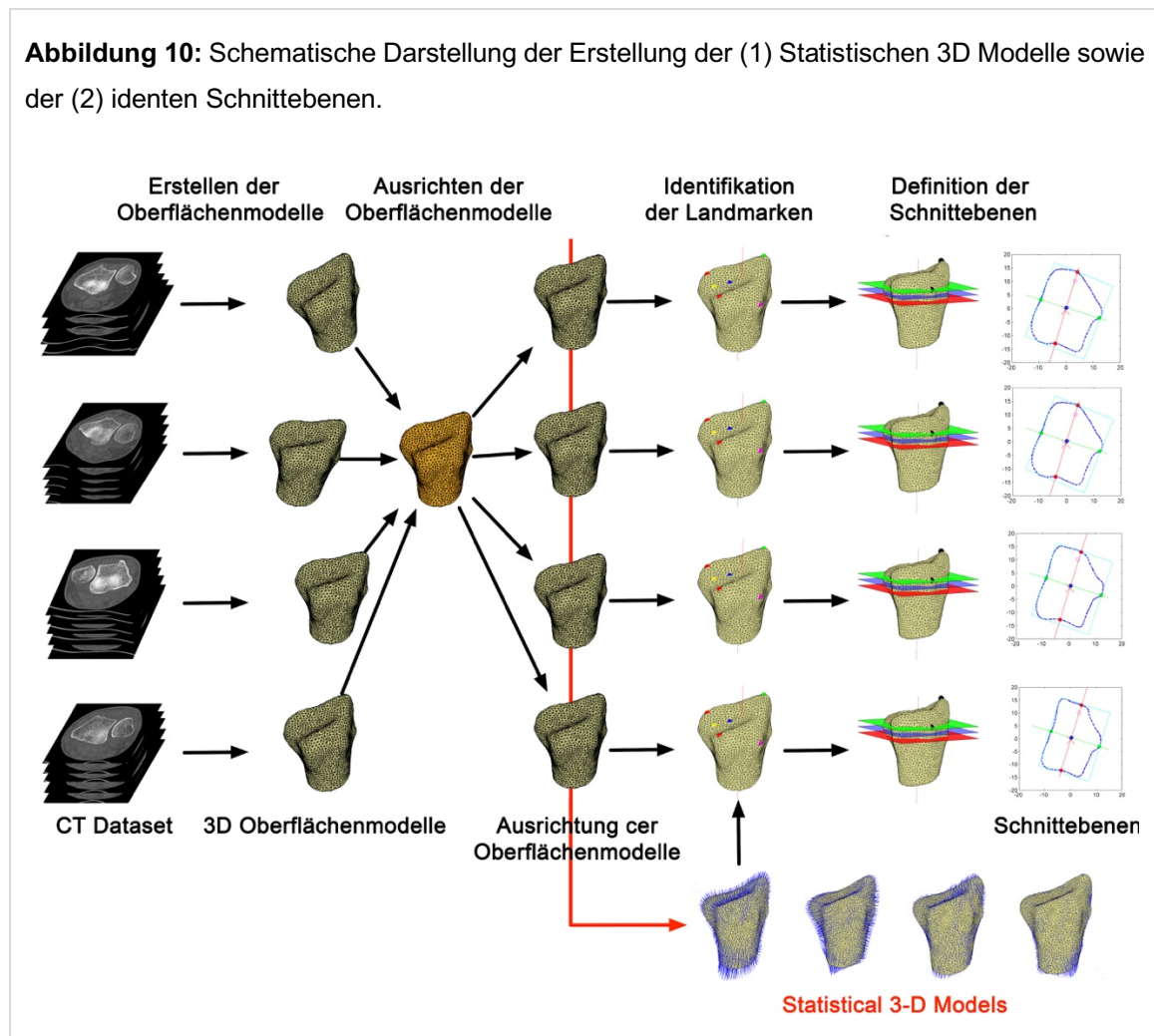
Konsequente CT-Datensätze von intakten Radii wurden aus der Datenbank des Instituts für klinische Radiologie der Universitätsklinik München, LMU zur Verfügung gestellt. Einschlusskriterien waren eine 50% : 50% Geschlechtsverteilung, ein Alter >18 Jahre, eine ausreichende Scan-Region sowie idente Scan- und Rekonstruktionsprotokolle. Abbildung 10 illustriert die Erstellung der (1) Statistischen 3D Modelle sowie der (2) identen Schnittebenen.

(1) Es wurden Statistische 3D Modelle für den gesamten Datensatz, sowie separat für Geschlecht und Seite erstellt. Die Varianz innerhalb der Modelle wurde anhand der Anzahl der Modes (Hauptkomponenten die 95% der Varianz innerhalb des Modells erklären) erhoben. Alle Modellberechnungen wurden in Matlab R2015a (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States) durchgeführt.

(2) Anhand von größen-unabhängigen Landmarken (Proc. styloideus und dorsalster Punkt des Tuberculum dorsale radii) wurden drei Schnittebenen definiert (Abb. 10). Diese wurden sowohl für die Statistischen 3D Modelle als auch für jeden Radius einzeln rekonstruiert. Berechnet wurden die maximale Breite und Tiefe sowie der Umfang und die Fläche der einzelnen Schnittebenen. Die statistische Auswertung erfolgte deskriptiv sowie mittels t-Tests und ANOVA (Bonferroni).

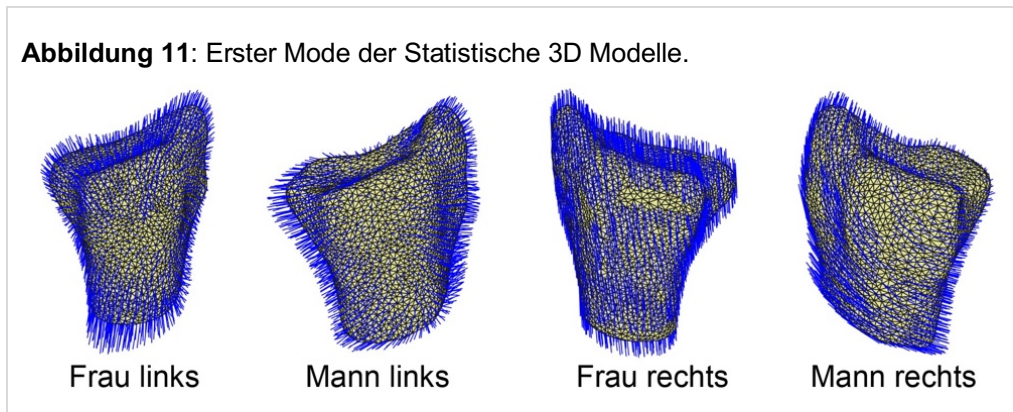
(3) Die Klassifikationsgenauigkeit des Modells bezüglich Seite und Geschlecht wurde mittels „leave-one-out cross validation (LOOCV)“ durchgeführt. Die Berechnung erfolgte wiederum in Matlab R2015a.

Abbildung 10: Schematische Darstellung der Erstellung der (1) Statistischen 3D Modelle sowie der (2) identen Schnittebenen.



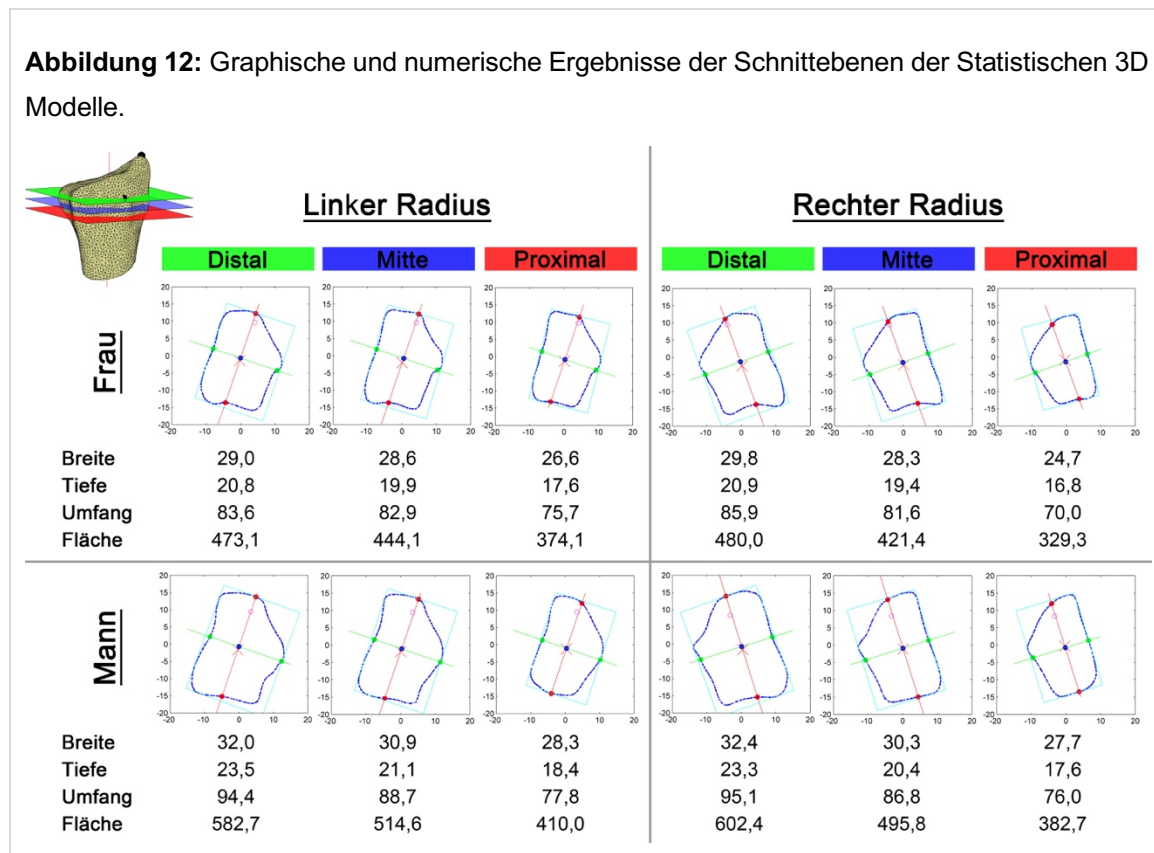
Ergebnisse

Von 1209 Datensätzen konnten 86 Radii eingeschlossen werden. (1) Es konnten alle Statistischen 3D Modelle berechnet werden. Abbildung 11 zeigt den ersten Mode jeweils seiten- und geschlechtsspezifisch. Linke Radii hatten eine größere Formvarianz als rechte Radii (Anzahl der Modes (F/M): 20/23 vs. 6/6).



(2) Die seiten- und geschlechtsspezifischen Ergebnisse der Schnittebenen der Statistischen 3D Modelle sind in Abbildung 12 dargestellt. Insgesamt waren sowohl in den Statistischen 3D Modellen als auch für die einzelnen Radii männliche Radii größer als weibliche ohne einen signifikanten Unterschied zwischen den Seiten. Alle gemessenen Parameter nahmen von distal nach proximal ab.

(3) Die Klassifikationsgenauigkeit des Modells bezüglich der Seite war 98% und bezüglich des Geschlechts 70%. Die kumulative Klassifikationsgenauigkeit (Seite und Geschlecht) betrug 80%.



Schlussfolgerung

Erstmals konnte die dreidimensionale anatomische Varianz des distalen Radius auf Basis eines großen klinischen CT-Datensatzes analysiert werden. Basierend auf den Statistischen 3D

Modellen konnten idente Schnittebenen definiert und analysiert werden. Die kumulative Klassifikationsgenauigkeit betrug 80%. Basierend auf diesem Statistischen 3D Modell sollten Folgestudien die spezifische 3D Morphologie der volaren Fläche berechnen. Dies würde erstmals das Design von formschlüssigen volaren Osteosyntheseplatten erlauben. Darüber hinaus könnte die beobachtete Formvarianz (Mode) zwischen den rechten und linken Radii Rückschlüsse auf die Handdominanz erlauben. Dies ist eine ungeklärte Fragestellung in der Anthropologie.

5.2 Biomechanische Untersuchungen am distalen Radius

Wie eingangs beschrieben, werden eine Vielzahl von verschiedenen biomechanischen Frakturmodellen zur Entwicklung neuer sowie zum Vergleich bestehender Osteosyntheseverfahren verwendet. Allerdings sind diese nicht validiert und führten zu widersprüchlichen Ergebnissen [113, 195]. Entsprechend war das Ziel des ersten Teiles der „Biomechanischen Untersuchungen am distalen Radius“ die Entwicklung eines standardisierten, validierten, best-evidence biomechanischen Frakturmodells (Punkt 5.2.1).

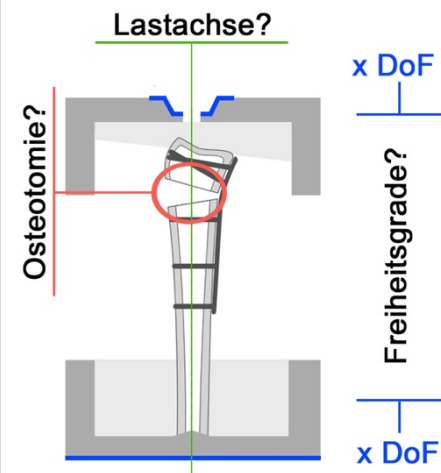
Basierend auf diesem Frakturmodell, sollte dann ein theoretischer Lösungsansatz für die akuten und chronischen Strecksehnenverletzungen nach volarer Plattenosteosynthese gefunden werden [4, 6, 59, 60, 92, 108, 202, 217] (Punkt 5.2.2).

5.2.1 *Entwicklung eines best-evidence biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)*

Die Heterogenität der publizierten Frakturmodelle erschwert die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse [132, 167] und beeinflusst die Testergebnisse. Das Ziel dieser Arbeiten war die Entwicklung eines standardisierten, best-evidence Frakturmodells.

Frakturmodelle lassen sich grob in extrinsische- und intrinsische Elemente untergliedern. Extrinsische Elemente sind fragestellungsinhärent, z.B. die verwendeten Prüfstücke (Synthetische Radii [47, 205, 207] vs. formalinfixierte Radii [97, 110] vs. frische Radii [15, 81, 167]), die simulierte Fraktur (intra- [167] vs. extraartikulär [15, 34]) oder das Belastungsprotokoll (zyklische Belastung [104, 131, 167] vs. Bruchtest [15, 148, 183]). Intrinsische Elemente sind alle Konstanten innerhalb des Frakturmodells. Diese sind schematisch in Abbildung 13 dargestellt. Sie umfassen die Lastachse (5.2.1.1), die Frakturlokalisation (5.2.1.2) sowie die mechanischen Randbedingungen (Freiheitsgrade, 5.2.1.3). Im Rahmen unserer Arbeiten sollte der Einfluss der intrinsischen Elemente auf das Frakturmodell untersucht werden.

Abbildung 13: Schematische Darstellung der verschiedenen Elemente des biomechanischen Frakturmodells.



DoF: Freiheitsgrade

5.2.1.1 Entwicklung eines biomechanischen Frakturmodells zur Erzeugung von extraartikulären distalen Radiusfrakturen im intakten Radius [20]

Hintergrund

In dem ersten Schritt sollten die Lastachsen definiert werden, die in-vivo zu einer distalen Radiusfraktur führen (worst case scenario). Im Rahmen der Diplomarbeit an der Medizinischen Universität Wien, AT, in Kooperation mit der Technische Universität Wien, AT, wurde eine biomechanische Prüfungsanordnung mit streng definierten Randbedingungen zur Erzeugung von distalen Radiusfrakturen entwickelt. Diese diente als Validierungsgrundlage für ein erstes FE-Modell (5.3.1).

Material und Methoden

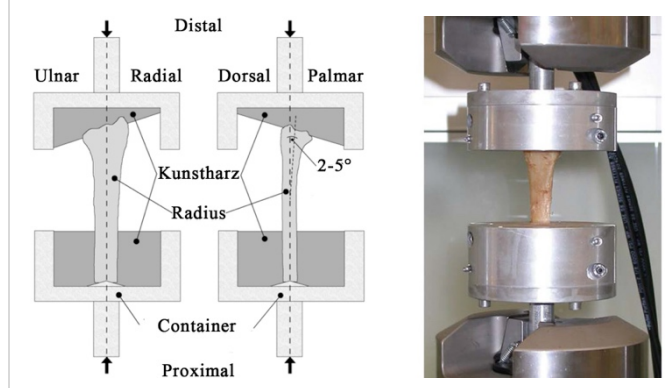
Basierend auf einer umfangreichen Literaturrecherche und mehreren Vortests, wurde der in Abbildung 14 dargestellte biomechanische Aufbau entwickelt. Die Lasteinleitung basierte auf einer Literaturrecherche, in welcher 23 relevante Arbeiten [8, 9, 11, 26, 55, 62, 70, 85, 87, 88, 111, 115, 117, 123, 133, 139-141, 143, 159, 184, 208, 213] identifiziert wurden. Die verwendeten Setups resultierten in 62% in einer extraartikulären distalen Radiusfraktur. Die durchschnittliche Bruchlast betrug

2391±675 N. 16 Studien verwendeten eine Dorsalinklination des Radius von 70-80° [8, 10, 11, 26, 55, 87, 88, 111, 115, 117, 133, 139-141, 143, 213] und orientierten sich an den von Frykman et al. [62] publizierten 40-90° Dorsalinklination. Vier Arbeiten applizierten 90° Dorsalinklination [69, 123, 184, 208], eine Studie mehr als 90° [159] und Horsman and Currey [85] spezifizierten die Lasteinleitung nicht näher.

Das daraus ermittelte Setup verwendete eine distale Krafteinleitung 31mm dorsal [62] und 7mm ulnar des Processus styloideus radii [10, 84, 125, 179, 191]. Allerdings erschwerte diese Prüfungsanordnung die notwendigen HR-pQCT Messungen (FE-Studie) und erzeugte hohe Biegekräfte, die in atypischen Frakturen resultierten. Entsprechend wurde das Setup adaptiert (Abb. 14). Die Prüfstücke wurden proximal im Markraum zentriert. Distal erfolgte die Krafteinleitung im Bereich des Tuberculum listerii (Verschiebung der Lastachse nach dorsal (ca. 5°) und radial [10, 179]).

Die finalen Versuche wurden an 26 formalin-fixierten, isolierten Radii (Zentrum für Anatomie und Zellbiologie der Medizinischen Universität Wien) vorgenommen. Vor der Präparation wurden HR-pQCT Scans (82µm isotrope Auflösung, XtremeCT, Scanco Medical AG, Schweiz) durchgeführt und Radii mit stattgehabten Frakturen, ausgeprägter Arthrose oder intraossären Läsionen ausgeschlossen. Nach Präparation der Prüfstücke wurden diese, wie in Abbildung 14 dargestellt,

Abbildung 14: Schematische Darstellung des biomechanischen Aufbaus sowie des fertigen Prüfaufbaus.

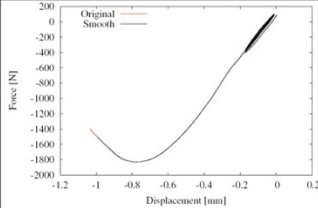

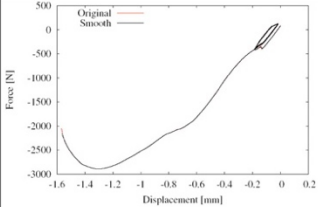
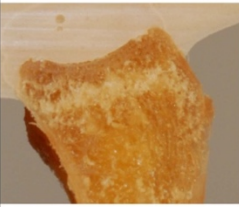
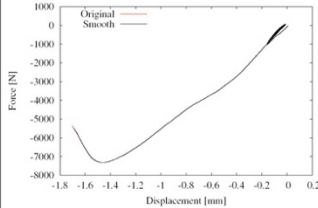
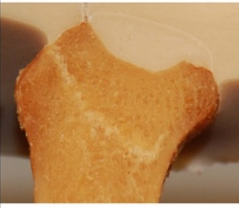


unter axialer Belastung in einer servo-hydraulischen Materialprüfmaschine (MTS 858, Mini Bionix, MTS Systems Corp., USA) bis zum Versagen (20% Abfall im Kraft-Weg-Diagramm) getestet. Im Anschluss wurden die Prüfstücke distal zentrosagittal zerschnitten und die Schnittflächen digitalisiert. Anhand dieser Bilder wurden der Frakturverlauf vermessen [193] und die Frakturen klassifiziert (AO). Die Datenauswertung erfolgte mittels SPSS (Version 16.0, (IBM, Chicago, Illinois) und deskriptiver Datenanalyse sowie t-Tests.

Ergebnisse

Fünf Radii wurden aufgrund von Präparationsfehlern (n=3) oder Problemen mit der Prüfmaschine (n=2) ausgeschlossen. Die verbleibenden 21 Prüfstücke (Alter: 82±9 Jahre; 33% weiblich) wurden erfolgreich getestet. Die biomechanischen Ergebnisse sind im Folgenden als Mittelwerte ± Standardabweichung angegeben: Versagenslast 3802±1923 N, Steifigkeit 5399±2055 N/mm und Auslenkung zum Versagenszeitpunkt 1,2±0,3 mm. Die Frakturanalyse ergab in 20 Fällen eine extraartikuläre distale Radiusfraktur (Typ AO 23-A2.1) mit einer mittleren maximalen Frakturausdehnung nach proximal von der Gelenkfläche von 11,0±3,6 mm. In einem Fall konnte keine Frakturlinie identifiziert werden. Die weiblichen Prüfstücke hatten eine signifikant niedrigere Versagenslast (2996±1361 N vs. 5416±1937 N, p=0,003). In Abbildung 15 sind die biomechanischen und morphologischen Ergebnisse exemplarisch anhand von drei Prüfstücken dargestellt.

Abbildung 15: Exemplarische Darstellung der biomechanischen und morphologischen Ergebnisse.

ID	F _{Ult} [N]	F _{Ult loc.} [mm]	K [N/mm]	Curve	FX loc. qualitative	FX loc. [mm]
# 117	1832	-0.78	3865			9.0
# 105	2892	-1,30	4319			6.5
# 81	7323	-1.46	8122			13.0

F_{Ult}: Maximalkraft; F_{Ult loc.}: Auslenkung zum Frakturzeitpunkt; K: Steifigkeit; FX loc.

Frakturlokalisierung, gemessen vom der Subchondralzone bis zur proximalsten Frakturlinie.

Schlussfolgerung

Mit der hier entwickelten Testanordnung konnte in 20 von 21 isolierten Radii eine extraartikuläre distale Radiusfraktur (Typ AO 23-A2) erzeugt werden. Aufgrund der Reproduzierbarkeit und der streng definierten Randbedingungen, insbesondere die Lasteinleitung betreffend, kann diese biomechanische Prüfungsanordnung für distale Radiusfrakturen als ein suffizientes Setup zur experimentellen Validierung von μ FE-Modellen angesehen werden.

5.2.1.2 Einfluss der Osteotomielokalisation auf das biomechanische Frakturmodell der distalen Radiusfraktur [15]

Hintergrund

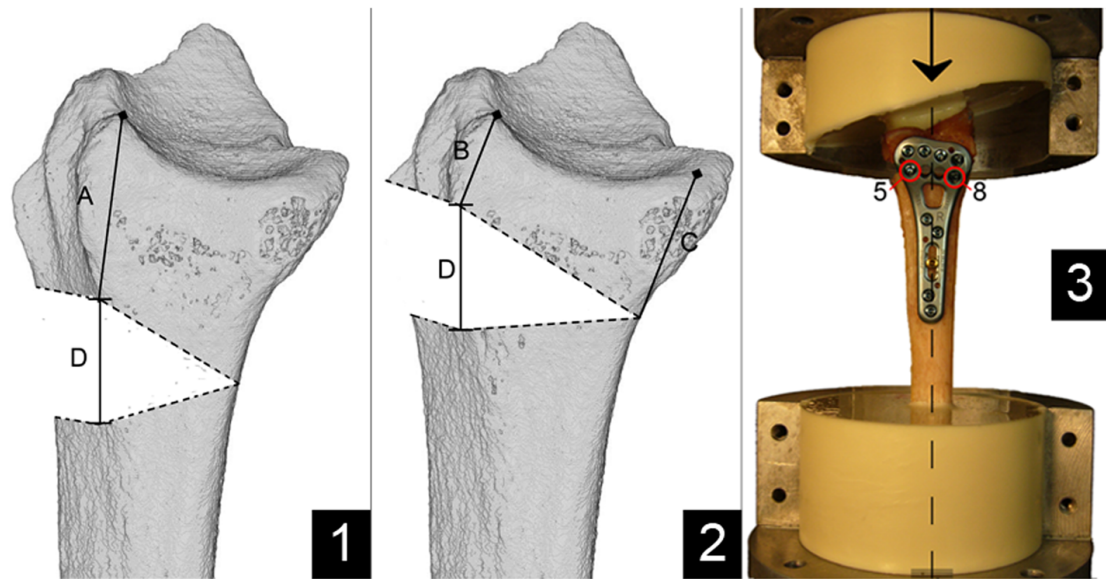
In einem zweiten Schritt wurde die Lokalisation der simulierten, instabilen extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO-23 A3) definiert. Die meisten publizierten biomechanischen Setups simulieren die dorsale Trümmerzone durch einen nach dorsal geöffneten Keil 20 mm proximal der Gelenkfläche [25, 98, 113, 114, 165, 185]. Unsere radiologische Studie zur Frakturlokalisierung (Punkt 5.1.1 [15] ergab eine signifikant weiter distal gelegene distale Frakturlinie (dorsal $7,9 \pm 2,7$ mm, volar $11,7 \pm 3,9$ mm proximal des dorsalen/volaren Apex der Fossa lunata). Dieser deutliche Unterschied in der Frakturlokalisierung warf die Frage auf, ob dieser einen Einfluss auf das Frakturmodell hat. Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Osteotomielokalisation auf die biomechanischen Eigenschaften des Frakturmodells zu testen.

Material und Methoden

11 frische, gepaarte, isolierte Radii (Zentrum für Anatomie und Zellbiologie der Medizinischen Universität Wien) wurden vor der Präparation einem μ CT Scan (VivaCT 75, SCANCO Medical AG, Schweiz) unterzogen. Radii mit stattgehabten Frakturen, ausgeprägter Arthrose oder intraossären Läsionen wurden ausgeschlossen. Entsprechend den Herstellerangaben wurde nun polyaxiale, winkelstabile volare Platten (ADAPTIVE 2.5, A-4750.61, Medartis Inc., Basel, Schweiz) angebracht. Um eine standardisierte Platzierung der distalen Schrauben zu gewährleisten, wurde ein Bohrblock (A-2723) verwendet.

Nun erfolgte die paarweise Pseudorandomisierung (seitenalternierend) in zwei Gruppen. In beiden Gruppen wurde jeweils eine Keilosteotomie mit einer dorsalen Länge von 10 mm durchgeführt, wobei der volare Kortex vollständig durchtrennt wurde. In Gruppe 1 erfolgte der distale Schnitt dorsal 20 mm proximal des Apex der Fossa lunata (Abbildung 16.1), in Gruppe 2 (Interventionsgruppe) dorsal 8 mm - und volar 12 mm proximal des Apex der Fossa lunata (Abbildung 16.2) [16].

Abbildung 16: Illustration der beiden Gruppen (Standard Osteotomie #1 vs. Neuer Osteotomie #2), sowie Darstellung des biomechanischen Setups.



1) Standard Osteotomie (Gruppe 1): A: 20mm; D: 10mm; 2) Neue Osteotomielokalisation (Gruppe 2, [16]): B: 8 mm; C: 12 mm; D: 10mm; 3) Biomechanisches Setup: Der Pfeil und die gestrichelte Linie illustrieren die Lastachse, die Schrauben #5 und #8 wurden nach Setzen der Osteotomie platziert.

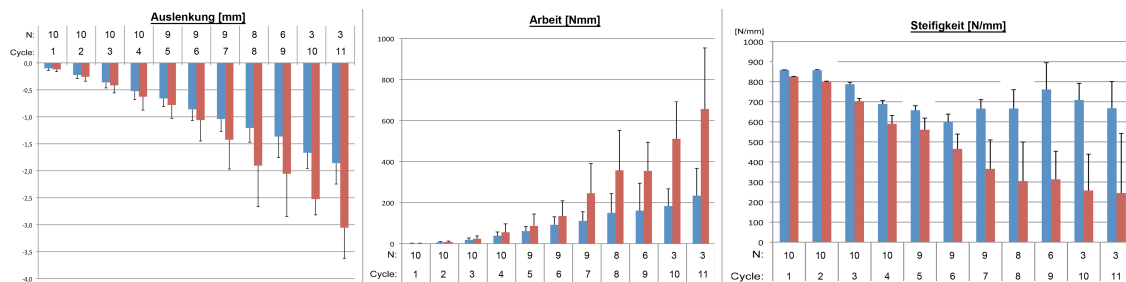
Die zuvor entwickelte und unter 5.2.1.1 beschriebene Versuchsanordnung wurde adaptiert (Einbettung, Positiv der radiocarpalen Gelenkfläche) und die Prüfstücke dann in einer Materialprüfmaschine (MTS 858, Mini Bionix, MTS Systems Corp., USA) bis zum Versagen (20% Abfall in dem Kraft-Weg-Diagramm oder ≥ 3 mm Auslenkung) getestet. Die Testung erfolgte entsprechend einem von uns publizierten zyklischen Belastungsprotokoll (Steigerung der Last um jeweils 100N pro Zyklus) [212]. Das Setup ist in Abbildung 16.3 dargestellt. Die Zielparameter waren Bruchlast, Auslenkung, Arbeit und Steifigkeit.

Die statistische Auswertung erfolgte mittels R (Version 2.11). Signifikante Unterschiede wurden mittels eines linearen gemischten Modells (Wald Test) und t-Tests erhoben.

Ergebnisse

Ein Radiuspaar wurde aufgrund einer intraossären Läsion ausgeschlossen. Sieben weibliche und drei männliche Radiuspaare (Alter: 74 ± 9 Jahren) konnten erfolgreich getestet werden. Abbildung 17 zeigt die biomechanischen Ergebnisse. Sieben der zehn Prüfstückpaare zeigten ein ähnliches biomechanisches Verhalten bei niedrigen Lasten. Mit steigender Last zeigten sich signifikante Unterschiede für alle erhobenen biomechanischen Parameter zwischen den beiden Gruppen (Abbildung 7; $p < 0,001$). Auch die Maximallast war in Gruppe 1 signifikant geringer als in Gruppe 2 (860 ± 232 N vs. 1250 ± 341 N; $p = 0,001$).

Abbildung 17: Darstellung der biomechanischen Ergebnisse je Zyklus. Die Werte sind als Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben.



Blau: Gruppe 1, Standardmodell; Rot: Gruppe 2, Neues Modell; N: Anzahl der Paare; Cycles: Zyklus (die Zahl des Zyklus mal 100N ergibt die Maximallast dieses Zyklus).

Schlussfolgerung

Mit dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Osteotomielokalisation als eine variable intrinsische Randbedingung einen relevanten Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des Frakturmodells hat. Entsprechend sollten zukünftige Studien die in Gruppe 2 verwendete Osteotomielokalisation übernehmen, da sie die in-vivo Situation am ehesten widerspiegelt.

5.2.1.3 Einfluss der Freiheitsgrade auf das biomechanische Frakturmodell der distalen Radiusfraktur [189]

Hintergrund

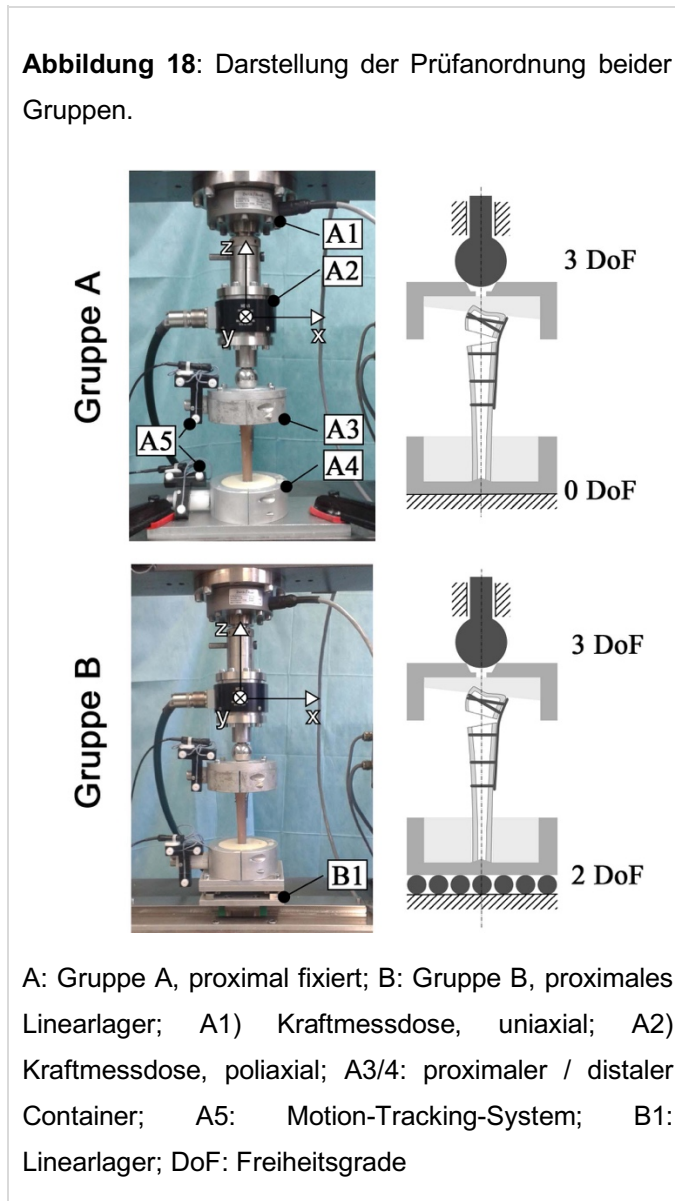
Die Freiheitsgrade innerhalb der Prüfanordnung (distal und proximal fixiert [96], unilateral fixiert [25, 47, 114, 128, 205] oder nicht fixiert [183]) variieren zwischen den einzelnen biomechanischen Untersuchungen. Allerdings finden diese kaum Erwähnung [75, 166, 167]. Die am häufigsten verwendeten Freiheitsgrade in der neuen Literatur sind: (1) distal frei, proximal fixiert [75, 166, 167] und (2) distal frei, proximal Translation erlaubt [25, 47, 195].

Welchen Einfluss dies auf die biomechanischen Eigenschaften des Frakturmodells hat ist unbekannt. Entsprechend war es das Ziel dieser Arbeit, den Einfluss der Freiheitsgrade auf die mechanischen Parameter im biomechanischen Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO-23 A3) zu untersuchen.

Material und Methoden

Zehn synthetische Radii (#3407, Sawbones, Washington, USA) wurden analog zu den Prüfstücken in 5.2.1.2 unter Verwendung der neuen Osteotomielokalisation präpariert (ADAPTIVE volar TriLock Platte, A-4750.61/.62, Medartis Inc., Basel, Schweiz) und einem uniaxialen Kompressionsversuch

in einer Zwick Prüfmaschine (Z010/TN2A, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) unterzogen. Die Radii wurden in die folgenden zwei Gruppen randomisiert (Abb. 18).



- Gruppe A: Die Prüfstücke wurden proximal vollständig fixiert und die Last distal über eine Kugel mit Zentrierbohrung eingeleitet (3 Freiheitsgrade). Dies erlaubte eine Verkipfung des distalen Fragments.
- Gruppe B: Die Prüfstücke in der zweiten Gruppe wurden proximal zusätzlich auf einem Linearlager gelagert (2 Freiheitsgrade). Dies ermöglichte zwei zusätzliche translatorische Freiheitsgrade.

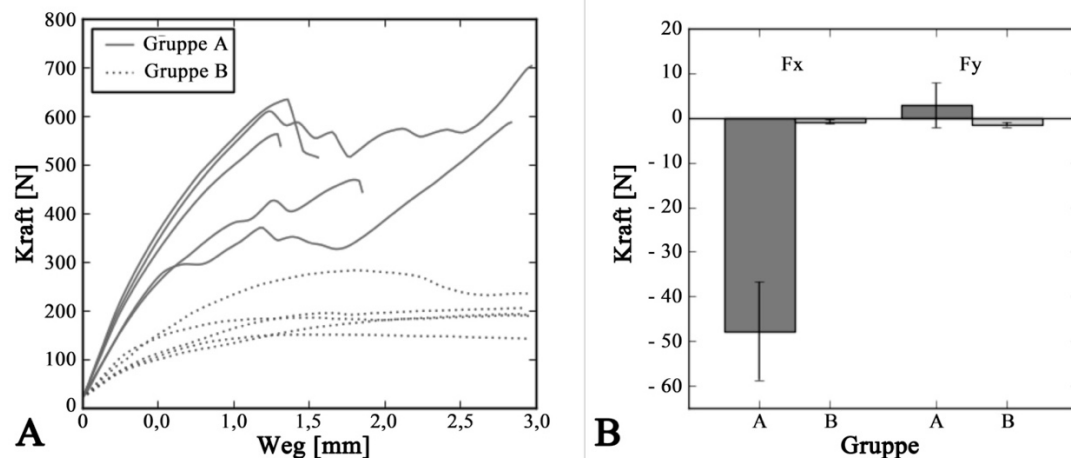
Die Prüfstücke wurden bis zum Versagen getestet (20% Abfall in dem Kraft-Weg-Diagramm oder ≥ 3 mm Auslenkung) und die Steifigkeit, Elastizitätsgrenze und Maximallast automatisiert anhand der Kraft-Weg-Diagramme berechnet. Zusätzlich wurde ein Motion-Tracking-System (CMS20S, Zebris Medical GmbH, Isnyim im Allgäu, Deutschland) montiert, um die Verkipfung des distalen

Fragments zu quantifizieren. Die statistische Datenauswertung erfolgte mittels R (Version 2.15). Signifikante Unterschiede wurden mittels des Welch's Tests oder Mann-Whitney U Tests ermittelt.

Ergebnisse

Alle zehn Prüfstücke konnten erfolgreich getestet werden. Abbildung 19.A fasst die Ergebnisse der Kraft-Weg-Diagramme zusammen. Hier zeigten sich zwei unterschiedliche Kurvenverläufe: Gruppe A war durch einen steilen Kraftanstieg und deutlichen Kraftabfall, Gruppe B durch einen flachen Verlauf gekennzeichnet. In Gruppe A zeigten sich signifikant höhere Werte für die Steifigkeit (672 ± 119 N/mm vs. 256 ± 49 N/mm; $p < 0,0006$), die Elastizitätsgrenze (186 ± 24 N vs. 75 ± 20 N, $p < 0,0001$) und die Maximallast (505 ± 142 vs. 201 ± 49 N; $p < 0,0065$). In der Verkippung des distalen Fragmentes dagegen wurden keine signifikanten Unterschiede sichtbar. Abbildung 19.B illustriert die Scherkräfte je Gruppe. Hier zeigte sich, dass die Einführung des Linearlagers in Gruppe B zu einer nahezu vollständigen Reduktion der Scherkräfte geführt hat.

Abbildung 19: Darstellung der Ergebnisse der Kraft-Weg-Diagramme (A) sowie der Scherkräfte (B).



A: Zusammenfassende Illustration der Kraft-Weg-Diagramme aller Prüfstücke; B: Darstellung der Scherkräfte je Gruppe zum Zeitpunkt der Maximallast; Fx: Kraft auf die x-Achse (dorsovolar); Fy: Kraft auf die y-Achse (lateromedial)

Schlussfolgerung

Es konnte gezeigt werden, dass die Freiheitsgrade innerhalb eines biomechanischen Frakturmodells der distalen Radiusfraktur einen signifikanten Einfluss auf dessen biomechanischen Eigenschaften haben. Diese Arbeit unterstrich wiederum die Wichtigkeit der Randbedingungen in einem biomechanischen Frakturmodell und illustriert die Notwendigkeit der Standardisierung. Basierend auf der vorhandenen Literatur und den hier gewonnenen Ergebnissen erscheinen distale 3 Freiheitsgrade und proximal 0 Freiheitsgrade am repräsentativsten.

5.2.2 Reduktion der Strecksehnenirritationen im Rahmen der volaren Plattenosteosynthese im biomechanischen Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)

Wie einleitend dargestellt, resultierten postoperative Strecksehnenläsionen entweder aus überlangem Vorbohren (primäre Schädigung) oder aus dorso-distal überstehenden Schrauben (sekundäre Schädigung) [7, 23, 51, 157].

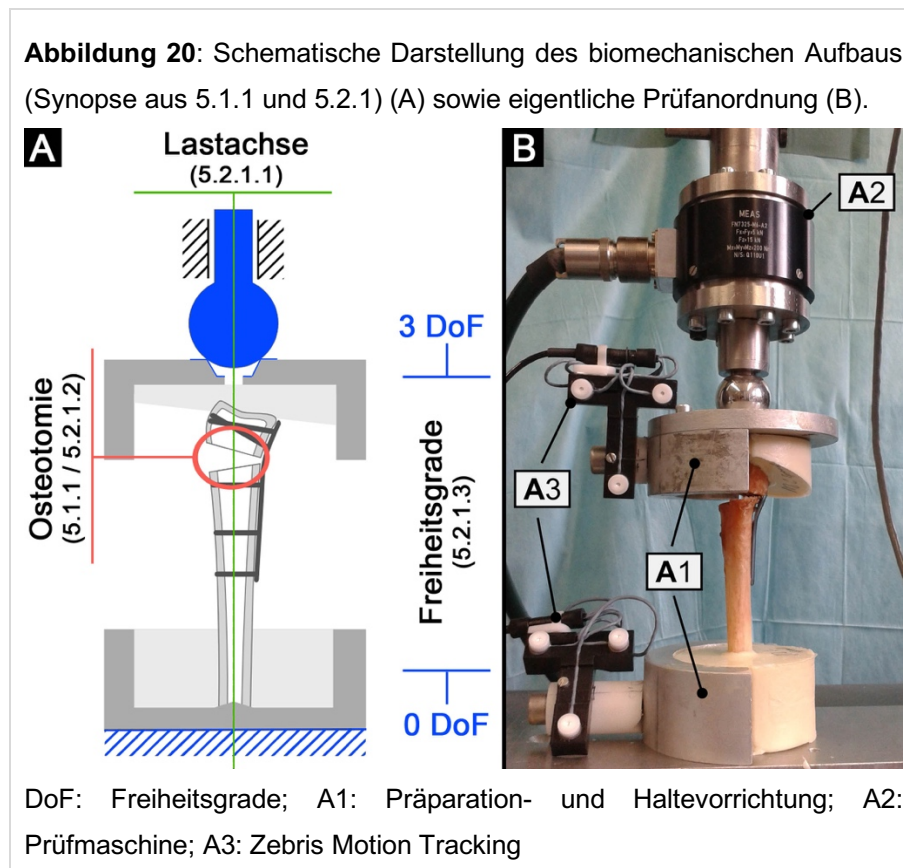
Um einen disto-dorsalen Schraubenüberstand zu vermeiden, wird empfohlen die distalen Schrauben 2-4 mm kürzer als gemessen zu wählen [35, 95]. Allerdings haben nur zwei Arbeiten mit inhärenten Limitationen den Einfluss der distalen Schraubenlänge auf die Primärstabilität der volaren Plattenosteosynthese untersucht [72, 205]. Im Rahmen unserer ersten Arbeit wurde der Einfluss der Schraubenlänge (100% vs. 75%) auf die Primärstabilität der volaren Plattenosteosynthese in einem validierten Frakturmodell (5.2.1) untersucht (5.2.2.1) [19].

Primäre Strecksehnenirritationen könnten durch die Verwendung von selbstbohrenden und -schneidenden Schrauben vermieden werden. Damit wäre ein Vorbohren nicht mehr notwendig. Allerdings müsste die Länge der jeweiligen Schrauben präoperativ bestimmt und die Schraubenorientierung standardisiert werden. Die unter Punkt 5.1.2 [18] identifizierte lineare Korrelation zwischen Radiuslänge und distaler Breite ($r=0,621$ (95% CI 0,507–0,714; adj. $R^2=0,381$; $p<0,001$)) sowie eine mögliche Schraubenlängenvarianz zwischen 75-100% (Punkt 5.2.2.1, [19]) könnte bei der präoperativen Schraubenlängenbestimmung entscheidend helfen. Basierend auf der Radiusbreite könnten Radiuscluster mit einer definierten Schraubenlänge und -orientierung definiert werden. Daher war es das Ziel der zweiten Arbeit, Radiuscluster zu Schraubenlängen zu definieren und die Primärstabilität von selbstbohrenden- und selbstschneidenden Schrauben zu vergleichen [187].

Diese beiden biomechanischen Studien sollten darüber hinaus als Validierungsgrundlage für ein späteres FE-Modell des osteosynthetisch versorgten, distalen Radius dienen (4.4).

Material und Methodik beider Arbeiten

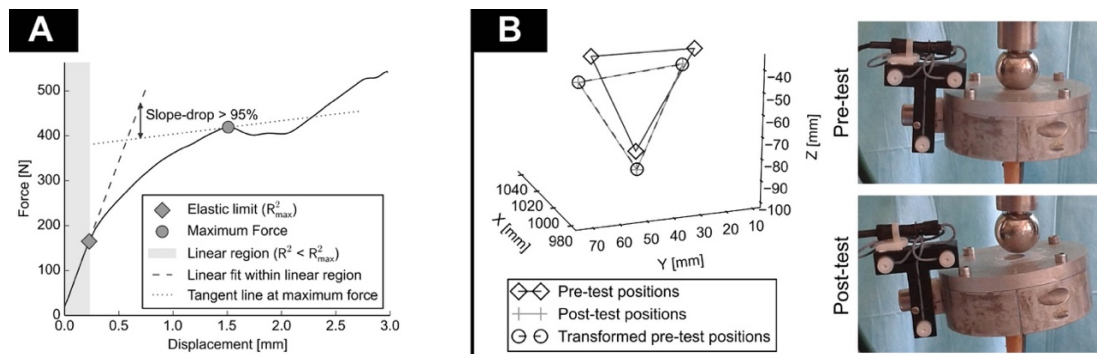
Für die Studien stellte das Zentrum für Anatomie und Zellbiologie der Medizinischen Universität Wien, 22 gepaarte, frische humane Radii zur Verfügung. Nach Reinigung der Radii wurden diese auf 14cm gekürzt. HR-pQCT Scans (82 μ m isotrope Auflösung, XtremeCT, Scanco Medical AG, Schweiz) wurden von jedem Radius durchgeführt (vorbereitend für spätere FE-Modelle). Radii mit stattgehabter Fraktur, ausgeprägter Arthrose oder intraossärer Läsion wurden ausgeschlossen. Entsprechend der Synopsis aus 5.1.1 und 5.2.1 wurde der in Abbildung 20 dargestellte biomechanische Aufbau gewählt.



Nach Präparation der Radii erfolgte die jeweilige paarweise Pseudorandomisierung (Seitenalternierend) in die entsprechende Gruppe (s.u.). Die osteosynthetische Versorgung erfolgte mittels volarer polyaxialer winkelstabiler Plattenosteosynthese (ADAPTIVE volar TriLock Platte, A-4750.61/.62, Medartis Inc., Basel, Schweiz). Die distale Schraubenorientierung wurde durch die Verwendung eines Bohrblocks (Medaritis A-2723 01/02) standardisiert. Nach erfolgreicher Präparation wurden eine Computertomographie und ein Röntgen der Prüfstücke durchgeführt (vorbereitend für spätere FE-Modelle).

Die Prüfstücke wurden in einer Zwick Prüfmachine (Z010/TN2A, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland, Abb. 20.B.A2) bis zum Versagen (20% Abfall in dem Kraft-Weg-Diagramm) oder bis zu ≥ 3 mm Auslenkung getestet und erneut geröntgt. Die Auslenkung des distalen Fragmentes / Containers wurde mittels eines Motion-Tracking-System (CMS20S, Zebris Medical GmbH, Isnyim im Allgäu, Deutschland, Abb. 20.B.A3) erfasst. Basierend auf den Kraft-Weg-Diagrammen sowie dem Motion-Tracking-System wurden die folgenden biomechanischen Parameter automatisiert berechnet: Steifigkeit, Elastizitätsgrenze, Maximallast. Die Verkippung des distalen Fragments (Vergleich initiale und finale Markerposition des Motion-Tracking-Systems) wurde mittels rigider Registrierung entsprechend Veldpaus et al. [201] analysiert. Die automatische Berechnung der Zielparameter ist in Abbildung Abb. 21 dargestellt. Studien beziehungsweise gruppenspezifische Details werden im Folgenden für jede Studie einzeln dargestellt.

Abbildung 21: Exemplarische Darstellung der automatisierten Auswertung der Kraft-Weg-Diagramme sowie der Daten des Motion-Tracking-Systems.



A: Darstellung der automatisierten Analyse eines Kraft-Weg-Diagramms; B: Analyse der plastischen Verformung mit dem Zebris Motion Tracking System vor und nach der Testdurchführung.

5.2.2.1 Vergleich der Primärstabilität von 100% vs. 75% distaler Schraubenlänge[19]

Ziel der Studie

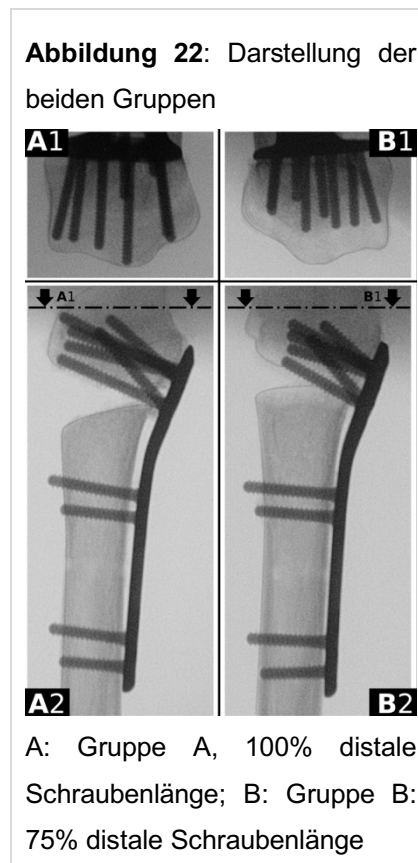
Das Ziel dieser Studie war der Vergleich der Primärstabilität zwischen 100% und 75% distaler Schraubenlänge im Rahmen der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese in einem standardisierten biomechanischen Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO-23 A3).

Material und Methoden

Unter Verwendung der oben beschriebenen Prüfanordnung wurden 11 Paar humane, frisch gefrorene Radii in eine der beiden folgenden Gruppen pseudorandomisiert.

- Gruppe A: 100% dorso-volare distale Schraubenlänge (maximale unikortikale dorso-volare Schraubenlänge, gerundet auf 2mm)
- Gruppe B: 75% dorso-volare distale Schraubenlänge (berechnete Schraubenlänge, gerundet auf 2mm)

Exemplarische Röntgenbilder der präparierten Prüfstücke beider Gruppen sind in Abbildung 22 dargestellt.



Die allgemeine Auswertung erfolgte mittels deskriptiver Statistik. Die Schraubenlängen wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test, die biomechanischen Parameter mittels unabhängigem t-test verglichen. Aufgrund der Mehrfachtestung erfolgte die Bonferroni Korrektur, wobei das Signifikanzniveau dann $p < 0,0125$ betrug.

Ergebnisse

Ein Radiuspaar musste aufgrund einer Fraktur, ein weiteres aufgrund eines technischen Testfehlers ausgeschlossen werden. Neun Radiuspaare (86 ± 11 Jahre, 44% weiblich) konnten erfolgreich getestet werden. Die durchschnittliche Schraubenlänge in Gruppe A betrug $95 \pm 3\%$ (87-100%), in Gruppe B $75 \pm 2\%$ (72-80%) der gemessenen Schraubenlänge. In Gruppe B wurden die Schrauben im Durchschnitt $5,6 \pm 0,99$ mm (3-7 mm) kürzer gewählt als gemessen. Die Ergebnisse der biomechanischen Parameter sind in Tabelle 2 dargestellt. Zusammengefasst zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen.

Schlussfolgerung

Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in den erhobenen biomechanischen Parametern zwischen den beiden Schraubenlängengruppen. Entsprechend scheint distal eine 75% dorso-volare Schraubenlänge im Rahmen der volaren winkelstabilen Plattenosteosynthese eine ausreichende Primärstabilität zu gewährleisten.

Tabelle 2: Tabellarische Darstellung der Ergebnisse.

	Parameter	Gruppe	MW	SD	Sig
Kraft-Weg-Diagramm	Steifigkeit [N/mm]	100%	706	103	0,412
		75%	660	124	
	Elastizitätsgrenze [N]	100%	177	25	0,496
		75%	167	36	
	Bruchlast [N]	100%	493	139	0,750
		75%	471	149	
Motion Tracking	Distale Verkippung [°]	100%	7,3	0,7	0,755
		75%	7,1	1,13	

Gruppe 100%: 100% unikortikale distale dorsovolare Schraubenlänge (Gruppe A);
 Gruppe 75%: 75% distale dorsovolare Schraubenlänge (Gruppe B); MW: Mittelwert; SD: Standardabweichung; Sig.: Signifikanz (adaptiert nach Bonferroni $p < 0,0125$)

5.2.2.2 Machbarkeitsstudie zur Identifikation von Radiusclustern und Vergleich der Primärstabilität von selbstbohrenden- zu selbstschneidenden Schrauben [187]

Ziele der Studie

Das Ziel dieser Machbarkeitsstudie war es, die Anwendbarkeit von selbstbohrenden- und schneidenden Schrauben im Rahmen der volaren Plattenosteosynthese zu evaluieren. Entsprechend gliedert sich die Studie in die folgenden zwei Teile:

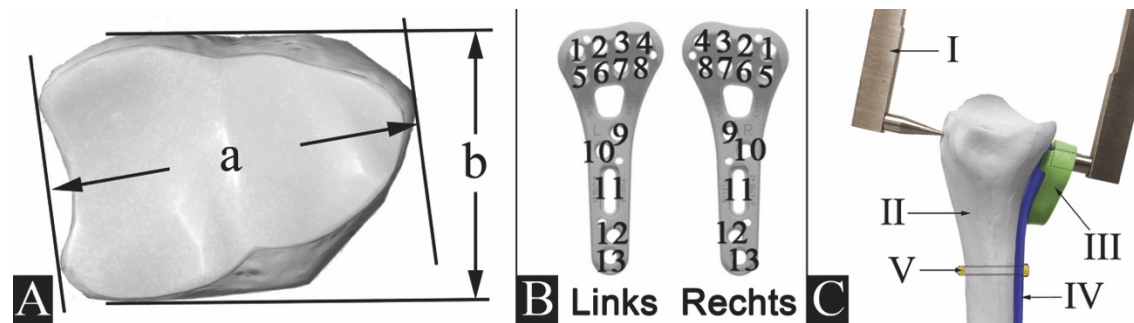
1. Präoperative Bestimmung der distalen Schraubenlänge anhand der Radiusbreite
2. Vergleich der Primärstabilität von selbstbohrenden und –schneidenden Schrauben zu selbstschneidenden Schrauben im Rahmen der volaren, winkelstabilen Plattenosteosynthese

Material und Methoden

Teil 1: Bestimmung der distalen Schraubenlänge anhand der distalen Radiusbreite

Die Berechnung der distalen Schraubenlänge beruht auf den Vermessungen aller 22 Radii. Die maximale Radiusbreite (Abb. 23.A.a) und –tiefe (Abb. 23.A.b) wurde mit einer digitalen Schieblehre vermessen. Alle Radii wurden mit der gleichen volaren poliaxial winkelstabilen Platte (Abb. 23.C.IV, Aptus 2.5, A-4750.61/2, Medartis Inc., Basel, Switzerland) versorgt. Eine einheitliche distale Schraubenorientierung wurde durch die Verwendung eines Bohrblocks sichergestellt (Abb. 23.C.III, Medartis A 2723.01/02). Die Schraubenlänge der ersten 11 Radii (s. Punkt 5.2.2.1) ist bekannt. Die Schraubenlänge der hier verwendeten, verbleibenden 11 Radii wurde mittels einer adaptierten Schieblehre, wie in Abbildung 23.C dargestellt, gemessen. Die Schrauben wurden entsprechend Abbildung 23.B nummeriert.

Abbildung 23: Darstellung der morphometrischen Messungen aller Radii und der Schraubenlängen Messungen der hier verwendeten 11 Radii.



A) Maximale Breite (a) und Tiefe (b); B) Schraubennummerierung; C) Adaptierte digitale Schieblehre (I), distaler Radius (II), distaler Bohrblock (III), volare Platte (IV), Schraube zur Fixierung der Platte an den Knochen (V)

Basierend auf den oben beschriebenen Messungen erfolgte die Schraubenlängenbestimmung entsprechend folgender Schritte:

- Berechnung der Korrelation zwischen Radiusbreite und –tiefe
- Cluster-Analyse der distalen Radiusbreite zur Identifikation von Radiusgruppen
- Deskriptive Analyse der Schraubenlänge entsprechend der identifizierten Radiusbreitencluster
- Definition einer festen Schraubenlänge für jedes Schraubenloch und jeden Cluster mit den folgenden Bedingungen
 - Dorsaler Schraubenüberstand muss vermieden werden. Daher wurde jeweils die Länge der kürzesten Schraube als Standardschraubenlänge definiert
 - Eine ausreichend biomechanische Stabilität muss sichergestellt werden. Basierend auf den Ergebnissen von 5.2.2.1 [19] sollte die kürzeste Schraube nicht 75% der Schraubenlänge des größten Radius innerhalb des Clusters unterschreiten.

Die Berechnungen erfolgten mit des Kolmogorov-Smirnov Tests, deskriptiver Statistik, Pearson Korrelationen und einer hierarchischen Cluster Analyse (Ward's Methode und quadriertem Euclidean Abstand). Gruppenunterschiede wurden mit ANOVA verglichen (Tukey post hoc test, $\alpha=0.05$).

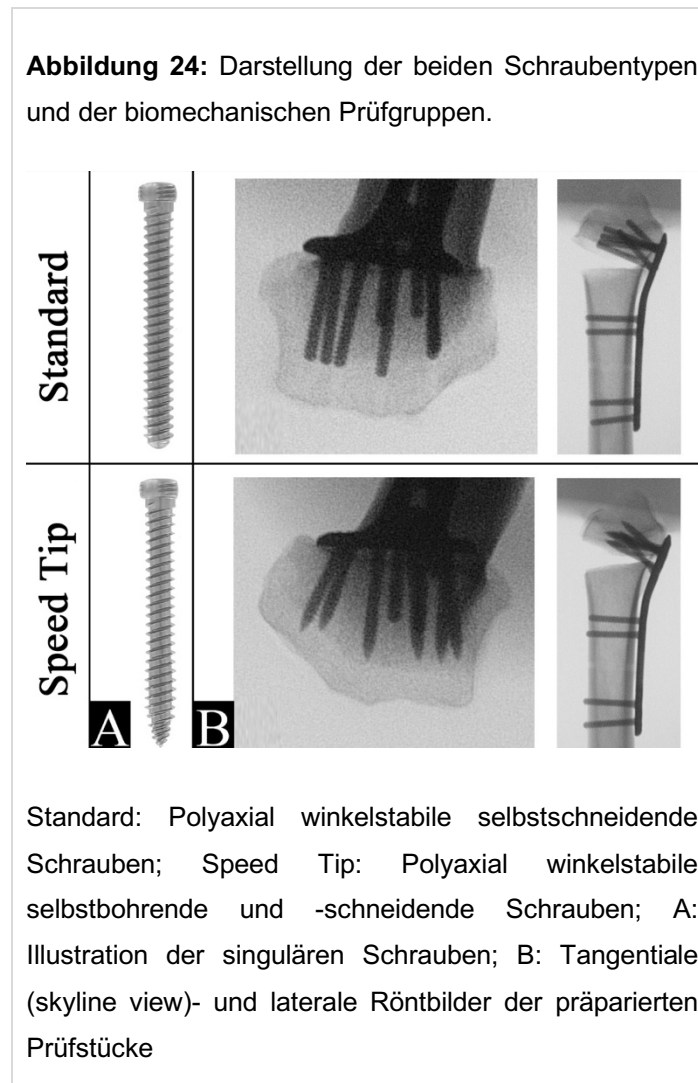
Teil 2: Vergleich Primärstabilität selbstbohrende- zu selbstschneidenden distalen Schrauben

Anschließend erfolgte der biomechanische Vergleich der Primärstabilität von selbstbohrenden- mit selbstschneidenden distalen Schrauben. Um ein „Worst-Case Szenario“ zu simulieren (kürzest mögliche Schrauben), wurde in beiden Gruppen 75% distale Schraubenlängen gewählt.

Die Präparation der Prüfstücke sowie die biomechanische Testung erfolgte entsprechend der oben beschriebenen Prüfanordnung. 11 Paar humane, frisch gefrorene Radii wurden in die folgenden zwei Gruppen pseudorandomisiert:

- Gruppe A: Selbstschneidende winkelstabilen Schrauben (Standard)
- Gruppe B: Selbstbohrende- und selbstschneidende winkelstabile Schrauben (Speed Tip)

Abbildung 24 illustriert die beiden Gruppen sowie die verwendeten Schraubentypen.



Ergebnisse

Teil 1: Bestimmung der distalen Schraubenlänge anhand der distalen Radiusbreite

38 Radii konnten eingeschlossen werden. Vier Radiuspaare mussten aufgrund von vorangegangenen Frakturen ausgeschlossen werden. Die distale Radiusbreite und -tiefe zeigten eine hohe Korrelation ($R^2=0,79$; $p<0,001$). Die deskriptive Statistik der distalen Radiusbreite, -tiefe und der Schraubenlängen ist in Tabelle 3 dargestellt

Tabelle 3: Deskriptive Statistik der distalen Radiustiefe, -breite sowie Schraubenlänge [mm].

	Tiefe	Breite	Schraube #1	Schraube #2	Schraube #3	Schraube #4	Schraube #5	Schraube #8
Mtw ± SD	25,4±2,5	35,2±2,8	20,6 ± 2,4	24,1±1,8	24,0±2,3	23,3±1,8	21,7±2,1	23,1±2,1
95% CI	24,5-26,2	34,3-36,1	19,8-21,4	23,5-24,7	23,2-24,7	22,7-23,9	21,0- 22,4	22,4-23,8
Min	22,0	30,0	15,0	21,0	20,0	20,5	18,5	18,0
Max	30,0	40,0	26,0	28,0	28,0	27,0	26,0	27,0

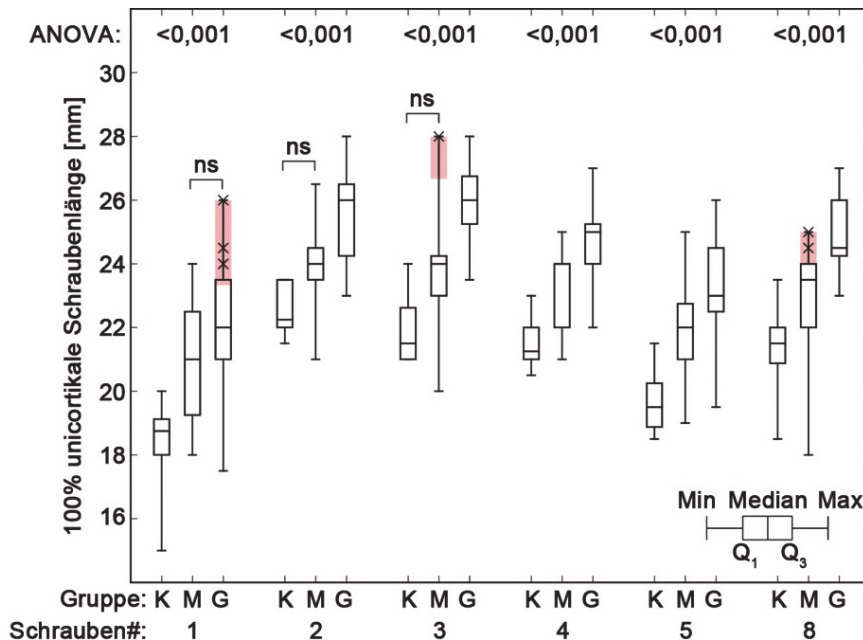
Mtw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; 95% CI: 95% Confidenzintervall; Min: Minimum; Max: Maximum

Die Cluster Analyse ergab drei homogene Gruppen für die Radiusbreite:

- Klein: <34mm
- Medium: 34-36,9mm
- Groß: >36,9

Anschließend wurden Box-plots für jede Gruppe und Schraubenlänge erstellt (Abb. 25). Die jeweils kürzeste Schraube wurde als Standardschraube definiert. Basierend auf dieser Schraubenlänge waren insgesamt nur 7 von 228 Schrauben kürzer als der zuvor definierte 75-100% sichere Schraubenkorridor (Abb. 25, Rote boxen).

Abbildung 25: Box-plots pro Gruppe und Schraubenlänge.



K: Gruppe Klein; M: Gruppe Medium; G: Gruppe Groß; Rote Flächen: Schrauben, die kürzer als der definierte "sichere Schraubenkorridor (75-100%) sind; ANOVA: Es zeigten sich überall signifikante Unterschiede innerhalb der Gruppen. Der Tukey post hoc Test ergab signifikante Unterschiede zwischen allen Gruppen bis auf die mit „ns“ (= nicht signifikant) gekennzeichneten Paarungen.

Teil 2: Vergleich Primärstabilität selbstbohrende- zu selbstschneidenden distalen Schrauben

Zwei der initialen 11 Paare mussten aufgrund von vorangegangenen Frakturen ausgeschlossen werden. Die verbleibenden 9 Radiuspaare (Altersdurchschnitt: 71 ± 8 Jahre; 33% weiblich) konnten erfolgreich getestet werden. Die Ergebnisse der biomechanischen Zielparameter sind in Tabelle 4 zusammengefasst. Insgesamt zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Tabelle 4: Gruppenunterschiede zwischen den erhobenen biomechanischen Parametern.

Source	Parameter	Gruppe	Mtw	SD
Kraft-Weg-Diagramm	Steifigkeit [N/mm]	Standard	833	160
		Speed Tip	904	279
	Elastizitätsgrenze [N]	Standard	205	42
		Speed Tip	259	106
	Maximallast [N]	Standard	632	273
		Speed Tip	768	188
Motion Tracking	Verkipfung Fragment [°]	Standard	5,7	1,3
		Speed Tip	5,6	0,9

N: Newton; mm: Millimeter; °: Grad; Mtw: Mittelwert; SD: Standardabweichung

Schlussfolgerung

Im Rahmen dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass (1) eine präoperative Abschätzung der distalen Schraubenlänge, bei bekannter Schraubenorientierung, anhand der distalen maximalen Radiusbreite möglich ist. Die Radiusbreite erscheint als ein gut messbarer Parameter bei volar-verkippten distalen Radiusfrakturen im seitlichen Röntgenbild. Des Weiteren (2) erzielen selbstbohrende und –schneidende winkelstabile Schrauben, im Vergleich mit dem aktuellen Goldstandard, eine vergleichbare Primärstabilität.

5.3 FE Modelle am distalen Radius

Wie eingangs beschrieben, fehlten zum Zeitpunkt des Projektbeginns sowohl valide FE-Modelle des intakten als auch des frakturierten Radius. Darüber hinaus war unbekannt, welche modell- und knocheninhärenten Parameter entscheidend zur Validität eines FE-Modells beitragen. Dies stellt allerdings die Grundvoraussetzung zur Entwicklung eines FE-Modells mit integrierter osteosynthetischer Versorgung dar.

Entsprechend wurde im Rahmen dieses Themenblocks, basierend auf den unter 5.1 und 5.2 durchgeführten biomechanischen Untersuchungen, zuerst ein FE-Modell des intakten Radius entwickelt (5.3.1). Dieses fand dann eine erste Anwendung in der Osteoporosediagnostik (5.3.2). Abschließend erfolgte die Erstellung und Validierung eines FE-Modells des osteosynthetisch versorgten Radius.

5.3.1 Entwicklung und Validierung eines FE-Modells des intakten Radius [198]

Hintergrund

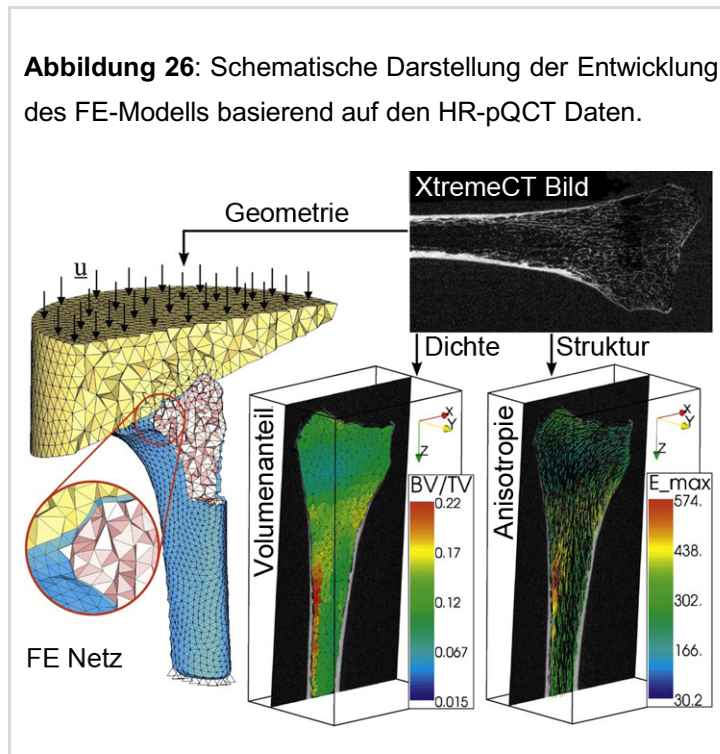
FE-Modelle stellen eine moderne kosten- und zeiteffektive Alternative zu biomechanischen Frakturmodellen dar. Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines FE-Modells des intakten distalen Radius, welches die Frakturlast und die -lokalisierung exakt simulieren kann. Das FE-Modell wurde anhand der in 5.2.1.1 dargestellten Arbeit validiert.

Material und Methoden

Basierend auf den HR-pQCT Datensätzen der 21 formalin-fixierten Radii aus 5.2.1.1 wurde jeweils der kortikale und der trabekuläre Knochen isoliert und Netze unterschiedlicher Dichte erstellt. Anschließend erfolgte das Zufügen der Einbettung. Abbildung 26 illustriert die Entwicklung des FE-Modells. Die Materialeigenschaften des Knochens wurden basierend auf Vorstudien der Arbeitsgruppe um Prof. Zysset modelliert [63, 79, 80, 169, 218] beziehungsweise aus den HR-pQCT Datensätzen generiert.

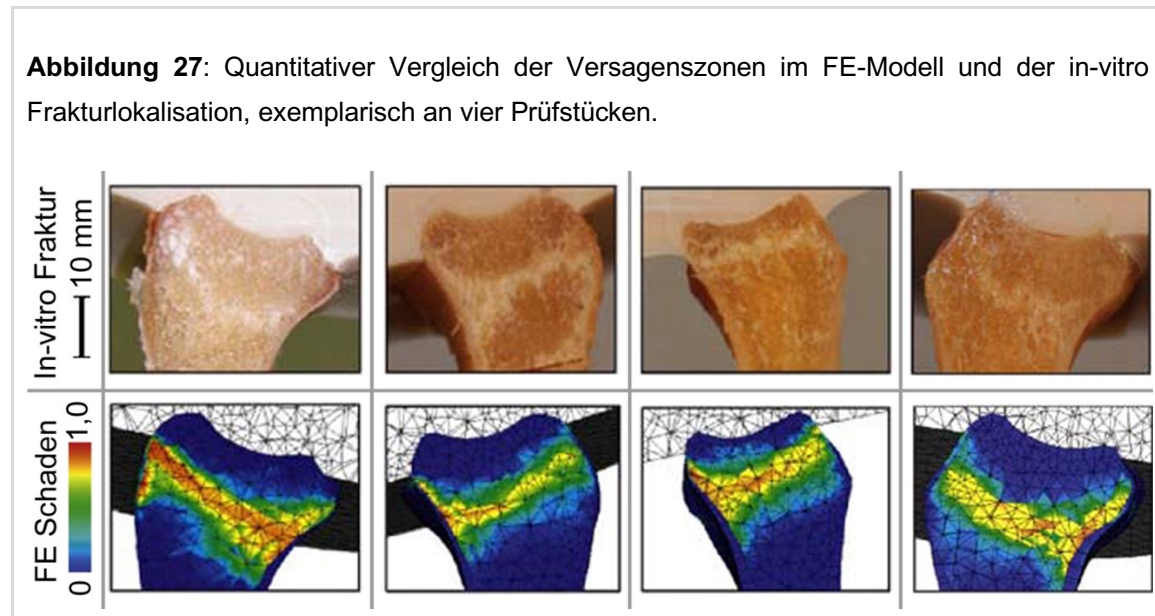
Die Randbedingungen wurden entsprechend dem in 5.2.1.1 beschriebenen biomechanischen Versuch modelliert. Die nicht-lineare Analyse des FE-Modells erfolgte mittels Abaqus 6.6 (Abaqus Inc., USA). Die FE-Modelle bestanden im Mittel aus 40.000 quadratischen Elementen (28.268-47.617).

Die statistische Auswertung erfolgte mittels der klassischen Methode der kleinsten Quadrate sowie des Pearson's Korrelation Koeffizienten.



Ergebnisse

Die numerischen Ergebnisse des FE-Modells ergaben eine gute Korrelation mit der Steifigkeit des biomechanischen Modells ($R^2 = 0,793$) und der Festigkeit ($R^2 = 0,874$). Der qualitative Vergleich der Versagenszonen des FE-Modells mit der Frakturlokalisierung im biomechanischen Modell zeigte eine gute Übereinstimmung (Abbildung 27).



Schlussfolgerung

Hierbei handelt es sich um das erste validierte FE-Modell, welches reproduzierbar die Lastverteilung im distalen Radius simulieren konnte.

5.3.2 FE-Modell basierter Vergleich zweier HR-pQCT Scan-Lokalisationen zur Vorhersage der Bruchlast des distalen Radius [200]

Hintergrund

Validierte FE-Modelle finden nicht nur Anwendung in biomechanischen Testungen. HR-pQCT Scans erlauben einen Einblick in die Mikroarchitektur des distalen Radius und eignen sich daher gut zur Osteoporosediagnostik beziehungsweise zur Abschätzung der Bruchlast des distalen Radius. Der Hersteller des hier verwendeten HR-pQCTs empfiehlt, eine spezifische Region in der distalen Metaphyse des Radius für die Osteoporosediagnostik zu scannen. Allerdings liegt diese weiter proximal als die unter 5.1.1 identifizierte distale Frakturline der distalen Radiusfraktur. Entsprechend könnte eine weiter distal gelegene Scanregion validere Ergebnisse liefern.

Das Ziel der Studie war es, den Beitrag von Mikro-FE-Modellen zur Vorhersage der in 2.3 experimentell bestimmten Bruchlasten in zwei verschiedenen Scan-Lokalisationen zu ermitteln.

Material und Methoden

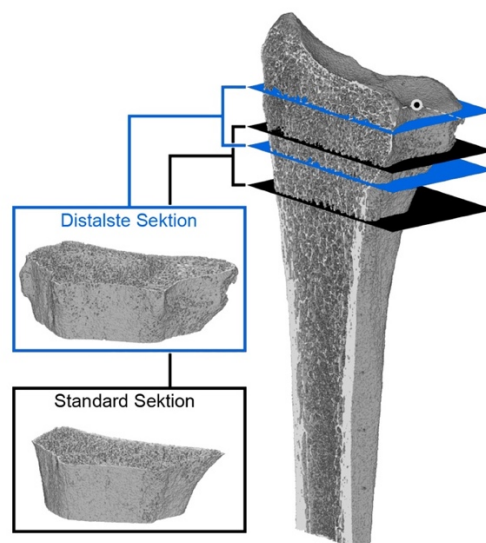
Knochenmineralgehalt, Knochenmineraldichte, histomorphometrische Parameter sowie Mikro-FE-Modelle von 9mm hohen Sektionen von HR-pQCT Scans wurden berechnet, um die experimentelle Bruchlast und Festigkeit von 21 distalen Radii vorherzusagen. Zwei Scan-Lokalisationen wurden dabei verglichen: Die erste Sektion wurde nach den Empfehlungen des HR-pQCT Hersteller gewählt. Die zweite Sektion wurde so distal wie möglich angesetzt, d.h. gerade proximal der subchondralen Zone. Die beiden Scan-Regionen sind in Abbildung 28 dargestellt.

Ergebnisse

Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Sektionen konnten hinsichtlich nahezu aller untersuchten Parameter gefunden werden. Die Korrelation der biomechanischen Ergebnisse mit den erhobenen Parametern aus beiden Sektionen ist in Tabelle 5 dargestellt. Die experimentelle Bruchlast und Festigkeit

korrelierten in der distalen Sektion stärker als in der Standardsektion (Bruchlast: $R^2 = 0,962$ vs. $0,924$; Festigkeit: $R^2 = 0,939$ vs. $0,786$). Dieser Unterschied war hinsichtlich der Festigkeit statistisch signifikant. Bruchlast und Festigkeit der distalen Sektion waren signifikant geringer und lagen 13% beziehungsweise 35% unter jener der Standardsektion. Der Knochenmineralgehalt

Abbildung 28: Vergleich zweier HR-pQCT Scan Lokalisationen.



Standard Sektion: Vom Hersteller empfohlene Scan-Region zur Osteoporosediagnostik;

Distale Sektion: In diesem Abschnitt verläuft die unter 5.1.1 identifizierte distale Frakturline der distalen Radiusfraktur.

konnte die Bruchlast besser vorhersagen ($R^2 = 0,942$) als die Knochenmineraldichte oder die übrigen ermittelten histomorphometrischen Parameter.

Tabelle 5: Korrelationen (Pearson R^2) zwischen den erhobenen FE-Parametern sektionsspezifisch und der biomechanisch erhobenen Maximallast.

Parameter	Standard Sektion		Distalste Sektion	
	F^{exp_U}	$F^{\text{exp}_U} / A_{\text{tot}}$	F^{exp_U}	$F^{\text{exp}_U} / A_{\text{tot}}$
A_{tot}	0,520	—	0,459	—
A_{trab}	0,377	—	0,348	—
A_{cort}	0,682	—	0,668	—
BMC (HA mg)	0,897	—	0,942	—
aBMD (HA g/cm ²)	0,781	0,722	0,922	0,777
D_{tot}	—	0,763	—	0,894
D_{cort}	—	0,405	—	0,496
BV/TV _d	—	0,606	—	0,813
Tb.N	—	0,461	—	0,624
Tb.Th	—	0,548	—	0,751
Tb.Sp	—	0,452	—	0,571
Ct.Th	—	0,404	—	0,492
$\mu\text{FE stiffness}$	0,916	—	0,957	—
$\mu\text{FE ult. force}$	0,924	—	0,962	—
$\mu\text{FE strength}$	—	0,786	—	0,939*
$\mu\text{FE Tb.ESE}$	—	0,234	—	0,565
$\mu\text{FE Ct.ESE}$	—	0,589	—	0,747

* Signifikant unterschiedlich zwischen den beiden Sektionen

Schlussfolgerung

Die Mikro-FE Analyse der distalen Sektion des HR-pQCT Scans erlaubt unter den ermittelten Parametern die beste quantitativ korrekte Vorhersage der Bruchlast des distalen Radius.

5.3.3 Entwicklung eines validierten FE-Modells der osteosynthetisch versorgten distalen Radiusfraktur (AO-23 A3) [188]

Hintergrund

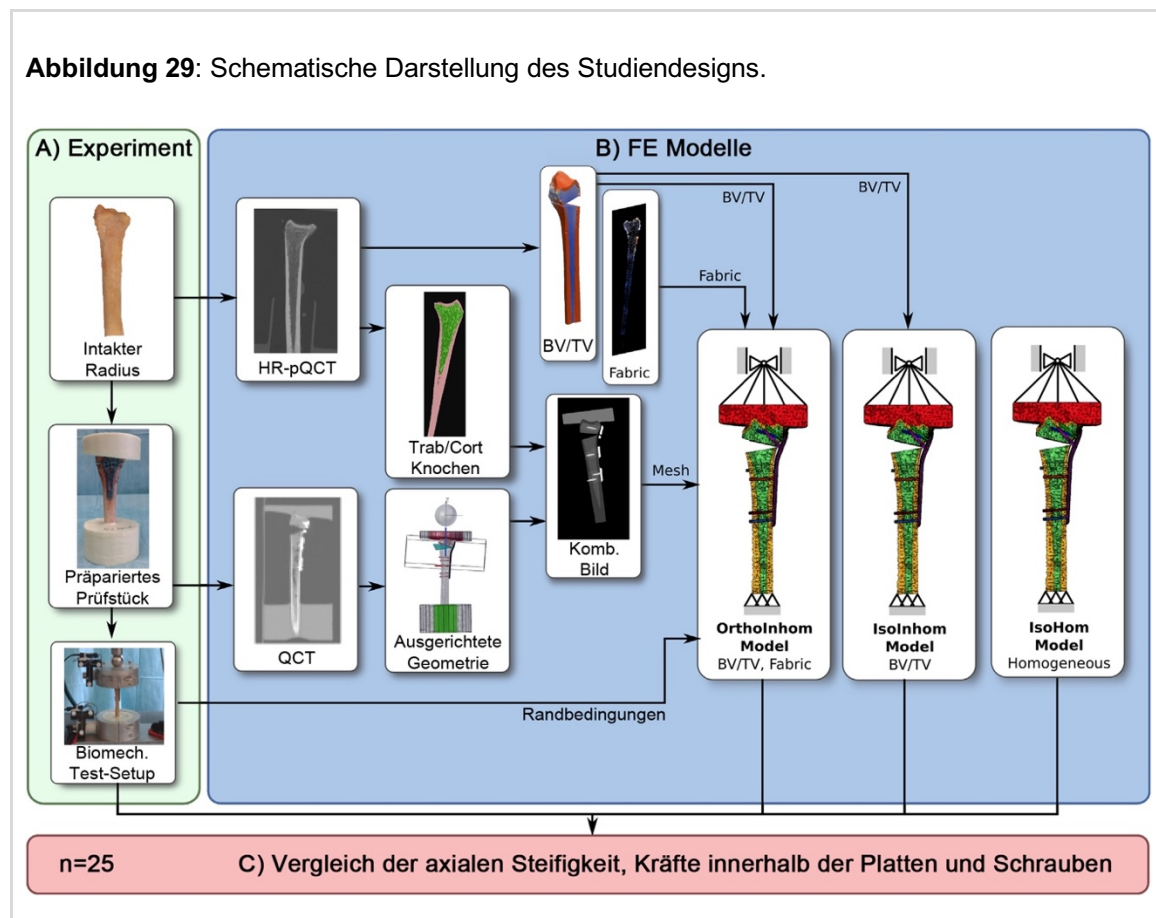
Vorrangegangene Arbeiten konnten den Einfluss verschiedener Knochenmaterialeigenschaften auf das FE-Modell des intakten Knochens zeigen [12, 57, 152, 176, 177, 194]. Die Simulation des kortikalen Knochens, der lokalen Knochendichte und Anisotropie (HR-pQCT) ergab eine gute Übereinstimmung mit den Ergebnissen von in-vitro Experimenten [118, 151, 198]. Entsprechend komplexe FE-Modelle wurden allerdings noch nicht für den osteosynthetisch versorgten distalen Radius entwickelt [41, 112, 124, 171, 176].

Bei der zusätzlichen Implementierung von Osteosynthesematerial in das FE-Modell muss eine moderate Rechenzeit beziehungsweise ein vertretbarer Modellierungsaufwand gewährleistet sein.

Das Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss der Knocheninhomogenität aufgrund lokal variierender Knochendichte und Anisotropie auf das FE Modell des osteosynthetisch versorgten Radius zu testen. Darüber hinaus sollten die FE-Analysen im Allgemeinen wie auch die errechneten Schraubenkräfte mit den in-vitro biomechanischen Ergebnissen validiert/verglichen werden.

Material und Methoden

Das Studiendesign ist in Abbildung 29 schematisch zusammengefasst. Schlussendlich setzt sich die Arbeit aus den biomechanischen Versuchen, der FE-Modell Generierung sowie deren Vergleich zusammen.



Biomechanische Versuche

Die Daten von 25 Prüfstücken (82 ± 11 Jahre; 52% männlich) aus den Versuchen 5.2.2 mit den Standardschrauben wurden als Validierungsgrundlage verwendet. Vor und nach der Testdurchführung wurden alle Prüfstücke fotografiert, um ein mögliches Versagen des Schrauben-Platten-Interfaces zu identifizieren. Dies äußert sich durch eine Lageveränderung des Schraubenkopfes im Verhältnis zum Schraubenloch, beschrieben als Push-Out.

FE Modell

Wie in Abbildung 29.b dargestellt, wurden geglättete, homogenisierte FE Modelle für alle Prüfstücke erstellt. Dies umfasste die folgenden sechs Schritte:

- 1) Segmentierung des kortikalen und trabekulären Knochens anhand der intakten Radii (HR-pQCT).
- 2) Extraktion der Geometrie und Lage des Osteosynthesematerials, der Fraktur sowie der Einbettung der Prüfstücke (QCT).
- 3) Kombination von Punkt 1 und 2 in ein artifizielles 3D Bild.
- 4) Meshing des 3D Bildes.
- 5) Zuordnen von Materialeigenschaften (ermittelt aus den HR-pQCT Daten) in unterschiedlichen Detaillierungsstufen zur Erstellung von drei verschiedenen Modellen (IsoHom, IsoInhom, OrthoInhom, Tabelle 6).
- 6) Definition von Randbedingungen in Übereinstimmung mit den in-vitro Experimenten.

Diese Schritte erfolgten primär mittels MedTool. Alle FE-Modelle wurden mit Abaqus 6.14 (Dassault Systemes, Velizy-Villacoublay, France) berechnet.

Tabelle 6: Zusammenfassung der drei verschiedenen FE-Modelle (Materialeigenschaften).

Modell	Knochenphase	Symmetrie	Homogenität
OrthoInhom	Spongiosa	Orthotrop	Inhomogen
	Kortex	Isotrop	Inhomogen
IsoInhom	Spongiosa	Isotrop	Inhomogen
	Kortex	Isotrop	Inhomogen
IsoHom	Spongiosa	Isotrop	Homogen
	Kortex	Isotrop	Homogen

Vergleich biomechanische mit FE Ergebnissen

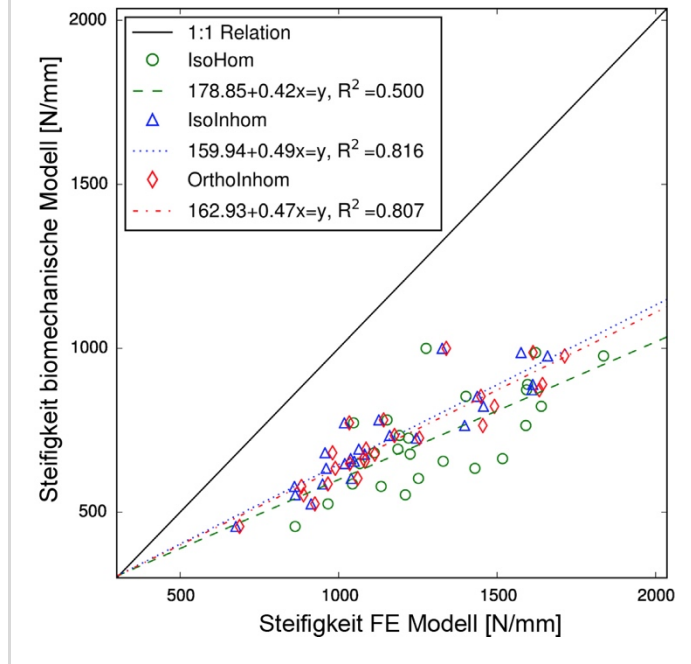
Die Korrelation der axialen Steifigkeit erfolgte mittels linearer Regression. Der Vergleich der Schraubenkräfte innerhalb der FE-Modelle wurde mittels ANOVA durchgeführt. Der Vergleich zwischen Platten-Schrauben-Versagen im biomechanischen Test und den in den FE Modellen errechneten Kräften auf die Schrauben erfolgte qualitativ.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der biomechanischen Versuche sind unter 2.2.2.1 und 2.2.2.2 ausgeführt. Zwischen der biomechanischen und der im FE-Modell berechneten axialen Steifigkeit zeigte sich eine signifikante Korrelation ($p < 0,0001$) in allen drei FE-Modellen (Abb. 30), wobei die Steifigkeit überschätzt wurde. Der Determinationskoeffizient der IsoInhom und OrthoInhom Modelle war vergleichbar, die des IsoHom Modells deutlich geringer.

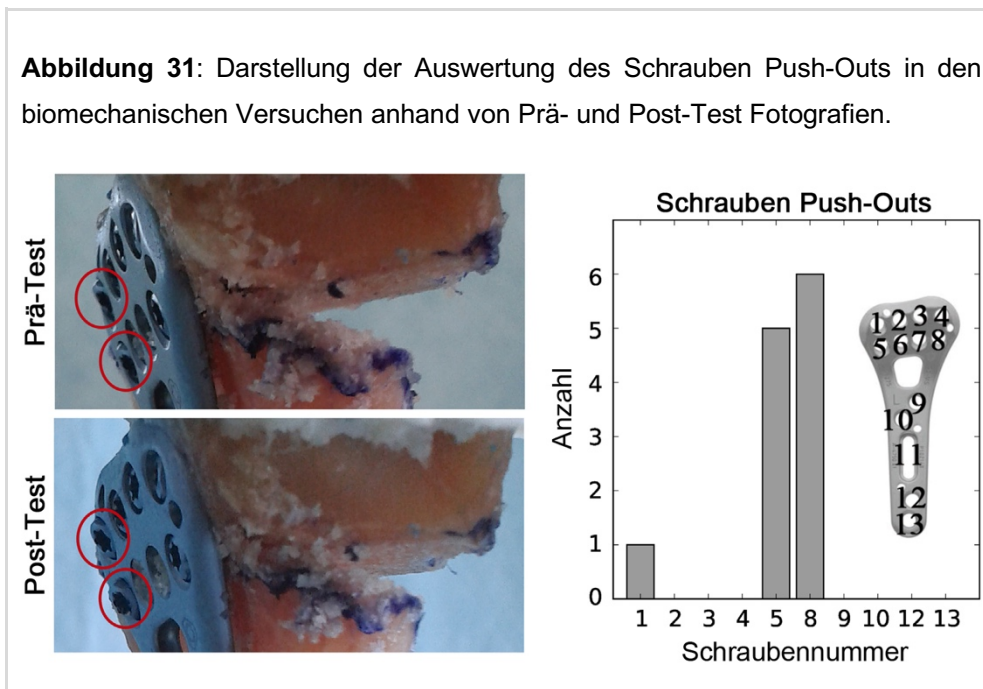
Die simulierten Schnittgrößen (Normal- und Scherkräfte sowie das absolute Biegemoment) für jede Schraube und jedes FE Modell sind in Abbildung 31 graphisch dargestellt. Um die Schnittgrößen zwischen allen Prüfstücken vergleichen zu können, wurden diese auf die axiale Kraft normiert. Das allgemeine Schraubenbelastungsmuster war zwischen den einzelnen Modellen vergleichbar. Allerdings ergab die ANOVA signifikant unterschiedliche Schraubenlasten des IsoHom im Vergleich zu den IsoInhom und OrthoInhom Modellen. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen IsoInhom und OrthoInhom.

Abbildung 30: Lineare Regression der Steifigkeit aus den biomechanischen Versuchen und dem FE Modell.



Im Rahmen der biomechanischen Tests konnten 12 Fälle (8% der distalen Schrauben) eines Versagens des Schrauben-Platten-Interface (Push-out, Abb. 32) identifiziert werden. In 50% / 42% kam es dabei zu einem Push-out der Schrauben 8/5. Das hohe Versagen dieser Schrauben stimmt mit den hohen Druckkräften im FE-Modell überein (Abb. 31).

Abbildung 31: Darstellung der Auswertung des Schrauben Push-Outs in den biomechanischen Versuchen anhand von Prä- und Post-Test Fotografien.

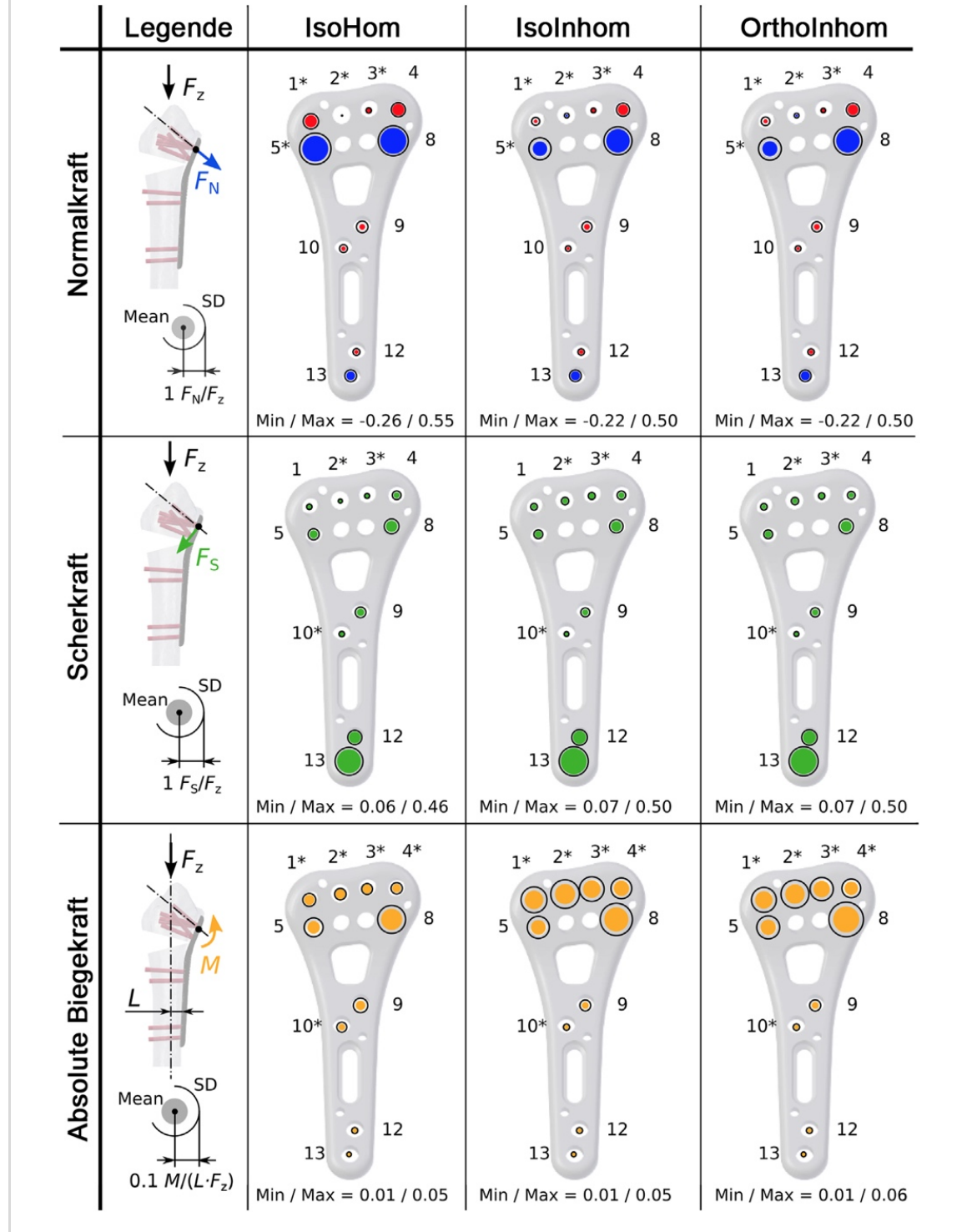


Schlussfolgerung

Im Rahmen dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Implementierung der lokalen Knochendichte die Validität des FE-Modells im Vergleich zu homogenen Knochenmodellen

signifikant verbessert. Es zeigte sich eine hohe signifikante Korrelation der axialen Steifigkeit zwischen den drei FE-Modellen und den biomechanischen Versuchen. Die simulierten Schraubenlasten korrelierten qualitativ sehr gut mit dem in-vitro beobachteten Schraubenversagen.

Abbildung 32: Graphische Darstellung der simulierten Normal- und Schwerkkräfte sowie der absoluten Biegemomente für jede Schraube und jedes FE Modell.



6 DISKUSSION

6.1 Radiologische Untersuchungen am distalen Radius

Wie eingangs beschrieben, sind ein detailliertes Verständnis der Morphologie und Morphometrie des distalen Radius die Grundvoraussetzung für die Analyse von Frakturmustern, die präoperative Planung [1, 13] sowie zur Optimierung bestehender als auch zur Entwicklung von neuen Osteosyntheseverfahren [145, 203, 209]. Im Rahmen der hier vorgestellten Arbeiten wurden anhand von konventionellen Röntgenbildern die distale Frakturlinie der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur (5.1.1, [16]) sowie lineare morphometrische Zusammenhänge des intakten distalen Radius (5.1.2, [18]) untersucht. Zuletzt erfolgte die erstmalige Anwendung von Statistischen 3D Modellen zur Analyse der dreidimensionalen Anatomie des distalen Radius (5.1.3, [18]).

Die Hauptlimitation der beiden ersten Studien (5.1.1, [16]; 5.1.2 [18]) ist die Datenerhebung anhand von konventionellen Röntgenbildern. Da es sich um die subtrahierte, zweidimensionale Darstellung einer komplexen, dreidimensionalen Struktur handelt, besteht hier eine einstellungsabhängige Fehleranfälligkeit. Um den daraus resultierenden Messfehler zu minimieren, wurden nur orthograde Bilder eingeschlossen [119]. Darüber hinaus erfolgte die Bildauswertung durch zwei Untersucher im Konsensus.

6.1.1 Radiologische Bestimmung der distalen Frakturlinie der dorsal-verkippten distalen Radiusfraktur in-vivo [16]

Eine weitere mögliche Schwäche dieser Studie war, dass nur die distale Frakturlinie im seitlichen Strahlengang vermessen werden konnte. Aufgrund der dorsalen, metaphysären Trümmerzone konnte keine Aussage über die distoproximale Ausdehnung der dorsalen Trümmerzone getroffen werden. Aufgrund der Dorsal- und Radialverkipfung des Frakturfragments konnte keine valide Aussage über den a.p. Frakturverlauf getroffen werden.

Eine Stärke dieser Studie war die hohe Fallzahl. Darüber hinaus waren die am häufigsten verwendeten frakturassoziierten Messwerte, u.a. radiale und volare Inklination sowie Ulnarvorschub im Bereich von früheren Studien [30, 61]. Allerdings war die Frakturschwere, gemessen anhand der AO-Klassifikation, schwerer als in einer Studie von Mackenney et al. [121] an 4024 distalen Radiusfrakturen (23-A = 34,4%, 23-C = 65,6% vs. 23-A = 54,5%, 23-C = 45,5% (Werte wurden für die fehlenden AO 23-B korrigiert)).

In der hier vorgestellten Studie konnte gezeigt werden, dass die Fraktur schräg von volar proximal nach dorsal distal verlief. Jedoch zeigte sich keine Korrelation zwischen der dorsalen und volaren Frakturlokalisierung. Das heißt, es konnte keine einheitliche Orientierung der Frakturlinie gezeigt werden. Der Unfallmechanismus und die Frakturkomplexität hatten keinen Einfluss auf die Frakturlinie. Entsprechend könnte die hier identifizierte distale Frakturlinie die distale Grenze der

Knochenregion im distalen Radius darstellen, die entweder am schwächsten ist oder auf die die höchsten Kräfte bei einem Sturz wirken.

Dies hat weitreichende Implikationen für biomechanische Frakturmodelle und die Osteoporosediagnostik. Die am häufigsten verwendeten biomechanischen Frakturmodelle am distalen Radius simulieren die Fraktur durch Exzision eines Keils 20mm proximal der Gelenkfläche [50, 98, 211]. Basierend auf den hier präsentierten Ergebnissen sollte diese Frakturlokalisierung weiter nach distal verschoben werden. Im Rahmen der Osteoporosediagnostik mittels hochauflösender, peripherer, quantitativer Computer Tomographie (HR-pQCT; (XtremeCT, ScancoMedicalAG, Switzerland) [28, 159] wird die Messung 9,5mm proximal des tiefsten Punktes der radialen Gelenkfläche begonnen. Hier sollten weitere Studien den Einfluss der Scan-Region auf die Vorhersagekraft der Bruchlast durchgeführt werden.

6.1.2 Lineare, geometrische Zusammenhänge zwischen der Radiuslänge und dessen maximaler distalen Breite [18]

Neben den oben genannten allgemeinen radiologischen Limitationen, könnten die hier angewandten zwei verschiedenen Messmethoden eine Einschränkung darstellen. Allerdings konnte Brogdon [32] eine Vergleichbarkeit von Längenmessungen in pa-Röntgenbilder und ex-vitro Messungen zeigen. Darüber hinaus ergab eine gepoolte Datenanalyse [18, 91, 136] von publizierten Arbeiten aus Europa und Nordamerika vergleichbare Werte für die mittlere Radiuslänge und -breite für Männer von $25,5 \pm 1,4$ cm / $3,5 \pm 0,3$ cm und für Frauen von $22,5 \pm 1,3$ cm / $3,0 \pm 0,2$ cm. Eine dritte Limitation dieser Studie, welche die gering variierenden Ergebnisse erklären könnte, war der signifikante Altersunterschied zwischen den beiden Studienpopulationen ((A): 38 ± 14 Jahre; (B): 79 ± 10 Jahre).

In der hier diskutierten Arbeit konnte erstmals, basierend auf zwei verschiedenen Kohorten, eine gute Korrelation ($r_{(A)}=0,9753$ / $r_{(B)}=0,9621$) zwischen der maximalen distalen Radiusbreite und der gesamten Radiuslänge gezeigt werden. Dabei hatte das Geschlecht einen signifikanten Einfluss ($p_{(A)} < 0,9005$ / $p_{(B)} < 0,9001$) auf die Ergebnisse. Entsprechend scheint es neben einer Korrelation zwischen Röhrenknochen und Geschlecht/Körpergröße auch eine morphologische Korrelation innerhalb der einzelnen Knochen zu geben. Diese knocheninhärente, morphologische Korrelation kann bei der Identifikation von Knochenfundstücken sowie der Entwicklung von neuen Osteosyntheseverfahren von Bedeutung sein.

6.1.3 Untersuchung der CT-Morphometrie des intakten distalen Radius mittels statistischer 3D-Formmodelle [17]

In dieser Studie wurden erstmals Statistische 3D Modelle aus großen klinischen CT-Datensätzen des distalen Radius erstellt. Basierend auf diesen Modellen konnten idente Schnittebenen in den einzelnen CT-Datensätzen definiert und analysiert werden. Die kumulative Klassifikationsgenauigkeit betrug 80%. Auch wenn frühere Studien angaben, die dreidimensionale

Anatomie des distalen Radius zu analysieren [74, 146], erfolgte dies schlussendlich an einzelnen zweidimensionalen Schnitten. Entsprechend ist dies die erste Studie, die tatsächlich die dreidimensionale anatomische Varianz des distalen Radius untersuchte.

Eine Limitation dieser Arbeit stellt die retrospektive Identifikation der CT-Datensätze dar. Darüber hinaus handelte es sich um kein asymptomatisches Kollektiv. Allerdings ist die prospektive Datensatzerhebung an asymptomatischen Probanden aufgrund der Strahlenbelastung als ethisch kritisch zu bewerten. Bei dem hier eingeschlossenen Kollektiv konnten keine strukturellen Veränderungen des distalen Radius nachgewiesen werden und die Selektion war willkürlich.

Eine Einschränkung in der Dateninterpretation war die fehlende Information zur dominanten Hand der Patienten. Aufgrund der funktionellen Adaptation von Knochen auf Stress [68], könnte dies den Unterschied zwischen der Anzahl der Modi von linken und rechten Radii in dem hier vorgestellten Kollektiv erklären. Trotz der unterschiedlichen Modi, also einer unterschiedlichen Varianz innerhalb der Radii, konnten in den anderen erhobenen Parametern keine Seitenunterschiede identifiziert werden. Dies könnte in Teilen die Klassifikationsgenauigkeit von lediglich 80% erklären. Ruiz Mediavilla et al. [173] konnten in einem Kollektiv aus 127 Radii signifikante Seitenunterschiede zeigen. Darüber beschrieben sie, basierend auf Volumenmessungen, eine höhere geschlechtsspezifische Klassifikationsgenauigkeit für rechte (95,5%) und linke (88,5%) Radii. Gründe hierfür könnten eine homogenere Studiengruppe oder die größere Fallzahl sein.

Trotz dieser Einschränkungen konnten wir zeigen, dass Statistische 3D Modelle effizient an großen klinischen CT-Datensätze erstellt und analysiert werden können. Die erhobenen morphometrischen Parameter der Statistischen 3D Modelle stimmten gut mit den Mittelwerten ± 1 SD der anhand der Schnittebenen erhobenen Parameter überein. Darüber hinaus waren diese (maximale Radiusbreite und -tiefe) vergleichbar zu vorangegangenen Arbeiten [13, 18], u.a. unserer Studie zu den geometrischen Zusammenhängen zwischen der Radiuslänge und dessen maximaler distalen Breite (ad. 5.1.2 [18]). Auch die hier beschriebenen geschlechtsspezifischen Größenunterschiede der Radii entsprechen den Ergebnissen vorangegangener Arbeiten [146, 173]. Fast alle erhobenen morphometrischen Parameter variierten zwischen den einzelnen Schnittebenen. Aber die einzelnen Schnittebenen wiesen im Mittel nur einen Abstand von $3,5 \pm 0,6$ mm auf. Dies verdeutlicht eindrücklich die Relevanz von identen Schnittebenen. Händisch rekonstruierte Schnittebenen an nicht ident ausgerichteten Datensätzen führen zu geringen Unterschieden zwischen den Schnitten. Dies hat allerdings einen maßgeblichen Einfluss auf die erhobenen Messwerte.

Nachdem gezeigt werden konnte, dass Statistische 3D Modelle des gesamten distalen Radius anhand von großen klinischen CT-Datensätzen erstellt werden können, sollten zukünftige Studien spezifische anatomische Strukturen des distalen Radius untersuchen. Eine detaillierte Analyse, z.B. der volaren Fläche, könnte relevante Informationen für das Design von volaren Platten haben.

6.2 Biomechanische Untersuchungen am distalen Radius

Das Ziel dieses Themenblocks innerhalb der Habilitation war zum einen die Entwicklung eines best-evidence biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO-23 A3), zum anderen dessen Anwendung zur Verfahrensoptimierung der volaren Plattenosteosynthese mit dem Ziel der Reduktion von Strecksehenschäden. Im Folgenden sollen zuerst allgemeine Limitationen der biomechanischen Studien und anschließend die studienspezifischen Limitationen diskutiert werden.

6.2.1 *Allgemeine Limitation der biomechanischen Studien*

Der primäre Nachteil aller biomechanischen Studien an isolierten Knochen ist die Simplifizierung der in-vivo Situation. Im Rahmen der hier präsentierten Arbeiten wird isoliert der distale Radius betrachtet. Weder die ulnare Säule (Ulna und triangulärer fibrocartilaginärer Komplex), noch die Karpalknochen oder Muskelzüge wurden simuliert. Auch wenn diese Simplifizierung eine Einschränkung ist, erlaubt sie die Reduktion von möglichen Einflussfaktoren und damit die Beantwortung einer spezifischen Fragestellung [15, 25, 131].

Die primär axiale Krafteinleitung und der Hauptzielparameter Versagenslast waren weitere Limitationen aller Prüfungsanordnungen. Alternative Belastungsprotokolle, wie z.B. zyklische Belastung (Ermüdung), Torsion oder Biegung, wurden nicht getestet. Vor allem bei der Ermüdungstestung sehen wir Limitationen. Die deutlich längere Testdauer erhöht das Risiko der Dehydratation der Prüfstücke und damit eine mögliche Änderung deren biomechanischer Eigenschaften [36]. Darüber hinaus orientiert sich die Zyklenanzahl bei Ermüdungsversuchen meistens an der kumulativen Belastung im Rahmen der Rehabilitation (üblicherweise 6 Wochen). Jedoch verändert die zunehmende Frakturkonsolidation die biomechanischen Eigenschaften innerhalb des Prüfstücks signifikant. Dies kann aber nicht simuliert werden. Entsprechend erschien uns ein zyklisches Belastungsprotokoll nur eingeschränkt aussagekräftig. Isolierte Torsions- und/oder Biegeversuche verlängern wiederum die Testdauer. Darüber hinaus konnte die Arbeit 5.2.1.3 zeigen, dass das hier im späteren propagierten Frakturmodell kombiniert unter axialer Belastung und Biegemomenten getestet.

Eine weitere Limitation bei den hier angewandten Prüfungsanordnungen stellt die Messung der Verschiebung (Kraft-Weg-Diagramm) dar. Der zurückgelegte Weg wurde direkt über den Stellantrieb der Prüfmaschine gemessen. Dieser muss aber nicht unbedingt der eigentlichen Fragmentdislokation entsprechen. Allerdings kann in Anbetracht der höheren Steifigkeit des Knochens im Vergleich zu der verwendeten Platte, in Kombination mit dem relativ kurzen distalen Hebelarm, davon ausgegangen werden, dass die gemessene Verschiebung primär im Bereich der Fraktur stattfand.

Eine letzte mögliche Einschränkung stellt die fehlende Standardisierung der Plattenlage dar. Aufgrund der Heterogenität der volaren Fläche sowie der Verwendung von anatomisch vorkonfektionierten Platten war dies nicht sinnvoll möglich. Allerdings erfolgte die Plattenpositionierung in allen Studien durch denselben Prüfer. Darüber hinaus zeigten alle Kraft-

Weg-Diagramme einen ähnlichen Verlauf. Dies spricht sowohl für eine vergleichbare Plattenlage zwischen den Prüfstücken als auch für die Reproduzierbarkeit der Methodik.

6.2.2 Entwicklung eines best-evidence biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)

Im Folgenden sollten die spezifischen Limitationen der unter 5.2.1 beschriebenen Arbeiten diskutiert werden. Als Synopse aus diesen Arbeiten wird ein biomechanisches Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3) vorgeschlagen.

6.2.2.1 Lastachse (Punkt 5.2.1.1, [20])

Basierend auf einer Literaturrecherche, Vortests und finalen biomechanischen Bruchtests, konnte gezeigt werden, dass eine 2-5° nach dorsal und gering radial versetzte Krafteinleitung in 20 von 21 Prüfstücken eine extraartikuläre distale Radiusfraktur (AO 23-A2) erzeugen konnte.

Trotz der hohen Reproduzierbarkeit an identen Frakturen müssen einige Limitationen diskutiert werden. Formalinfixierung der Radii könnte zu einer Veränderung deren biomechanischen Eigenschaften geführt haben. Aber vorangegangene Studien konnten zeigen, dass die Prüfstückfixierung mittels Formaldehyd keinen signifikanten Einfluss auf die biomechanischen Knocheneigenschaften [24, 56, 129, 181, 206] hat. Eine weitere Einschränkung stellt das Einbettungsverfahren dar. Dabei wurde der distale Radius sehr oberflächlich eingebettet. Dies führte wahrscheinlich zu der Lockerung der distalen Einbettung bei drei Prüfstücken. Zudem zeigte sich eine mögliche Interferenz zwischen dem Einbettungsmaterial im Bereich des dorsalen und volaren Kortex sowie der Frakturlinie (Abb. 15). Allerdings lag die hier generierte Frakturlinie ($11,0 \pm 3,6$ mm) im Bereich der klinisch ermittelten distalsten Frakturlinie (dorsal $7,9 \pm 2,7$ mm, volar $11,7 \pm 3,9$ mm) [16]. Insgesamt sind die aus dem Einbettungsverfahren resultierenden Limitationen, im Vergleich zu vorangegangenen Arbeiten, eher gering. Muller et al. [139] verwendeten ein ähnliches Verfahren und musste 13 von 38 Radii ausschließen, u.a. aufgrund von Fehlern in der Prüfanordnung und Frakturen im Bereich des Radiuschaftes.

Trotz der oben beschriebenen Limitationen konnten mit dem hier angewandten, hochkontrolliertem Setup reproduzierbare Frakturmuster der extraartikulären distalen Radiusfrakturen in der klinisch relevanten Lokalisation erzielt werden. Darüber hinaus war die hier beobachtete mittlere Versagenslast (3802 ± 1923 N) vergleichbar zu früheren Studien [8, 139, 141]. Aufgrund dieser Faktoren glauben wir, dass die hier gewählte Lasteinleitung repräsentativ für ein biomechanisches Frakturmodell der distalen extraartikulären Radiusfraktur (AO 23-A3) ist.

In zukünftigen Studien sollte das distale Einbettungsverfahren verbessert werden. Eine Möglichkeit wäre, ein Positiv der radiocarpalen Gelenkfläche zur Krafteinleitung zu verwenden. Damit würde eine mögliche Interferenz zwischen dem Einbettungsmaterial und der Frakturlinie vermeiden werden.

6.2.2.2 Osteotomielokalisation (Punkt 5.2.1.2, [15])

Diese Arbeit konnte zeigen, dass die Lokalisation der Osteotomie einen signifikanten Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Prüfanordnung hat. Dies lässt sich am ehestens durch die veränderten Hebelarme innerhalb des Modells erklären. Die in der Literatur am häufigsten verwendete Lokalisation (20mm proximal der Gelenkfläche [25, 98, 113, 114, 165, 185], Gruppe 1) liegt deutlich proximaler als die hier adaptierte distale in-vivo Frakturlinie (dorsal 8mm – und volar 12mm proximal des Apex der Fossa lunata [16], Gruppe 2). Der daraus resultierende, größere distale Hebelarm in Gruppe 1 könnte die niedrigeren Maximallastwerte erklären (860 ± 232 N vs. 1250 ± 341 N; $p=0,001$).

Insgesamt einschränkend muss erwähnt werden, dass es sich bei einer Osteotomie um die Simulation eines Frakturmodells und nicht um eine Fraktur handelt. Auch wenn die Frakturlokalisation der Gruppe 2 eher der klinischen Situation entspricht, treten in-vivo verschiedenste Frakturmodellen auf. Entsprechend handelt es sich auch hier nur um eine Annäherung an die in-vivo Situation. Trotzdem konnte in der unter 5.1.1 dargestellten Arbeit gezeigt werden, dass weder das Patientenalter, die Sturzursache noch die Frakturkomplexität einen Einfluss auf die distale Frakturlinie haben [20]. Dies spricht zumindest für eine gewisse Robustheit der in Gruppe 2 gewählten distalen Frakturlinie.

Die hier verwendete Prüfungsanordnung sowie die Verwendung von frischen humanen Radii sind Stärken dieser Studie. Das Setup beinhaltet die unter 5.2.1.1 identifizierte Lasteinleitung [20] sowie die oben diskutierte Adaptation der distalen Einbettung (Positiv der radiocarpalen Gelenkfläche). Ein zusätzliches Indiz für die Reliabilität des prinzipiellen Setups ist, dass die maximale Versagenslast der Gruppe 1 (Etabliertes Modell) vergleichbar zur vorangegangenen Studien [101, 104, 105] war. Immer wieder finden synthetische Radii Anwendung in biomechanischen Studien [46, 47, 75, 205, 207]. Ob diese ein adäquates Surrogat für frische humane Knochen darstellen muss kritisch diskutiert werden. Im Rahmen einer Vorstudie mit derselben Prüfungsanordnung an synthetischen Radii (large left radius #1027, Sawbone, Sweden) wurden signifikant unterschiedliche Ergebnisse zu der Testung an frischen Radii gezeigt. Entsprechend sehen wir aktuell noch die Verwendung von frischen humanen Radii als Goldstandard. Autoren zukünftiger Studien müssen die biomechanischen Eigenschaften der verwendeten synthetischen Knochen auf ihre Vergleichbarkeit zu frischen humanen Knochen prüfen.

Aufgrund der signifikant unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften der beiden untersuchten Osteotomielokalisationen, sollte die hier vorgeschlagene, der in-vivo Situation näherliegende Lokalisation, in zukünftigen Studien verwendet werden. Nur durch eine Standardisierung des Frakturmodells lassen sich reproduzierbare und unter den Studien vergleichbare Ergebnisse erzielen.

6.2.2.3 Freiheitsgrade (Punkt 5.2.1.2, [189])

Als letzte relevante Randbedingung wurde der Einfluss der Freiheitsgrade innerhalb des Modells auf die biomechanischen Zielparameter untersucht. In den publizierten biomechanischen

Frakturmodellen variieren die Freiheitsgrade stark [25, 47, 96, 114, 128, 183, 205]). Dies findet in den entsprechenden Diskussionen aber kaum Erwähnung [75, 166, 167]. Im Rahmen unserer Arbeit konnte allerdings gezeigt werden, dass die Freiheitsgrade innerhalb des Frakturmodells einen signifikanten Einfluss auf nahezu alle gemessenen Parameter hatten.

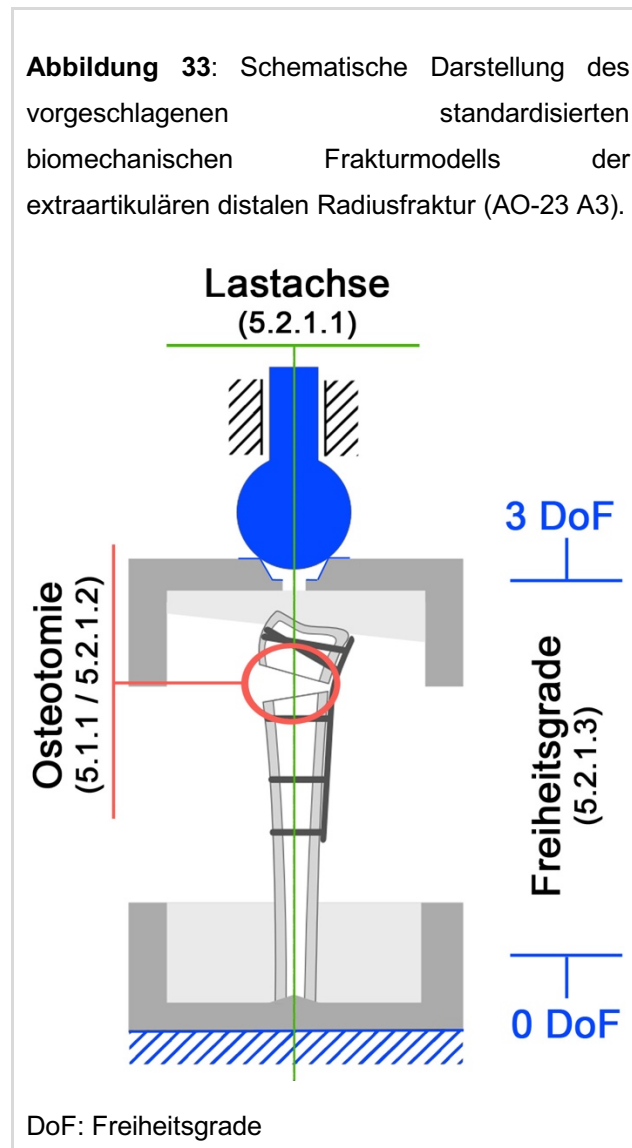
Dies ist am ehesten durch die veränderten Reaktionskräfte und Biegemomente innerhalb des Setups zu erklären. In Gruppe A waren die Prüfstücke einer axialen Belastung sowie Scher- und Biegekräften bei nahezu konstantem Hebelarm ausgesetzt. In Gruppe B wirkten eine axiale Belastung sowie progrediente Biegekräfte. Diese kamen durch die Größenzunahme des Hebelarms aufgrund der Ausweichbewegungen des proximalen Radius auf dem Linearlager zustande. Daher war die in Gruppe B notwendige Kraft zur Verformung des Prüfstückes geringer und das Kraft-Weg-Diagramm deutlich flacher (Abb. 19.A). Ob es zu entsprechend großen Ausweichbewegungen in-vivo kommt ist fraglich. Auch wenn das radio-humorale Gelenk eine gewisse Gleitbewegung zulässt, ist diese sicher signifikant geringer als die hier durch das Linearlager simulierte. Der aus den proximalen radialen Ausgleichbewegungen resultierende progrediente Hebelarm führte konsekutiv zu einer deutlichen Reduktion der Maximalkraft (201 ± 49 N). Diese Werte unterschreiten die im Rahmen der Rehabilitation auftretenden Kräfte von 250N [97, 101, 168]. In-vivo würde dies in hohen Raten an sekundären Dislokationen resultieren, die so nicht beschrieben sind.

Eine weitere Limitation stellt die Verwendung von synthetischen Radii (#3407, Sawbones, Washington, USA) dar. Wie oben beschrieben, ergaben Vortests im Projekt 5.2.1.2 an einem anderen Kunstknochenmodell (#1027, Sawbone, Sweden) signifikant unterschiedliche Ergebnisse im Vergleich zu den humanen Daten. Allerdings handelte es sich bei den jetzt (5.2.1.3) verwendeten Kunstknochen um spezifisch für biomechanische Tests entwickelte Modelle. Diese zeichnen sich durch eine deutlich höhere Steifigkeit als die in Studie 5.2.1.2 verwendeten #1027 Kunstknochen aus. Darüber hinaus liegen die hier beobachteten biomechanischen Zielparameter im Bereich publizierter Daten an humanen Knochen. Die Steifigkeit / Maximallast in Gruppe A betrug 672 ± 119 N/mm / 505 ± 142 N verglichen zu 448-500 N/mm / 641-1047 N [25, 195], in Gruppe B 256 ± 49 N/mm / 201 ± 49 N verglichen zu 105-319 N/mm / 202-278 N [75, 166, 167].

Das Ziel der in Gruppe 2 angewandten Prüfanordnung war die Elimination der Scherkräfte innerhalb des Frakturmodells. Wie in Abbildung 19.b gezeigt, konnten durch das Linearlager nahezu alle Scherkräfte eliminiert werden. Dies spricht für die prinzipielle Validität des Prüfaufbaus. Eine weitere interessante Beobachtung war, dass die in Gruppe A gemessenen Scherkräfte im Mittel 48N betragen. Dies entspricht der üblicherweise angewendeten Last von 50N in publizierten Biegeprüfungen [47, 131, 205]. Entsprechend wurden die Prüfstücke in Gruppe A unter kombinierten Lastbedingungen, also axiale Kompression und Biegung, getestet. Basierend auf den Prüfungsergebnissen sowie der Diskussion, sind die Autoren dieser Studie überzeugt, dass ein proximal fixiertes und distal frei rotierbares biomechanisches Frakturmodell die in-vivo Situation am besten widerspiegelt.

6.2.2.4 Synopse

Als Synopse aus den Vorarbeiten, wird die in Abbildung 33 dargestellte Prüfanordnung als standardisiertes biomechanisches Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3) vorgeschlagen.



Die Lasteinleitung sollte distal 2-5° nach dorsal und gering radial versetzt, proximal zentral im Knochenkanal erfolgen [20]. Die dorsale Trümmerzone sollte durch eine nach dorsal geöffnete Keilosteotomie, disto-dorsal 8 mm – und disto-volar 12 mm proximal des Apex der Fossa lunata [16] beginnend, simuliert werden [15]. Innerhalb des Frakturmodells sollte das Prüfstück proximal fixiert und distal frei rotierbar sein [189]. Die Rationale hinter diesen Parametern wurde oben ausführlich diskutiert. Die Reproduzierbarkeit des Modells ist noch zu prüfen. Dazu verglichen wir in Tabelle 7 die modellrelevanten Ergebnisse der hier präsentierten drei Arbeiten [19, 187, 189]

Tabelle 7: Vergleich der biomechanisch relevanten Parameter zwischen den Studien, die das standardisierte biomechanische Setup angewendet haben.

Studie	5.2.1.3 [189]	5.2.2.1 [19]		5.2.2.2 [187]
Spec.	10 synth. Radii	9 Paar fresh frozen		9 Paar fresh frozen
Schraubenart	Standard	Standard	Standard	Standard
Schraubenlänge	100%	100%	75%	75%
Alter	n.a.	86±11		71±8
% weiblich	n.a.	44		33
Steifigkeit [N(mm)]	672±119	706±103	661±124	833±160
Elastizitätsgrenze [N]	186±24	177±26	167±36	205±42
Maximallast	505±143	493±139	471±150	632±273
Distale Verkippung [°]	5,1±1,3	7,3±0,7	7,1±1,3	5,7±1,3

Die Ergebnisse der in Tabelle 7 dargestellten Arbeiten wurden, unter Verwendung der Rohdaten, statistisch mittels einer ANOVA (Bonferroni post hoc test) untereinander verglichen. Dabei zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Arbeiten für die Steifigkeit ($p=0,904$) und der distalen Verkippung ($p=0,9002$). Die Subgruppenanalyse der Steifigkeit ergab keine signifikanten Unterschiede. Für die distale Verkippung ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen 5.2.1.3 [189] und 5.2.2.1 (100% Schraubenlänge: $p=0,9012$; 75% Schraubenlänge: $p=0,9022$) [19], sowie zwischen 5.2.2.1 (100% Schraubenlänge) [19] und Punkt 5.2.2.2 (75% Schraubenlänge; $p=0,9045$) [187]. Entsprechend der zu erwartenden Varianz innerhalb humaner Prüfstücke sprechen die Ergebnisse der ANOVA für eine hohe Reproduzierbarkeit des biomechanischen Frakturmodells.

6.2.3 Reduktion der Strecksehnenirritationen im Rahmen der volaren Plattenosteosynthese im biomechanischen Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO 23-A3)

Strecksehnenirritationen beziehungsweise –rupturen machen einen Großteil [6, 22, 102] der bis zu 18% beschriebenen Komplikationsrate aus. Das Ziel der o.g. Studien war die Modifikation der bestehenden winkelstabilen Plattenosteosynthese zur Elimination der Ursachen für sekundären (dorso-distalen Schraubenüberstand; 5.2.2.1 [19]) und primären Strecksehnenpathologien (überlanges Bohren; 5.2.2.2, [187]) [7, 23, 51].

Beide Arbeiten basierten auf dem unter 5.2.1 entwickeltem, standardisiertem biomechanischen Frakturmodell (AO 23-A3). Die modell-inhärenten Limitationen und Stärken wurden unter 6.2 ausführlich diskutiert. Darüber hinaus wurde auch in diesen Arbeiten die Machbarkeit des modifizierten Osteosyntheseverfahrens nur für einen Frakturtyp (A-23 A3) evaluiert. Ob dieses Konzept auch auf weitere Frakturarten übertragen werden kann, müssen Folgestudien zeigen.

Die Länge der Schrauben in den beiden distalen Schraubenreihen der volaren Osteosyntheseplatte (Schraubenfläche und Hebelarm) hat einen Einfluss auf das Schrauben-Knochen- und Schrauben-Platten-Interface sowie auf die Kräfte, die auf die Platte wirkenden. Das primäre Zielkriterium aller unserer biomechanischen Untersuchungen war die maximale Versagenslast. Entsprechend der Kraft-Weg-Diagramme kam es zu einer plastischen Verformung innerhalb des Knochen-Osteosynthese-Konstrukts. Eine Limitation dieser Studien war, dass eine detaillierte Versagensanalyse nicht durchgeführt wurde, beziehungsweise nicht durchgeführt werden konnte. Entsprechend kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob das Schrauben-Knochen-Interface, das Schrauben-Platten-Interface oder die Platte selber versagt haben. Allerdings wurde der Surrogatparameter der plastischen Verformung im Sinne der finalen Verkippung des distalen Containers mit dem Motion Tracking System gemessen. Frühere Studien haben die Verschiebung im Frakturspalt [47] oder entlang der Schaftachse [165] als Marker der plastischen Verformung verwendet. Beide Ansätze zeigen eine starke Abhängigkeit von der Geometrie des Prüfstücks. Entsprechend ist die hier verwendete Technik als Stärke der Studie anzusehen.

6.2.3.1 Primärstabilität 100% vs. 75% distale Schraubenlänge (Punkt 5.2.2.1, [19])

Diese Studie konnte zeigen, dass es keinen signifikanten biomechanischen Unterschied in der Primärstabilität zwischen 100% und 75% Schraubenlänge in der distalen Reihe der volaren Osteosyntheseplatte gibt. Entsprechend kann davon ausgegangen werden, dass eine 75% dorso-volare Schraubenlänge eine ausreichende Primärstabilität gewährleistet.

Diese Ergebnisse decken sich mit zwei vorangegangenen Arbeiten [72, 205]. Greenberg et al. [72] verglichen drei unterschiedliche distale Schraubenlängen in je drei humanen Radii. Allerdings schränkt die sehr kleine Fallzahl die Aussagekraft dieser Studie erheblich ein. In der zweiten Studie verglichen Wall et al. [205] drei distale Schraubenlängen in synthetischen Radii (#1027-130,

Sawbone; Pacific Laboratories Inc., Vashon, WA). Limitationen dieser Studie sind das nicht validierte Frakturmodell sowie die verwendeten Kunstknochen.

Ein mögliches weiteres Gütekriterium dieser Arbeit ist, dass die hier beobachtete mittlere Maximallast vergleichbar zu vorangegangenen Studien war, die eine ähnliche Prüfanordnung verwendet haben [25, 132]. Darüber hinaus lag in beiden Gruppen die Maximallast (493 ± 139 N / 471 ± 149 N) über 250N, was üblicherweise als Maximallast im Rahmen der Rehabilitation angesehen wird [101, 149, 168].

Häufig wird intraoperativ eine nahezu bikortikale Schraubenlänge (entspricht hier 100%) angestrebt. Durch Messfehler und die konsekutive Verwendung von zu langen Schrauben kommt es zu einem dorsalen Schraubenüberstand. Dieser wiederum kann zu Strecksehnenirritationen führen (sekundärer Strecksehnen Schaden) [7, 23, 51, 157]. Dass die oben beschriebene Inzidenz von Strecksehnenpathologien nach volarer Plattenosteosynthese die Inzidenz von dorsal überstehenden Schrauben womöglich deutlich unterschätzt, zeigt die Studie von Sügün et al. [186]. Diese untersuchten sonographisch den distodorsalen Kortex von 46 Patienten nach volarer Plattenosteosynthese. Dabei überragten 59 von 230 distalen Schrauben (26%) den dorsalen Kortex. Allerdings resultierte dies bei nur 14 Schrauben (24%) in einer symptomatischen Extensorentendosynovialitis.

Da die Verwendung von nahezu bikortikalen Schrauben (100%) biomechanisch keinen Vorteil in der Primärstabilität zu bringen scheint, aber das Risiko eines Messfehlers und damit eines dorsalen Schraubenüberstands sehr hoch ist, empfehlen wir, die distalen Schrauben konsequent 4mm kürzer als gemessen zu verwenden. Weiter Studien müssen sowohl die Anwendbarkeit dieses Modell in-vivo als auch die daraus reduzierte Zahl an Strecksehnenpathologien nachweisen.

6.2.3.2 Machbarkeitsstudie selbstbohrende- und selbstschneidende Schrauben (Punkt 5.2.2.2, [187])

Bei der unter 5.2.2.2 präsentierten Studie handelt es sich um eine erste Machbarkeitsstudie zur Verwendung von polyaxialen, winkelstabilen, selbstbohrenden und –schneidenden Schrauben (Speed-Tip) im Rahmen der volaren Plattenosteosynthese bei extraartikulären, distalen Radiusfrakturen (AO 23-A3). Dabei konnte gezeigt werden, dass die Länge der distalen Schrauben, bei definierter Schraubenorientierung und Anwendung des „sicheren Schraubenkorridors (75-100%)“, präoperativ anhand der Radiusbreite bestimmt werden kann. Darüber hinaus ergab die biomechanische Testung eine vergleichbare Primärstabilität der Speed-Tip Schrauben im Vergleich zu den Standard polyaxial winkelstabilen Schrauben. Insgesamt zeigten die Speed-Tip Schrauben sogar einen nicht signifikanten Trend zu einer höheren Primärstabilität (Power: Cohen $d=0,58$) [44]. Dieser Trend einer höheren Ausreißkraft von selbstbohrenden Schrauben konnten auch andere Studien zeigen [76, 134, 162].

Die allgemeinen Stärken und Schwächen des biomechanischen Versuchs wurden bereits hinlänglich diskutiert. Wie in 6.2.3.1, entsprach auch hier die beobachtete Steifigkeit und Maximallast der aktuellen Literatur mit Werten zwischen 450N/mm bis 800N/m beziehungsweise 300N bis 1050N [15, 25, 131]. Auch hier überschritt die Maximallast 250N [38, 163].

Diskutiert werden müssen Einschränkungen bezüglich der präoperativen Schraubenlängenbestimmung anhand der distalen Radiusbreite. Erstens erfolgten die Berechnungen an einem relativ kleinen Kollektiv von gepaarten Radii mit homogenem ethnischen Hintergrund. Auch wenn die hier erhobene Radiusbreite im Rahmen von publizierten Werten lag [13, 18, 175], ist die hier beobachtete Streuung (30-40 mm) im Vergleich zu den unter 5.1.2 publizierten Werten (24-46 mm) [18] geringer. Eine Erklärung könnte das oben beschriebene Kollektiv sein. Entsprechend sollten die hier durchgeführten Messungen und statistischen Auswertungen noch an einem deutlich größerem, heterogenerem Kollektiv durchgeführt werden. Nur so können die hier gezeigte Machbarkeit bestätigt und gegebenenfalls valide Gruppen- und Schraubenlängenwerte definiert werden.

Zweitens stellt die Abhängigkeit zwischen Plattenlage und Schraubenlänge eine mögliche Limitation dar. Obwohl die meisten Hersteller die Plattenpositionierung gerade proximal der „Whatershed-line“ empfehlen, können sowohl anatomische Varianten als auch das Frakturmuster ein Abweichen von dieser Plattenpositionierung notwendig machen. Entsprechend wurde hier von einer fest definierten Plattenlage Abstand genommen. Daher berücksichtigen die hier präsentierten Daten zumindest in Teilen eine variierende Plattenlage.

Eine letzte praktische Limitation ist die Vermessung der Radiusbreite in der Fraktursituation. Im Rahmen dieser Studie wurde die Radiusbreite ipsilateral am nicht osteotomierten Radius gemessen. In der Fraktursituation könnte die Dislokation des distalen Fragments die Messung relevant beeinflussen. Diesen Effekt müssen zukünftige Studien untersuchen. Sollten sich hier signifikante Einschränkungen zeigen, besteht auch die Möglichkeit der kontralateralen Radiusbreitenbestimmung.

Insgesamt konnte im Rahmen dieser beiden Studien die Machbarkeit der präoperativen distalen Schraubenlängenbestimmung und damit die Anwendbarkeit von selbstbohrenden und selbstschneidenden Schrauben bei der volaren Plattenosteosynthese gezeigt werden. Weitere anatomische Studien müssen die finalen Gruppengrenzwerte sowie Schraubenlängen bestimmen. Schlussendlich muss sowohl die Anwendbarkeit dieses modifizierten Osteosyntheseverfahrens als auch die daraus resultierende Reduktion der Strecksehnenpathologien in klinischen Studien bewiesen werden.

6.3 FE-Modelle am distalen Radius

Über den Zeitraum, den dieses Habilitationsprojekt umfasst, kam es zu einer signifikanten Weiterentwicklung der FE-Modelle. Diese spiegelt sich in Teilen in den hier präsentierten Arbeiten (5.3.1 und 5.3.3) wieder. Unabhängig davon stellt die Balance zwischen der Implementation realistischer Knochenmaterialeigenschaften und der notwendigen Rechenleistung eine der größten Herausforderungen dar.

Die allgemeinen Stärken und Schwächen der biomechanischen Versuche, die hier als Validierungsgrundlage dienen, sind unter 6.2.1., 6.2.2.1 und 6.2.2.1 diskutiert. Studienübergreifende Schwächen und Stärken der hier präsentierten FE-Arbeiten werden im Folgenden besprochen, studienspezifische Limitationen weiter unten.

Bei den vorgestellten FE-Modellen handelt es sich, analog zu den biomechanischen Untersuchungen (5.2), aktuell immer noch um eine Simplifizierung der in-vivo Situation. Das Experiment und die FE-Analyse erfolgten an isolierten distalen Radii. Es erfolgte keine Simulation der angrenzenden Knochen oder des umgebenden Weichgewebes. Darüber hinaus wurde nur eine spezifische Lasteinleitung getestet. Allerdings konnte unter 5.2.1.3 [189] gezeigt werden, dass im Rahmen der hier verwendete Prüfanordnungen (6.2.2.4) die Prüfstücke kombiniert unter axialer Belastung und Biegung getestet werden. Ob weitere Lastbedingungen die Validität der FE-Modelle steigern, müssen zukünftige Studien zeigen. Es ist aber auch davon auszugehen, dass die bestehenden Modelle aufgrund des schnellen Wissenszuwachses und der Rechenleistungszunahme, bald entsprechend erweitert werden können. Eine weitere Einschränkung könnte der Scan der isolierten Radii gewesen sein. Denn das umgebende Weichgewebe sowie die Ulna könnten in-vivo einen Einfluss auf die Bildqualität haben. Um diesem Effekt in Teilen vorzubeugen, waren die Radii in der Scan-Kammer von Wasser umschlossen. Eine letzte Limitation der Studien 5.3.1 und 5.3.2 stellt die Verwendung von formalin-fixierten Radii dar. Es konnte gezeigt werden, dass Langzeitfixierung in Formaldehyd das Elastizitätsmodul aber nicht die Maximalkraft des kortikalen Knochens [144], sowie das „Signal-Rausch-Verhältnis“ beeinflusst [159]. Darüber hinaus führt diese Art der Fixierung zu vernachlässigbaren Veränderungen in der Knochenmineralzusammensetzung sowie der Knochendichte [27, 116]. Entsprechend sollte es das Bestreben aller weiteren Studien sein, gemäß der hier unter 5.3.3 präsentierten Studie die Experimente und numerischen Analysen an frischen humanen Radii durchzuführen.

Trotz dieser allgemeinen Limitationen zeigen sich auch systeminhärente Stärken der hier präsentierten Studien. Allen voran, die Validierung der FE-Modelle anhand der jeweiligen standardisierten biomechanischen Frakturmodelle. Ein Gütemaß für eine optimale Abstimmung zwischen den experimentellen und numerischen Versuchen ist die Korrelation des gewählten primären Zielparameters. In unseren Arbeiten zeigte sich eine hohe Korrelation der axialen Steifigkeit (5.3.1: $R^2=0,793$; 5.3.3: $R^2=0,816$) zwischen den biomechanischen Versuchen und den FE Modellen.

6.3.1 Entwicklung und Validierung eines FE-Modells des intakten Radius [198]

Im Rahmen dieser Arbeit konnte erstmals ein valides FE-Modell des intakten Radius, basierend auf einem standardisierten biomechanischen Frakturmodell (5.2.1.1) entwickelt werden. Eine spezifische Limitation dieser Arbeit ist, dass nur eine Schnittebene und nicht der gesamte Frakturverlauf zwischen den biomechanisch generierten Frakturen und den simulierten Frakturen verglichen wurde. Allerdings zeigte der Vergleich der zur Verfügung stehenden Schnittfläche eine hohe Korrelation. Auch die Interferenz der Frakturlinie mit dem Einbettungsmaterial konnte in der qualitativen Analyse der Frakturlinie im FE-Modell nachvollzogen werden. Eine weitere modellspezifische Limitation war die Geometrie der distalen Einbettung. Diese wurde im FE Modell simplifiziert (homogen, solide, perfekte Knochen-Zement-Bindung) modelliert. Entsprechend kann dies einen geringen Einfluss auf die Lasteinleitung gehabt haben.

Die in dieser Arbeit beobachtete Korrelation der Maximallast zwischen dem biomechanischen Versuch und FE-Modell ($R^2=0,874$) ist als Stärke zu werten. Sie war deutlich höher als in der einzigen, vergleichbaren Studie von Pistoia et al. [159] ($R^2=0,752$). Dies ist am ehesten auf die hier besser kontrollierten Randbedingungen, sowohl im biomechanischen- als auch im FE-Modell, zurückzuführen. Eine weitere Stärke war, dass das FE-Modell nicht nur anhand der biomechanischen Lastparameter, sondern auch anhand des visuellen Vergleichs der Frakturlinie validiert wurde.

Zusammengefasst gelang es der Arbeitsgruppe ein gut validiertes FE-Modell des intakten distalen Radius zu erstellen. Dieses sollte als Grundlage für weitere klinische Anwendungen, z.B. in der Osteoporosedagnostik oder als Basis für FE-Modelle des osteosynthetisch versorgten Radius dienen.

6.3.2 FE-Modell basierter Vergleich zweier HR-pQCT Scan-Lokalisation zur Vorhersage der Bruchlast des distalen Radius [200]

Im Rahmen dieser Arbeit fand das unter 5.3.1 entwickelte FE-Modell eine klinisch-orientierte Anwendung. Basierend auf dem oben beschriebenen FE-Modell (5.3.1) erfolgte der Vergleich der HR-pQCT Standard-Scan-Region (Herstellerangaben) zu einer weiter distal gelegeneren Sektion zur Osteoporosedagnostik. Die distale Region hatte dabei eine höhere Versagens-Vorhersagekraft als die vom Hersteller definierte Region.

Der Knochenmineralgehalt (BMC) zeigte die höchste Korrelation der erhobenen histomorphometrischen Knochenparameter zu der im Experiment festgestellten Bruchlast. Dies konnten auch schon frühere Studien zeigen [115, 159, 184]. Dies spricht dafür, dass die Knochenstruktur optimal für vorherrschenden Lastbedingungen ausgelegt ist (Wolff's Gesetz). Die in früheren Studien berichtete hohe Korrelation der Bruchlast zu geometrischen und dichte-basierenden Parametern des kortikalen Knochens [10, 139] wurde hier nicht beobachtet. Allerdings zeigte das FE-Modell eine moderat-bessere Korrelation zur Bruchlast als BMC.

Auch hier müssen studieninhärente Einschränkungen besprochen werden. Eine Limitation für die Translation in die in-vivo Osteoporosediagnostik könnten die fehlenden Bewegungsartefakte bei den HR-pQCT Messung an isolierten und fixierten Radii sein. Wie stark diese Bewegungsartefakte in-vivo sind und welchen Einfluss sie schlussendlich auf die Vorhersagekraft des FE-Modells haben, müssen weitere Studien zeigen. Die eingeschränkte Fallzahl stellt eine weitere mögliche Limitation dar. Auch wenn die Fallzahl im Rahmen von früheren FE-Publikationen liegt, schränkt diese den statistischen Vergleich der beiden Scan-Regionen ein. Schließlich ist die Berechnung der Knochendichte eine Limitation. Im Rahmen dieser Arbeit erfolgte sie anhand der HR-pQCT Datensätze (aBMD). Diese Berechnung unterscheidet sich von der Knochendichtebestimmung (BMD) in der DXA, dem derzeitigen klinischen Goldstandard. Allerdings konnte eine hohe Korrelation der beiden Knochendichtewerte gezeigt werden [33].

Trotz der oben beschriebenen Limitationen war die hier beschriebene Korrelation zwischen Bruchlast und FE-Modell ($R^2=0,962$) deutlich höher als in anderen publizierten Arbeiten [137, 160]. Eine weitere Stärke dieser Arbeit ist die hier beobachtete höhere Vorhersagekraft der Bruchlast anhand der distalen Sektion. Diese entsprechen den Ergebnissen von Mueller et al. [136, 137] sowie der unter 5.1.1. [16] identifizierten distalen Frakturlinie.

Zusammengefasst konnte diese Arbeit eine relevante klinische Anwendung unseres FE-Modells zeigen. Aufgrund der besseren Vorhersagekraft der Bruchlast in der distalen Scan-Region sollte diese für die Osteoporosediagnostik verwendet werden. Zukünftige Studien müssen den Vorteil dieser möglichen Veränderungen in der Osteoporosediagnostik nachweisen.

6.3.3 Entwicklung eines validierten FE-Modells der osteosynthetisch versorgten distalen Radiusfraktur (AO-23 A3) [188]

Fast fünf Jahre später wurde der Schritt vom intakten in die osteosynthetisch versorgte Situation gewagt. Entsprechend war das Ziel dieser Arbeit, ein validiertes FE-Modell des osteosynthetisch versorgten distalen Radius zu entwickeln. Neben der Modellentwicklung und Validierung anhand von biomechanischen Experimenten sollte der Einfluss der zu simulierenden Materialeigenschaften untersucht werden. Hier konnte gezeigt werden, dass die Güte (R^2 , verglichen zu den biomechanischen Arbeiten) der inhomogenen Modelle (IsoInhom, OrthoInhom) vergleichbar gut, die des homogenen Modells (IsoHom) deutlich schlechter war. Auch die Last auf den Schrauben variierte zwischen beiden Modellansätzen. Der hier beobachtete, signifikante Einfluss der Knocheninhomogenität im Modell konnte auch in weiteren Studien gezeigt werden [215]. Die Ergebnisse zum Einfluss der lokalen Knochenanisotropie sind in der Literatur heterogen [12, 49, 57, 176, 194]. Der hier beobachtete geringe Einfluss der Anisotropie könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Schraubenlasten einen integrativen, wenig sensitiven Parameter darstellen. Entsprechend erscheint die lokale Knochendichte (Inhomogenität) essentiell, die lokale Knochenanisotropie weniger relevant für FE-Modelle des osteosynthetisch versorgten Knochens. Insgesamt zeigt sich eine hohe Korrelation der axialen Steifigkeit zwischen den biomechanischen und FE-Modellen ($R^2=0,816$). Allerdings überschätzen die FE-Modelle die Steifigkeit um fast das Doppelte. Dies wurde auch in früheren Studien berichtet [99, 135]. Am ehesten ist dies auf die

rigide Simulation des Knochen-Schrauben-Interfaces zurückzuführen [31, 100]. Andere Arbeitsgruppen haben bereits versucht, differenziertere Modelle zu simulieren [99, 100, 122, 135]. Allerdings sind diese kaum validiert und deren Aussagekraft daher deutlich eingeschränkt. Eine letzte relevante Einschränkung stellt die isotrope Simulation des kortikalen Knochens dar. Da die kortikale Knochenanisotropie nicht zuverlässig gemessen werden kann (Dong and Guo, 2004), müssen zukünftige Studien den Einfluss dieses Parameters evaluieren.

Schlussendlich konnte im Rahmen dieser Arbeit das erste an einem großen Datensatz validierte, FE-Modell des osteosynthetisch versorgten distalen Radius präsentiert werden. Auch wenn viele Fragen bezüglich der besten Modellierung noch offenbleiben, haben diese Modelle das Potenzial, die Entwicklung von neuen Osteosyntheseverfahren signifikant voran zu treiben.

7 AUSBLICK

Das Ziel dieser kumulativen Habilitation war die Verbesserung der Behandlung der distalen Radiusfraktur, basierend auf anatomischen, biomechanischen und numerischen (FE-Modell) Studien.

Der erste Themenblock beschäftigte sich mit der Anatomie des intakten und frakturierten Radius. Es konnte ein linearer Zusammenhang der Radiusbreite und –tiefe gezeigt werden. Darüber hinaus wurde, basierend auf einem größeren klinischen CT-Datensatz, das erste Statistische 3D Modell des distalen Radius etabliert. Die Analyse des 3D Datensatzes war primär deskriptiv. Im Rahmen von zukünftigen Studien sollte der bestehende Datensatz zum einen auf verschiedene ethnische Gruppen ausgeweitet werden. Dies erlaubt, die hier beobachteten geometrischen Zusammenhänge weiter zu verifizieren. Zum anderen sollten spezifische Landmarken, z.B. die volare Fläche, numerisch ausgewertet werden. Diese konsekutive Varianzanalyse ermöglicht das Design von präziseren anatomischen volaren Osteosyntheseplatten. Diese wiederum erleichtern die anatomische Reposition des frakturierten Radius. Ob dies zu einer Verbesserung der klinischen Ergebnisse, v.a. der Beweglichkeit, führt, müssen sekundäre klinische Studien zeigen.

Die hier präsentierte Analyse der distalen Frakturlinie beschränkte sich auf den zweidimensionalen Frakturverlauf im seitlichen Röntgenbild. Zukünftige Studien sollten den Frakturverlauf dreidimensional, also an CT-Datensätzen, analysieren. Dies sollte separat für extra- und intraartikuläre Frakturen durchgeführt werden. Dadurch könnte der Frakturverlauf präzise beschrieben und mögliche konstante Frakturmuster identifiziert werden. Dieses Wissen kann bei der Entwicklung von neuen Osteosyntheseverfahren essentiell sein.

Im Rahmen des zweiten Themenblocks wurde zuerst ein standardisiertes biomechanisches Frakturmodell der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO-23-A3) entwickelt. Basierend darauf wurde biomechanisch die Möglichkeit einer Modifikation der volaren Plattenosteosynthese mit Speed-Tip Schrauben getestet.

Bei der Entwicklung des standardisierten Frakturmodells konnte auf die Ergebnisse der vorangegangenen radiologischen Studie zurückgegriffen werden. Dies verdeutlicht die Notwendigkeit des interdisziplinären Ansatzes in der heutigen medizinischen Wissenschaft. Sollte es gelingen das hier präsentierte biomechanische Frakturmodell für A-3 Frakturen zu etablieren, würde dies zu einer signifikanten Verbesserung von zukünftigen Studien untereinander führen. Darüber hinaus sollten die hier gewonnenen Erkenntnisse genutzt werden, ein Frakturmodell für komplexere Frakturmuster zu entwickeln.

Das hier entwickelte modifizierte Osteosyntheseverfahren mit Speed-Tip Schrauben basiert auf der präoperativen distalen Schraubenlängenbestimmung. Im Rahmen der hier vorgestellten Studie wurden Radiuscluster anhand eines kleineren und wenig diversen Datensatzes definiert. Weitere Studien müssen diesen Ansatz an einem großen Kollektiv von ethnischer Diversität reevaluierten. Mit den dann definierten Radiusclustern und Schraubenlängen müssen klinische Studien die

Machbarkeit der Methodik beweisen und schlussendlich eine Reduktion der primären und sekundären Strecksehnenpathologien belegen.

Der letzte Themenblock widmete sich, basierend auf den zuvor gewonnenen Daten in den radiologischen und biomechanischen Studien, der Entwicklung von FE-Modellen des intakten und osteosynthetisch-versorgen, frakturierten Radius.

Über die Dauer dieser Arbeiten kam es zu einer erheblichen Weiterentwicklung der Rechenleistung von Computern. Das wird uns ermöglichen, die Modellierung des intakten Radius auf das gesamte Handgelenk auszuweiten. Vermehrtes Interesse wird auch der Simulation von Osteosynthesen gewidmet sein. Die aktuell vorhandenen Rechenleistungen und die hier gezeigten Modelloptimierungsmöglichkeiten ermöglichen die Implementierung einer separaten Simulation der Grenzflächen, d.h. dem Knochen-Schrauben- und dem Schrauben-Platten-Interface. Dies wird eine Annäherung an die dort wirkenden Kräfte erlauben. Schlussendlich bildet dieses Detailwissen die Grundlage für die Optimierung bestehender und die Entwicklung neuer Osteosyntheseverfahren.

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Ağır I, AYTEKIN MN, KÜÇÜKDURMAZ F, GÖKHAN S, CAVUŞ UY: **Anatomical Localization of Lister's Tubercle and its Clinical and Surgical Importance.** In: *Open Orthop J.* vol. 8; 2014: 74-77.
2. Akhlaghi M, Sheikhezadi A, Ebrahimnia A, Hedayati M, Nazparvar B, Saberi Anary SH: **The value of radius bone in prediction of sex and height in the Iranian population.** In: *J Forensic Leg Med.* vol. 19; 2012: 219-222.
3. Al Khudairy A, Hirpara KM, Kelly IP, Quinlan JF: **Conservative treatment of the distal radius fracture using thermoplastic splint: pilot study results.** In: *Eur J Orthop Surg Traumatol.* vol. 23; 2013: 647-650.
4. Al-Rashid M, Theivendran K, Craigen MAC: **Delayed ruptures of the extensor tendon secondary to the use of volar locking compression plates for distal radial fractures.** In: *J Bone Joint Surg Br.* vol. 88; 2006: 1610-1612.
5. Aquilina P, Chamoli U, Parr WCH, Clausen PD, Wroe S: **Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle.** In: *Br J Oral Maxillofac Surg.* vol. 51; 2013: 326-331.
6. Arora R, Lutz M, Deml C, Krappinger D, Haug L, Gabl M: **A prospective randomized trial comparing nonoperative treatment with volar locking plate fixation for displaced and unstable distal radial fractures in patients sixty-five years of age and older.** In: *J Bone Joint Surg Am.* vol. 93; 2011: 2146-2153.
7. Arora R, Lutz M, Hennerbichler A, Krappinger D, Espen D, Gabl M: **Complications following internal fixation of unstable distal radius fracture with a palmar locking-plate.** In: *J Orthop Trauma.* vol. 21; 2007: 316-322.
8. Ashe MC, Khan KM, Kontulainen SA, Guy P, Liu D, Beck TJ, McKay HA: **Accuracy of pQCT for evaluating the aged human radius: an ashing, histomorphometry and failure load investigation.** In: *Osteoporos Int.* vol. 17; Springer-Verlag; 2006: 1241-1251.
9. Augat P, Fuerst T, Genant HK: **Quantitative bone mineral assessment at the forearm: a review.** In: *Osteoporos Int.* vol. 8; 1998: 299-310.
10. Augat P, Iida H, Jiang Y, Diao E, Genant HK: **Distal radius fractures: mechanisms of injury and strength prediction by bone mineral assessment.** In: *J Orthop Res.* vol. 16; Wiley Subscription Services, Inc., A Wiley Company; 1998: 629-635.
11. Augat P, Reeb H, Claes LE: **Prediction of fracture load at different skeletal sites by geometric properties of the cortical shell.** In: *J Bone Miner Metab.* vol. 11; 1996: 1356-1363.
12. Baca V, Horak Z, Mikulenka P, Dzupa V: **Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses.** In: *Med Eng Phys.* vol. 30; Elsevier; 2008: 924-930.
13. Barrier IL, L'Abbé EN: **Sex determination from the radius and ulna in a modern South African sample.** In: *Forensic Sci Int.* vol. 179; 2008: 85.e81-85.e87.

14. Baum T, Kutscher M, Müller D, Räth C, Eckstein F, Lochmüller E-M, Rummeny EJ, Link TM, Bauer JS: **Cortical and trabecular bone structure analysis at the distal radius-prediction of biomechanical strength by DXA and MRI.** In: *J Bone Miner Metab.* vol. 31; 2013: 212-221.
15. Baumbach S, Dall'Ara E, Weninger P, Antoni A, Traxler H, Dörr M, Zysset PK: **Assessment of a novel biomechanical fracture model for distal radius fractures.** In: *BMC Musculoskelet Disord.* vol. 13: BioMed Central; 2012: 252.
16. Baumbach S, Schmidt R, Varga P, Heinz T, Vecsei V, Zysset PK: **Where is the distal fracture line location of dorsally displaced distal radius fractures?** In: *J Orthop Res.* vol. 29; 2011: 489-494.
17. Baumbach SF, Binder J, Synek A, Mück F, Chevalier Y, Euler E, Langs G, Fischer L: **Analysis of the three-dimensional anatomical variance of the distal radius using 3D shape models.** In: *BMC Medical Imaging.* 2017.
18. Baumbach SF, Krusche-Mandl I, Huf W, Mall G, Fialka C: **Linear intra-bone geometry dependencies of the radius: Radius length determination by maximum distal width.** In: *Eur J Radiol.* vol. 81; 2012: 947-950.
19. Baumbach SF, Synek A, Traxler H, Mutschler W, Pahr D, Chevalier Y: **The influence of distal screw length on the primary stability of volar plate osteosynthesis--a biomechanical study.** In: *J Orthop Surg Res.* vol. 10, 12 edn; 2015: 139.
20. Baumbach SF, Zysset PK: **An experimental model for Colles's Fracture.** Thesis, Medical University of Vienna, Vienna, AT. 2009.
21. Bengnér U, Johnell O: **Increasing incidence of forearm fractures. A comparison of epidemiologic patterns 25 years apart.** In: *Acta Orthop Scand.* vol. 56; 1985: 158-160.
22. Bentohami A, De Burlet K, De Korte N, van den Bekerom MPJ, Goslings JC, Schep NWL: **Complications following volar locking plate fixation for distal radial fractures: a systematic review.** In: *J Hand Surg Eur Vol.* vol. 39; 2014: 745-754.
23. Berglund LM, Messer TM: **Complications of volar plate fixation for managing distal radius fractures.** In: *J Am Acad Orthop Surg.* vol. 17; 2009: 369-377.
24. Blackburn J, Hodgkinson R, Currey JD, Mason JE: **Mechanical properties of microcallus in human cancellous bone.** In: *J Orthop Res.* vol. 10; 1992: 237-246.
25. Blythe M, Stoffel K, Jarrett P, Kuster M: **Volar versus dorsal locking plates with and without radial styloid locking plates for the fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: A biomechanical study in cadavers.** In: *YJHSU.* vol. 31; 2006: 1587-1593.
26. Bonel HM, Lochmüller E-M, Well H, Kuhn V, Hudelmaier M, Reiser M, Eckstein F: **Multislice computed tomography of the distal radius metaphysis: relationship of cortical bone structure with gender, age, osteoporotic status, and mechanical competence.** In: *J Clin Densitom.* vol. 7; 2004: 169-182.
27. Boskey AL, Cohen ML, Bullough PG: **Hard tissue biochemistry: a comparison of fresh-frozen and formalin-fixed tissue samples.** In: *Calcif Tissue Int.* vol. 34; 1982: 328-331.

28. Boutroy S, Van Rietbergen B, Sornay-Rendu E, Munoz F, Bouxsein ML, Delmas PD: **Finite element analysis based on in vivo HR-pQCT images of the distal radius is associated with wrist fracture in postmenopausal women.** In: *J Bone Miner Metab.* vol. 23; 2008: 392-399.
29. Bouxsein ML, Myburgh KH, van der Meulen MC, Lindenberger E, Marcus R: **Age-related differences in cross-sectional geometry of the forearm bones in healthy women.** In: *Calcif Tissue Int.* vol. 54; 1994: 113-118.
30. Bozentka DJ, Beredjikian PK, Westawski D, Steinberg DR: **Digital radiographs in the assessment of distal radius fracture parameters.** In: *Clin Orthop Relat Res.* 2002: 409-413.
31. Brånemark R, Ohnmell LO, Nilsson P, Thomsen P: **Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat.** In: *Biomaterials.* vol. 18; 1997: 969-978.
32. Brogdon BG: **Forensic radiology.** In: *Boca Raton: CRC Press.* 1998.
33. Burghardt AJ, Kazakia GJ, Link TM, Majumdar S: **Automated simulation of areal bone mineral density assessment in the distal radius from high-resolution peripheral quantitative computed tomography.** In: *Osteoporos Int.* vol. 20; 2009: 2017-2024.
34. Burkhart KJ, Nowak TE, Gradl G, Klitscher D, Mehling I, Mehler D, Mueller LP, Rommens PM: **Intramedullary nailing vs. palmar locked plating for unstable dorsally comminuted distal radius fractures: A biomechanical study.** In: *JCLB.* vol. 25: Elsevier Ltd; 2010: 771-775.
35. Canale ST, Beaty JH: **Campbell's Operative Orthopaedics, 12th edition.** In: *Elsevier Mosby, Philadelphia, PA, USA.* 2013.
36. Cartner JL, Hartsell ZM, Ricci WM, Tornetta P: **Can We Trust Ex Vivo Mechanical Testing of Fresh-Frozen Cadaveric Specimens? The Effect of Postfreezing Delays.** In: *J Orthop Trauma.* 2011.
37. Celbis O, Agritmis H: **Estimation of stature and determination of sex from radial and ulnar bone lengths in a Turkish corpse sample.** In: *Forensic Sci Int.* vol. 158; 2006: 135-139.
38. Chao EY, Opgrande JD, Axmear FE: **Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions.** In: *J Biomech.* vol. 9; 1976: 387-396.
39. Charisi D, Eliopoulos C, Vanna V, Koiliias CG, Manolis SK: **Sexual dimorphism of the arm bones in a modern greek population.** In: *J Forensic Sci.* vol. 56; 2011: 10-18.
40. Chen AC-Y, Lin Y-H, Kuo H-N, Yu T-C, Sun M-T, Lin C-L: **Design optimisation and experimental evaluation of dorsal double plating fixation for distal radius fracture.** In: *Injury.* vol. 44; 2013: 527-534.
41. Cheng H-YK, Lin C-L, Lin Y-H, Chen AC-Y: **Biomechanical evaluation of the modified double-plating fixation for the distal radius fracture.** In: *JCLB.* vol. 22: Elsevier; 2007: 510-517.

42. Cheng JC, Leung SS, Chiu BS, Tse PW, Lee CW, Chan AK, Xia G, Leung AK, Xu YY: **Can we predict body height from segmental bone length measurements? A study of 3,647 children.** In: *J Pediatr Orthop.* vol. 18; 1998: 387-393.
43. Clement H, Pichler W, Nelson D, Hausleitner L, Tesch NP, Grechenig W: **Morphometric analysis of lister's tubercle and its consequences on volar plate fixation of distal radius fractures.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 33; 2008: 1716-1719.
44. Cohen J, Cohen P, West S, Aiken L: **Applied multiple regression/correlation analysis for the behavioral sciences.** In: *Lawrence Erlbaum Assoc Inc; Third Edition.* 2013.
45. Colles A: **On the fracture of the carpal extremity of the radius.** *Edinb Med Surg J.* **1814;10:181.** In: *Clin Orthop Relat Res.* vol. 445; 2006: 5-7.
46. Completo A, Pereira J, Nascimento A, Almeida F: **Strain shielding in distal radius after wrist arthroplasty with a current generation implant: An in vitro analysis.** In: *J Biomech.* vol. 52; Elsevier; 2017: 169-175.
47. Crosby SN, Fletcher ND, Yap ER, Lee DH: **The mechanical stability of extra-articular distal radius fractures with respect to the number of screws securing the distal fragment.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 38; 2013: 1097-1105.
48. Cummings SR, Kelsey JL, Nevitt MC, O'Dowd KJ: **Epidemiology of osteoporosis and osteoporotic fractures.** In: *Epidemiol Rev.* vol. 7; 1985: 178-208.
49. Ding X, Liao S-H, Zhu X-H, Wang H-M: **Influence of orthotropy on biomechanics of peri-implant bone in complete mandible model with full dentition.** In: *Biomed Res Intl.* vol. 2014; 2014: 709398-709312.
50. Drobetz H, Bryant AL, Pokorny T, Spitaler R, Leixnering M, Jupiter JB: **Volar fixed-angle plating of distal radius extension fractures: influence of plate position on secondary loss of reduction--a biomechanic study in a cadaveric model.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 31; 2006: 615-622.
51. Drobetz H, Kutscha-Lissberg E: **Osteosynthesis of distal radial fractures with a volar locking screw plate system.** In: *Int Orthop.* vol. 27; 2003: 1-6.
52. Drobetz H, Weninger P, Grant C, Heal C, Muller R, Schuetz M, Pham M, Steck R: **More is not necessarily better. A biomechanical study on distal screw numbers in volar locking distal radius plates.** In: *Injury.* vol. 44; 2013: 535-539.
53. E Müller M, Nazarian S, Koch P, Schatzker J: **The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones.** In: *New York: Springer Verlag.* 1990: 54-63.
54. Eastell R, Wahner HW, O'Fallon WM, Amadio PC, Melton LJ, Riggs BL: **Unequal decrease in bone density of lumbar spine and ultradistal radius in Colles' and vertebral fracture syndromes.** In: *J Clin Invest.* vol. 83; 1989: 168-174.
55. Eckstein F, Lochmüller E-M, Lill CA, Kuhn V, Schneider E, Dellling G, Müller R: **Bone strength at clinically relevant sites displays substantial heterogeneity and is best predicted from site-specific bone densitometry.** In: *J Bone Miner Metab.* vol. 17; 2002: 162-171.

56. Edmondston SJ, Singer TP, Day RE, Braidahl PD, Price RI: **Formalin fixation effects on vertebral bone density and failure mechanics: an in-vitro study of human and sheep vertebrae.** In: *Clin Biomech.* vol. 9; 1994: 175-179.
57. Enns-Bray WS, Owoc JS, Nishiyama KK, Boyd SK: **Mapping anisotropy of the proximal femur for enhanced image based finite element analysis.** In: *J Biomech.* vol. 47: Elsevier; 2014: 3272-3278.
58. Evans S, Ramasamy A, Deshmukh SC: **Distal volar radial plates: how anatomical are they?** In: *Orthop Traumatol Surg Res.* vol. 100; 2014: 293-295.
59. Figl M, Weninger P, Jurkowitsch J, Hofbauer M, Schauer J, Leixnering M: **Unstable distal radius fractures in the elderly patient--volar fixed-angle plate osteosynthesis prevents secondary loss of reduction.** In: *J Trauma.* vol. 68; 2010: 992-998.
60. Fowler JR, Ilyas AM: **Prospective evaluation of distal radius fractures treated with variable-angle volar locking plates.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 38; 2013: 2198-2203.
61. Freund W, Einsiedel T, Trnavac S, Aschoff AJ, Kramer M: **[Complaints in the follow-up of conservatively treated distal radius fractures--predictors in the initial radiograph].** In: *Fortschr Röntgenstr.* vol. 179: © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York; 2007: 627-633.
62. Frykman G: **Fracture of the distal radius including sequelae--shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. A clinical and experimental study.** In: *Acta Orthop Scand.* 1967: Suppl 108:103-.
63. Garcia D, Zysset PK, Charlebois M, Curnier A: **A three-dimensional elastic plastic damage constitutive law for bone tissue.** In: *Biomech Model Mechanobiol.* vol. 8; 2009: 149-165.
64. Gasse N, Lepage D, Pem R, Bernard C, Lerais JM, Garbuio P, Obert L: **Anatomical and radiological study applied to distal radius surgery.** In: *SRA.* vol. 33; 2011: 485-490.
65. Gesensway D, Putnam MD, Mente PL, Lewis JL: **Design and biomechanics of a plate for the distal radius.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 20; 1995: 1021-1027.
66. Giles E: **Corrections for age in estimating older adults' stature from long bones.** In: *J Forensic Sci.* vol. 36; 1991: 898-901.
67. Goldfarb CA, Yin Y, Gilula LA, Fisher AJ, Boyer MI: **Wrist fractures: what the clinician wants to know.** In: *Radiology.* vol. 219; 2001: 11-28.
68. Goodship AE, Lanyon LE, McFie H: **Functional adaptation of bone to increased stress. An experimental study.** In: *J Bone Joint Surg Am.* vol. 61; 1979: 539-546.
69. Gordon CL, Lang TF, Augat P, Genant HK: **Image-based assessment of spinal trabecular bone structure from high-resolution CT images.** In: *Osteoporos Int.* vol. 8; 1998: 317-325.
70. Gordon CL, Webber CE, Nicholson PS: **Relation between image-based assessment of distal radius trabecular structure and compressive strength.** In: *Can Assoc Radiol J.* vol. 49; 1998: 390-397.

71. Gradl G, Falk S, Mittlmeier T, Wendt M, Mielsch N, Gradl G: **Fixation of intra-articular fractures of the distal radius using intramedullary nailing: a randomized trial versus palmar locking plates.** In: *Injury*. vol. 47 Suppl 7; 2016: S25-S30.
72. Greenberg JA, Warden S, Izadi KD: **The Effect Of Screw Length On Fracture Stability In Volar Locked Plating Of Distal Radius Fractures.** In: *Annual Meeting of the American Association of Orthopaedic Surgeons*. 2010: 1-1.
73. Hamada Y, Gotani H, Hibino N, Tanaka Y, Satoh R, Sasaki K, Kanchanathepsak T: **Surgical Strategy and Techniques for Low-Profile Dorsal Plating in Treating Dorsally Displaced Unstable Distal Radius Fractures.** In: *Jnl Wrist Surg*. vol. 6; 2017: 163-169.
74. Hamilton CJ, Thomas SG, Jamal SA: **Associations between leisure physical activity participation and cortical bone mass and geometry at the radius and tibia in a Canadian cohort of postmenopausal women.** In: *Bone*. vol. 46; 2010: 774-779.
75. Hart A, Collins M, Chhatwal D, Steffen T, Harvey EJ, Martineau PA: **Can the use of variable-angle volar locking plates compensate for suboptimal plate positioning in unstable distal radius fractures? A biomechanical study.** In: *J Orthop Trauma*. vol. 29; 2015: e1-6.
76. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL: **Analysis of the osseous/metal interface of drill free screws and self-tapping screws.** In: *J Craniomaxillofac Surg*. vol. 29; 2001: 69-74.
77. Henry MH: **Distal Radius Fractures: Current Concepts.** In: *J Hand Surg Am*. vol. 33; 2008: 1215-1227.
78. Herisson O, Delaroche C, Maillot-Roy S, Sautet A, Doursounian L, Cambon-Binder A: **Comparison of lateral and skyline fluoroscopic views for detection of prominent screws in distal radius fractures plating: results of an ultrasonographic study.** In: *Arch Orthop Trauma Surg*. vol. 88: Springer Berlin Heidelberg; 2017: 2687-2686.
79. Hoffer CE, Guo XE, Zysset PK, Goldstein SA: **An application of nanoindentation technique to measure bone tissue lamellae properties.** In: *J Biomech Eng*. vol. 127; 2005: 1046-1053.
80. Hoffer CE, Moore KE, Kozloff K, Zysset PK, Brown MB, Goldstein SA: **Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli.** In: *Bone*. vol. 26; 2000: 603-609.
81. Högel F, Mair S, Eberle S, Weninger P, von Oldenburg G, Augat P: **Distal radius fracture fixation with volar locking plates and additional bone augmentation in osteoporotic bone: a biomechanical study in a cadaveric model.** In: *Arch Orthop Trauma Surg*. vol. 133; 2013: 51-57.
82. Holliday TW, Ruff CB: **Ecogeographic patterning and stature prediction in fossil hominids: comment on Feldesman and Fountain.** In: *Am J Phys Anthropol*. vol. 103; 1997: 137-140.
83. Holman DJ, Bennett KA: **Determination of sex from arm bone measurements.** In: *Am J Phys Anthropol*. vol. 84; 1991: 421-426.

84. Hoogbergen MM, Niessen WJ, Schuurman AH, Spauwen PHM, Kauer JMG: **Subchondral bone mineral density patterns representing the loading history of the wrist joint.** In: *J Hand Surg Eur Vol.* vol. 27; 2002: 150-154.
85. Horsman A, Currey JD: **Estimation of mechanical properties of the distal radius from bone mineral content and cortical width.** In: *Clin Orthop Relat Res.* 1983: 298-304.
86. Hosseini HS, Dünki A, Fabech J, Stauber M, Vilayphiou N, Pahr D, Pretterklieber M, Wandel J, Van Rietbergen B, Zysset PK: **Fast estimation of Colles' fracture load of the distal section of the radius by homogenized finite element analysis based on HR-pQCT.** In: *Bone.* vol. 97; Elsevier Inc.; 2017: 65-75.
87. Hudelmaier M, Kollstedt A, Lochmüller EM, Kuhn V, Eckstein F, Link TM: **Gender differences in trabecular bone architecture of the distal radius assessed with magnetic resonance imaging and implications for mechanical competence.** In: *Osteoporos Int.* vol. 16; 2005: 1124-1133.
88. Hudelmaier M, Kuhn V, Lochmüller EM, Well H, Priemel M, Link TM, Eckstein F: **Can geometry-based parameters from pQCT and material parameters from quantitative ultrasound (QUS) improve the prediction of radial bone strength over that by bone mass (DXA)?** In: *Osteoporos Int.* vol. 15; 2004: 375-381.
89. Jakob M, Rikli DA, Regazzoni P: **Fractures of the distal radius treated by internal fixation and early function. A prospective study of 73 consecutive patients.** In: *J Bone Joint Surg Br.* vol. 82; 2000: 340-344.
90. Jakubietz MG, Gruenert JG, Jakubietz RG: **The use of beta-tricalcium phosphate bone graft substitute in dorsally plated, comminuted distal radius fractures.** In: *J Orthop Surg Res.* vol. 6; 2011: 24.
91. Jantz RL, Moore-Jansen PH: **A Data Base for Forensic Anthropology.** In: *Final Report to the National Institute of Justice.* 1988.
92. Johnson NA, Cutler L, Dias JJ, Ullah AS, Wildin CJ, Bhowal B: **Complications after volar locking plate fixation of distal radius fractures.** In: *Injury.* vol. 45; 2014: 528-533.
93. Josephson K, Ericsson A, Karlsson J: **Segmentation of medical images using three-dimensional active shape models.** In: *In: Proc Scandinavian Conference on Image Analysis LNCS, vol 3540 Springer.* 2005.
94. Jupiter J: **Future Treatment and Research Directions in Distal Radius Fracture.** In: *Hand Clin.* vol. 28; 2012: 245-248.
95. Jupiter J, Rikli D: **Distal radius 23-A2.2 ORIF Palmar Plating.** In: *AO Foundation Surgical references.* 2014.
96. Kainz H, Dall'Ara E, Antoni A, Redl H, Zysset P, Weninger P: **Calcium phosphate cement augmentation after volar locking plating of distal radius fracture significantly increases stability.** In: *Eur J Orthop Surg Traumatol.* vol. 24; 2014: 869-875.
97. Kamei S, Osada D, Tamai K, Kato N, Takai M, Kameda M, Nohara Y: **Stability of volar locking plate systems for AO type C3 fractures of the distal radius: biomechanical study in a cadaveric model.** In: *J Orthop Sci.* vol. 15; 2010: 357-364.

98. Kandemir U, Matityahu A, Desai R, Puttlitz C: **Does a volar locking plate provide equivalent stability as a dorsal nonlocking plate in a dorsally comminuted distal radius fracture?: a biomechanical study.** In: *J Orthop Trauma.* vol. 22; 2008: 605-610.
99. Karunratanakul K, Kerckhofs G, Lammens J, Vanlauwe J, Schrooten J, Van Oosterwyck H: **Validation of a finite element model of a unilateral external fixator in a rabbit tibia defect model.** In: *Med Eng Phys.* vol. 35; 2013: 1037-1043.
100. Kim S-H, Chang S-H, Jung H-J: **The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues.** In: *Composite Structures.* vol. 92; 2010: 2109-2118.
101. Klitscher D, Mehling I, Nowak L, Nowak T, Rommens PM, Müller LP: **Biomechanical comparison of dorsal nail plate versus screw and K-wire construct for extra-articular distal radius fractures in a cadaver bone model.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 35; 2010: 611-618.
102. Knudsen R, Bahadirov Z, Damborg F: **High rate of complications following volar plating of distal radius fractures.** In: *Dan Med.* vol. 61; 2014: A4906.
103. Koh S, Andersen CR, Buford WL, Patterson RM, Viegas SF: **Anatomy of the distal brachioradialis and its potential relationship to distal radius fracture.** In: *YJHSU.* vol. 31; 2006: 2-8.
104. Koh S, Morris RP, Patterson RM, Kearney JP, Buford WL, Viegas SF: **Volar fixation for dorsally angulated extra-articular fractures of the distal radius: a biomechanical study.** In: *YJHSU.* vol. 31: Elsevier; 2006: 771-779.
105. Krukhaug Y, Gjerdet NR, Lundberg OJ, Lilleng PK, Hove LM: **Different osteosyntheses for Colles' fracture.** In: *Acta Orthopaedica.* vol. 80; 2009: 239-244.
106. Landgren M, Abramo A, Geijer M, Kopylov P, Tägil M: **Fragment-Specific Fixation Versus Volar Locking Plates in Primarily Nonreducible or Secondarily Redisplaced Distal Radius Fractures: A Randomized Controlled Study.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 42: Elsevier; 2017: 156-165.e151.
107. Langs G, Peloschek P, Bischof H, Kainberger F: **Automatic quantification of joint space narrowing and erosions in rheumatoid arthritis.** In: *IEEE Trans Med Imaging.* vol. 28; 2009: 151-164.
108. Lattmann T, Meier C, Dietrich M, Forberger J, Platz A: **Results of volar locking plate osteosynthesis for distal radial fractures.** In: *J Trauma.* vol. 70; 2011: 1510-1518.
109. Leung F, Tu Y-K, Chew WYC, Chow S-P: **Comparison of external and percutaneous pin fixation with plate fixation for intra-articular distal radial fractures. A randomized study.** In: *J Bone Joint Surg Am.* vol. 90; 2008: 16-22.
110. Levin SM, Nelson CO, Botts JD, Teplitz GA, Kwon Y, Serra-Hsu F: **Biomechanical evaluation of volar locking plates for distal radius fractures.** In: *Hand (New York, NY).* vol. 3; 2008: 55-60.
111. Lill CA, Goldhahn J, Albrecht A, Eckstein F, Gatzka C, Schneider E: **Impact of bone density on distal radius fracture patterns and comparison between five different fracture classifications.** In: *J Orthop Trauma.* vol. 17; 2003: 271-278.

112. Lin YH, Lin CL, Kuo HN, Sun MT: **Biomechanical analysis of volar and dorsal double locking plates for fixation in comminuted extra-articular distal radius fractures: a 3D finite element study.** In: *J. Med. Biol. Eng.* vol. 32; 2012: 349-356.
113. Liporace FA, Gupta S, Jeong GK, Stracher M, Kummer F, Egol KA, Koval KJ: **A biomechanical comparison of a dorsal 3.5-mm T-plate and a volar fixed-angle plate in a model of dorsally unstable distal radius fractures.** In: *J Orthop Trauma.* vol. 19; 2005: 187-191.
114. Liporace FA, Kubiak EN, Jeong GK, Iesaka K, Egol KA, Koval KJ: **A biomechanical comparison of two volar locked plates in a dorsally unstable distal radius fracture model.** In: *J Trauma.* vol. 61; 2006: 668-672.
115. Lochmüller E-M, Lill CA, Kuhn V, Schneider E, Eckstein F: **Radius bone strength in bending, compression, and falling and its correlation with clinical densitometry at multiple sites.** In: *J Bone Miner Res.* vol. 17; 2002: 1629-1638.
116. Lochmüller EM, Krefting N, Bürklein D, Eckstein F: **Effect of Fixation, Soft-Tissues, and Scan Projection on Bone Mineral Measurements with Dual Energy X-ray Absorptiometry (DXA).** In: *Calcif Tissue Int.* vol. 68; 2001: 140-145.
117. Lochmüller EM, Kristin J, Matsuura M, Kuhn V, Hudelmaier M, Link TM, Eckstein F: **Measurement of trabecular bone microstructure does not improve prediction of mechanical failure loads at the distal radius compared with bone mass alone.** In: *Calcif Tissue Int.* vol. 83; 2008: 293-299.
118. Luisier B, Dall'Ara E, Pahr DH: **Orthotropic HR-pQCT-based FE models improve strength predictions for stance but not for side-way fall loading compared to isotropic QCT-based FE models of human femurs.** In: *J Mech Behav Biomed Mater.* vol. 32; 2014: 287-299.
119. Lundy DW, Quisling SG, Lourie GM, Feiner CM, Lins RE: **Tilted lateral radiographs in the evaluation of intra-articular distal radius fractures.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 24; 1999: 249-256.
120. Mackenney PJ: **Prediction of Instability in Distal Radial Fractures.** In: *J Bone Joint Surg Am.* vol. 88; 2006: 1944.
121. Mackenney PJ, McQueen MM, Elton R: **Prediction of instability in distal radial fractures.** In: *J Bone Joint Surg Am.* vol. 88; 2006: 1944-1951.
122. MacLeod AR, Pankaj P, Simpson AHRW: **Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses?** In: *J Biomech.* vol. 45; 2012: 1712-1716.
123. MacNeil JA, Boyd SK: **Bone strength at the distal radius can be estimated from high-resolution peripheral quantitative computed tomography and the finite element method.** In: *Bone.* vol. 42; 2008: 1203-1213.
124. Mair S, Weninger P, Högel F, Panzer S, Augat P: **[Stability of volar fixed-angle plating for distal radius fractures. Failure modes in osteoporotic bone].** In: *Der Unfallchirurg.* vol. 116; 2013: 338-344.
125. Majima M, Horii E, Matsuki H, Hirata H, Genda E: **Load Transmission Through the Wrist in the Extended Position.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 33; 2008: 182-188.

126. Mall G, Hubig M, Büttner A, Kuznik J, Penning R, Graw M: **Sex determination and estimation of stature from the long bones of the arm.** In: *Forensic Sci Int.* vol. 117; 2001: 23-30.
127. Mattila VM, Huttunen TT, Sillanpää P, Niemi S, Pihlajamäki H, Kannus P: **Significant change in the surgical treatment of distal radius fractures: a nationwide study between 1998 and 2008 in Finland.** In: *J Trauma.* vol. 71; 2011: 939-942.
128. McCall TA, Conrad B, Badman B, Wright T: **Volar versus dorsal fixed-angle fixation of dorsally unstable extra-articular distal radius fractures: a biomechanic study.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 32; 2007: 806-812.
129. McElhaney J, Fogle J, Byars E, Weaver G: **Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone.** In: *J Appl Physiol.* vol. 19; 1964: 1234-1236.
130. Medoff RJ: **Essential radiographic evaluation for distal radius fractures.** In: *Hand Clin.* vol. 21; 2005: 279-288.
131. Mehling I, Müller LP, Delinsky K, Mehler D, Burkhart KJ, Rommens PM: **Number and locations of screw fixation for volar fixed-angle plating of distal radius fractures: biomechanical study.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 35; 2010: 885-891.
132. Mehling I, Müller LP, Rommens PM: **[Comparative Biomechanical Studies on Implant Systems for the Treatment of Distal Radius Fractures: What are the Conclusions for Clinical Practice?].** In: *Handchir Mikrochir Plast Chir.* vol. 44; 2012: 300-305.
133. Metz S, Kuhn V, Kettler M, Hudelmaier M, Bonel HM, Waldt S, Hollweck R, Renger B, Rummeny EJ, Link TM: **Comparison of different radiography systems in an experimental study for detection of forearm fractures and evaluation of the Müller-AO and Frykman classification for distal radius fractures.** In: *Invest Radiol.* vol. 41; 2006: 681-690.
134. Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zöller JE: **Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo-maxillary area.** In: *Int J Oral Maxillofac Surg.* vol. 37; 2008: 948-954.
135. Moazen M, Mak JH, Jones AC, Jin Z, Wilcox RK, Tsiridis E: **Evaluation of a new approach for modelling the screw-bone interface in a locking plate fixation: a corroboration study.** In: *Proc Inst Mech Eng H.* vol. 227; 2013: 746-756.
136. Mueller TL, van Lenthe GH, Stauber M, Gratzke C, Eckstein F, Müller R: **Regional, age and gender differences in architectural measures of bone quality and their correlation to bone mechanical competence in the human radius of an elderly population.** In: *Bone.* vol. 45; 2009: 882-891.
137. Mueller TL, Wirth AJ, Mueller R, van Lenthe GH: **Computational Bone Mechanics to Determine Bone Strength of the Human Radius.** In: *16th annual Symposium on Computational Methods in Orthopaedic Biomechanics.* 2008.
138. Mulders MAM, van Eerten PV, Goslings JC, Schep NWL: **Non-operative treatment of displaced distal radius fractures leads to acceptable functional outcomes, however at the expense of 40% subsequent surgeries.** In: *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017.

139. Muller ME, Webber CE, Bouxsein ML: **Predicting the failure load of the distal radius.** In: *Osteoporos Int.* vol. 14; 2003: 345-352.
140. Myers ER, Hecker AT, Rooks DS, Hipp JA, Hayes WC: **Geometric variables from DXA of the radius predict forearm fracture load in vitro.** In: *Calcif Tissue Int.* vol. 52; 1993: 199-204.
141. Myers ER, Sebeny EA, Hecker AT, Corcoran TA, Hipp JA, Greenspan SL, Hayes WC: **Correlations between photon absorption properties and failure load of the distal radius in vitro.** In: *Calcif Tissue Int.* vol. 49; 1991: 292-297.
142. Nellans KW, Kowalski E, Chung KC: **The epidemiology of distal radius fractures.** In: *Hand Clin.* vol. 28; 2012: 113-125.
143. Njeh CF, Wu C, Fan B, Hans D, Fuerst T, He Y, Genant HK: **Estimation of wrist fracture load using phalangeal speed of sound: an in vitro study.** In: *Ultrasound Med Biol.* vol. 26; 2000: 1517-1523.
144. Öhman C, Dall'Ara E, Baleani M, Van Sint Jan S, Viceconti M: **The effects of embalming using a 4% formalin solution on the compressive mechanical properties of human cortical bone.** In: *Clin Biomech (Bristol, Avon).* vol. 23; 2008: 1294-1298.
145. Oppermann J, Bredow J, Beyer F, Neiss WF, Spies CK, Eysel P, Dargel J, Wacker M: **Distal radius: anatomical morphometric gender characteristics. Do anatomical pre-shaped plates pay attention on it?** In: *Arch Orthop Trauma Surg.* 2014.
146. Oppermann J, Wacker M, Stein G, Springorum H-P, Neiss WF, Burkhart KJ, Eysel P, Dargel J: **Anatomical fit of seven different palmar distal radius plates.** In: *Arch Orthop Trauma Surg.* vol. 134; 2014: 1483-1489.
147. Orbay JL, Touhami A: **Current Concepts in Volar Fixed-angle Fixation of Unstable Distal Radius Fractures.** In: *Clin Orthop Relat Res.* vol. PAP; 2006: 1-10.
148. Osada D, Fujita S, Tamai K, Iwamoto A, Tomizawa K, Saotome K: **Biomechanics in uniaxial compression of three distal radius volar plates.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 29; 2004: 446-451.
149. Osada D, Kamej S, Masuzaki K, Takai M, Kameda M, Tamai K: **Prospective study of distal radius fractures treated with a volar locking plate system.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 33; 2008: 691-700.
150. Oura K, Oka K, Kawanishi Y, Sugamoto K, Yoshikawa H, Murase T: **Volar morphology of the distal radius in axial planes: A quantitative analysis.** In: *J Orthop Res.* 2014.
151. Pahr DH, Schwiedrzik J, Dall'Ara E, Zysset PK: **Clinical versus pre-clinical FE models for vertebral body strength predictions.** In: *J Mech Behav Biomed Mater.* vol. 33; 2014: 76-83.
152. Pahr DH, Zysset PK: **A comparison of enhanced continuum FE with micro FE models of human vertebral bodies.** In: *J Biomech.* vol. 42; 2009: 455-462.
153. Park DH, Goldie BS: **Volar plating for distal radius fractures--do not trust the image intensifier when judging distal subchondral screw length.** In: *Tech Hand Up Extrem Surg.* vol. 16; 2012: 169-172.

154. Patrovecki V, Mayer D, Slaus M, Strinovic D, Škavić J: **Prediction of Stature Based on Radiographic Measurements of Cadaver Long Bones: A Study of the Croatian Population.** In: *J Forensic Sci.* vol. 52; 2007: 547-552.
155. Pekar V, Kaus MR, Lorenz C, Lobregt S, Truyen R, Weese J: **Shape-modelbased adaptation of 3D deformable meshes for segmentation of medical images.** In: *Sonka, M, Hanson, KM (Eds), Proc SPIE Medical Imaging: Image Processing, vol 4322, San Diego, CA.* 2001.
156. Pichler W, Clement H, Hausleitner L, Tanzer K, Tesch NP, Grechenig W: **Various circular arc radii of the distal volar radius and the implications on volar plate osteosynthesis.** In: *Orthopedics.* vol. 31; 2008.
157. Pichler W, Grechenig W, Clement H, Windisch G, TESCH NP: **Perforation of the Third Extensor Compartment by the Drill Bit During Palmar Plating of the Distal Radius.** In: *J Hand Surg Eur Vol.* vol. 34; 2009: 333-335.
158. Pichler W, Windisch G, SCHAFFLER G, RIENMULLER R, Grechenig W: **Computer tomography aided 3D analysis of the distal dorsal radius surface and the effects on volar plate osteosynthesis.** In: *J Hand Surg Eur Vol.* vol. 34; 2009: 598-602.
159. Pistoia W, Van-Rietbergen B, Lochmüller EM, Lill CA, Eckstein F, Rügsegger P: **Estimation of distal radius failure load with micro-finite element analysis models based on three-dimensional peripheral quantitative computed tomography images.** In: *Bone.* vol. 30; 2002: 842-848.
160. Pistoia W, Van-Rietbergen B, Lochmüller EM, Lill CA, Eckstein F, Rügsegger P: **Image-based micro-finite-element modeling for improved distal radius strength diagnosis: moving from bench to bedside.** In: *J Clin Densitom.* vol. 7; 2004: 153-160.
161. Poelert S, Valstar E, Weinans H, Zadpoor AA: **Patient-specific finite element modeling of bones.** In: *Proc Inst Mech Eng H.* vol. 227; 2013: 464-478.
162. Porto MA, Silva P, Rosa R, Volpon JB, Shimano AC, de Paula FJA, Defino HLA: **Experimental in vivo acute and chronic biomechanical and histomorphometrical comparison of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws.** In: *Eur Spine J.* vol. 21; 2012: 956-963.
163. Putnam MD, Meyer NJ, Nelson EW, Gesensway D, Lewis JL: **Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for postfracture rehabilitation.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 25; 2000: 469-475.
164. Raja Izaham RMA, Abdul Kadir MR, Abdul Rashid AH, Hossain MG, Kamarul T: **Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy.** In: *Injury.* vol. 43; 2012: 898-902.
165. Rausch S, Hoffmeier K, Gueorguiev BG, Klos K, Gras F, Hofmann GO, Mückley T: **[Comparative study on the strength of different mechanisms of operation of multidirectionally angle-stable distal radius plates].** In: *Z Orthop Unfall.* vol. 149; 2011: 694-698.

166. Rausch S, Klos K, Stephan H, Hoffmeier K, Gras F, Windolf M, Gueorguiev B, Hofmann GO, Mückley T: **Evaluation of a polyaxial angle-stable volar plate in a distal radius C-fracture model--a biomechanical study.** In: *Injury*. vol. 42; 2011: 1248-1252.
167. Rausch S, Schlonski O, Klos K, Gras F, Gueorguiev B, Hofmann GO, Mückley T: **Volar versus dorsal latest-generation variable-angle locking plates for the fixation of AO type 23C 2.1 distal radius fractures: a biomechanical study in cadavers.** In: *Injury*. vol. 44; 2013: 523-526.
168. Rikli DA, Honigmann P, Babst R, Cristalli A, Morlock MM, Mittlmeier T: **Intra-articular pressure measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: in vitro and in vivo results.** In: *J Hand Surg Am*. vol. 32; 2007: 67-75.
169. Rincón-Kohli L, Zysset PK: **Multi-axial mechanical properties of human trabecular bone.** In: *Biomech Model Mechanobiol*. vol. 8; 2009: 195-208.
170. Ring D, Jupiter JB, Brennwald J, Buechler U, Hastings H: **Prospective multicenter trial of a plate for dorsal fixation of distal radius fractures.** In: *J Hand Surg Am*. vol. 22; 1997: 777-784.
171. Rogge RD, Adams BD, Goel VK: **An analysis of bone stresses and fixation stability using a finite element model of simulated distal radius fractures.** In: *YJHSU*. vol. 27; 2002: 86-92.
172. Rubin G, Orbach H, Chezar A, Rozen N: **Treatment of physeal fractures of the distal radius by volar intrafocal Kapandji method: surgical technique.** In: *Arch Orthop Trauma Surg*. vol. 137; 2017: 49-54.
173. Ruiz Mediavilla E, Perea Pérez B, Labajo González E, Sánchez Sánchez JA, Santiago Sáez A, Dorado Fernández E: **Determining sex by bone volume from 3D images: discriminating analysis of the tali and radii in a contemporary Spanish reference collection.** In: *Int J Legal Med.* vol. 126; 2012: 623-631.
174. Sabalic S, Kodvanj J, Pavic A: **Comparative study of three models of extra-articular distal humerus fracture osteosynthesis using the finite element method on an osteoporotic computational model.** In: *Injury*. vol. 44 Suppl 3; 2013: S56-61.
175. SAKAUE K: **Sexual determination of long bones in recent Japanese.** In: *AS*. vol. 112; 2004: 75-81.
176. San Antonio T, Ciaccia M, Müller-Karger C, Casanova E: **Orientation of orthotropic material properties in a femur FE model: a method based on the principal stresses directions.** In: *Med Eng Phys*. vol. 34; Elsevier; 2012: 914-919.
177. Schileo E, Taddei F, Malandrino A, Cristofolini L, Viceconti M: **Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones.** In: *J Biomech*. vol. 40; Elsevier; 2007: 2982-2989.
178. Schmitt R, Lanz U, Buchberger W: **Diagnostic imaging of the hand.** In: *Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Germany*. 2008: 608.
179. Schuind F, Cooney WP, Linscheid RL, An KN, Chao EY: **Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two-dimensional study in the posteroanterior plane.** In: *J Biomech*. vol. 28; 1995: 587-601.

180. Schuind FA, Linscheid RL, An KN, Chao EY: **A normal data base of posteroanterior roentgenographic measurements of the wrist.** In: *J Bone Joint Surg Am.* vol. 74; 1992: 1418-1429.
181. Sedlin ED, Hirsch C: **Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone.** In: *Acta Orthop Scand.* vol. 37; 1966: 29-48.
182. Singer BR, McLauchlan GJ, Robinson CM, Christie J: **Epidemiology of fractures in 15,000 adults: the influence of age and gender.** In: *J Bone Joint Surg Br.* vol. 80; 1998: 243-248.
183. Sokol SC, Amanatullah DF, Curtiss S, Szabo RM: **Biomechanical properties of volar hybrid and locked plate fixation in distal radius fractures.** In: *J Hand Surg Am.* vol. 36; 2011: 591-597.
184. Spadaro JA, Werner FW, Brenner RA, Fortino MD, Fay LA, Edwards WT: **Cortical and trabecular bone contribute strength to the osteopenic distal radius.** In: *J Orthop Res.* vol. 12; 1994: 211-218.
185. Strauss EJ, Banerjee D, Kummer FJ, Tejwani NC: **Evaluation of a novel, nonspanning external fixator for treatment of unstable extra-articular fractures of the distal radius: biomechanical comparison with a volar locking plate.** In: *J Trauma.* vol. 64; 2008: 975-981.
186. Sgn TS, Karabay N, Grbz Y, Ozaksar K, Toros T, Kayalar M: **Screw prominences related to palmar locking plating of distal radius.** In: *J Hand Surg Eur Vol.* vol. 36; 2011: 320-324.
187. Synek A, Borgmann L, Traxler H, Huf W, Euler E, Chevalier Y, Baumbach SF: **Using self-drilling screws in volar plate osteosynthesis for distal radius fractures: a feasibility study.** In: *BMC Musculoskelet Disord.* 2016: 1-7.
188. Synek A, Chevalier Y, Baumbach SF, Pahr DH: **The influence of bone density and anisotropy in finite element models of distal radius fracture osteosynthesis: Evaluations and comparison to experiments.** In: *J Biomech.* vol. 48; 2015: 4116-4123.
189. Synek A, Chevalier Y, Schrder C, Pahr DH, Baumbach SF: **Biomechanical Testing of Distal Radius Fracture Treatments: Boundary Conditions Significantly Affect the Outcome of In Vitro Experiments.** In: *J Appl Biomech.* vol. 32; 2016: 210-214.
190. Tang TSY, Ellis RE: **2D/3D deformable registration using a hybrid atlas.** In: *In: Proc MICCAI LNCS, vol 3750 Springer.* 2005.
191. Teurlings L, Miller GJ, Wright TW: **Pressure mapping of the radioulnar carpal joint: effects of ulnar lengthening and wrist position.** In: *J Hand Surg Eur Vol.* vol. 25; 2000: 346-349.
192. Thorninger R, Madsen ML, Wever D, Borris LC, Rlfing JHD: **Complications of volar locking plating of distal radius fractures in 576 patients with 3.2 years follow-up.** In: *Injury.* vol. 48; 2017: 1104-1109.
193. Thurner PJ, Erickson B, Jungmann R, Schriock Z, Weaver JC, Fantner GE, Schitter G, Morse DE, Hansma PK: **High-speed photography of compressed human trabecular**

- bone correlates whitening to microscopic damage.** In: *Engineering Fracture Mechanics*. vol. 74; 2007: 1928-1941.
194. Trabelsi N, Yosibash Z: **Patient-specific finite-element analyses of the proximal femur with orthotropic material properties validated by experiments.** In: *J Biomech Eng*. vol. 133:2011: 061001.
195. Trease C, McIlff T, Toby EB: **Locking versus nonlocking T-plates for dorsal and volar fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: a biomechanical study.** In: *YJHSU*. vol. 30; 2005: 756-763.
196. Valentinitich A, Patsch JM, Burghardt AJ, Link TM, Majumdar S, Fischer L, Schueller-Weidekamm C, Resch H, Kainberger F, Langs G: **Computational identification and quantification of trabecular microarchitecture classes by 3-D texture analysis-based clustering.** In: *Bone*. vol. 54: Elsevier Inc.; 2013: 1-8.
197. van Kampen RJ, Thoreson AR, Knutson NJ, Hale JE, Moran SL: **Comparison of a New Intramedullary Scaffold to Volar Plating for Treatment of Distal Radius Fractures.** In: *J Orthop Trauma*. 2012.
198. Varga P, Baumbach S, Pahr D, Zysset PK: **Validation of an anatomy specific finite element model of Colles' fracture.** In: *J Biomech*. vol. 42: Elsevier; 2009: 1726-1731.
199. Varga P, Inzana JA, Schwiedrzik J, Zysset PK, Gueorguiev B, Blauth M, Windolf M: **New approaches for cement-based prophylactic augmentation of the osteoporotic proximal femur provide enhanced reinforcement as predicted by non-linear finite element simulations.** In: *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. vol. 44: Elsevier; 2017: 7-13.
200. Varga P, Pahr DH, Baumbach S, Zysset PK: **HR-pQCT based FE analysis of the most distal radius section provides an improved prediction of Colles' fracture load in vitro.** In: *Bone*. vol. 47; 2010: 982-988.
201. Veldpaus FE, Woltring HJ, Dortmans LJ: **A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates.** In: *J Biomech*. vol. 21; 1988: 45-54.
202. von Recum J, Matschke S, Jupiter JB, Ring D, Souer JS, Huber M, Audigé L: **Characteristics of two different locking compressionplates in the volar fixation of complex articular distal radiusfractures.** In: *Bone Joint Res*. vol. 1; 2012: 111-117.
203. Vroemen JC, Dobbe JGG, Sierevelt IN, Strackee SD, Streekstra GJ: **Accuracy of distal radius positioning using an anatomical plate.** In: *Orthopedics*. vol. 36; 2013: e457-462.
204. Walenkamp MMJ, Aydin S, Mulders MAM, Goslings JC, Schep NWL: **Predictors of unstable distal radius fractures: a systematic review and meta-analysis.** In: *J Hand Surg Eur Vol*. vol. 41; 2016: 501-515.
205. Wall LB, Brodt MD, Silva MJ, Boyer MI, Calfee RP: **The effects of screw length on stability of simulated osteoporotic distal radius fractures fixed with volar locking plates.** In: *J Hand Surg Am*. vol. 37: Elsevier; 2012: 446-453.
206. Weaver JK, Chalmers J: **Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content.** In: *J Bone Joint Surg Am*. vol. 48; 1966: 289-298.

207. Weninger P, Dall'Ara E, Leixnering M, Pezzei C, Hertz H, Drobetz H, Redl H, Zysset P: **Volar Fixed-Angle Plating of Extra-Articular Distal Radius Fractures-A Biomechanical Analysis Comparing Threaded Screws and Smooth Pegs.** In: *J Trauma*. vol. 69; 2010: E46-55.
208. Wigderowitz CA, Rowley DI, Mole PA, Paterson CR, Abel EW: **Bone mineral density of the radius in patients with Colles' fracture.** In: *J Bone Joint Surg Br*. vol. 82; 2000: 87-89.
209. Windisch G, Clement H, Tanzer K, Feigl G, Grechenig W, Anderhuber F, Pichler W: **Promontory of radius: a new anatomical description on the distal radius.** In: *Surg Radiol Anat*. vol. 29; 2007: 629-633.
210. Windolf M, Schwieger K, Ockert B, Jupiter JB, Gradl G: **A novel non-bridging external fixator construct versus volar angular stable plating for the fixation of intra-articular fractures of the distal radius--a biomechanical study.** In: *Injury*. vol. 41; 2010: 204-209.
211. Wolfe SW, Swigart CR, Grauer J, Slade JF, Panjabi MM: **Augmented external fixation of distal radius fractures: a biomechanical analysis.** In: *J Hand Surg Am*. vol. 23; 1998: 127-134.
212. Wolfram U, Wilke H-J, Zysset PK: **Damage accumulation in vertebral trabecular bone depends on loading mode and direction.** In: *J Biomech*. vol. 44; 2011: 1164-1169.
213. Wu C, Hans D, He Y, Fan B, Njeh CF, Augat P, Richards J, Genant HK: **Prediction of bone strength of distal forearm using radius bone mineral density and phalangeal speed of sound.** In: *Bone*. vol. 26; 2000: 529-533.
214. Xie X, Bärenholdt O: **Bone density and geometric properties of the distal radius in displaced and undisplaced Colles' fractures: quantitative CT in 70 women.** In: *Acta Orthop Scand*. vol. 72; 2001: 62-66.
215. Zhang Q-H, Wang J-Y, Lupton C, Heaton-Adegbile P, Guo Z-X, Liu Q, Tong J: **A subject-specific pelvic bone model and its application to cemented acetabular replacements.** In: *J Biomech*. vol. 43; 2010: 2722-2727.
216. Zhao Z, Aylward SR, Teoh EK: **A novel 3D partitioned active shape model for segmentation of brain MR images.** In: *In: Proc MICCAI LNCS, vol 3749 Springer*.
217. Zwetkow AN, Schibli SI, Canova MA, Mark GI, Sommer CH: **Rupture of the extensor tendons: a complication following volar locking compression plate osteosynthesis of the distal radius.** In: *Br J Surg*. vol. 92; 2005.
218. Zysset PK, Curnier A: **An alternative model for anisotropic elasticity based on fabric tensors.** In: *Mech Mater*. vol. 21; 1995: 243-250.

9 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

#	Nummer
%	Prozent
°	Grad
3D	Dreidimensional
AKH	Allgemeines Krankenhaus
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
a.p.	Anterior to posterior
Ass.Prof	Assistenz Professor
AT	Österreich
bzw	Beziehungsweise
CI	Konfidenzintervall
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
DFL	Distale Frakturline
Dipl.Ing	Diplom-Ingenieur
DoF	Freiheitsgrad
Dr	Doktor
DRF	Distale Radiusfraktur
e.U.	eingetragener Einzelunternehmer
et al.	Und Kollegen
FE	Finite Elemente
FöFoLe	Förderprogramm für Forschung und Lehre
F _x	Kraft auf die x-Achse
F _y	Kraft auf die y Achse
HR-pQCT	Hochauflösende periphere quantitative Computertomographie
ILSB	Institut für Leichtbau und Struktur-Biomechanik
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität München
Max	Maximum
Min	Minimum
mm	Millimeter
n	Anzahl
N	Newton
p	Signifikanzwert
PD	Privatdozent

Prof	Professor
Qu	Quantile
r	Korrelationskoeffizient
R ²	Bestimmtheitsmaß
s.u.	Siehe unten
SD	Standardabweichung
Sig.	Signifikanz
TU	Technische Universität
u.a.	Unter anderem
z.B.	Zum Beispiel
μCT	Mikro Computertomgraphie
μm	Micrometer

10 **ABBILDUNGSVERZEICHNIS**

Abbildung 1:	Schematische Darstellung der AO-Klassifikation [53].	13
Abbildung 2:	Schematische Darstellung der Programmierung eines FE-Modells.	18
Abbildung 3:	Flussdiagramm zu den durchgeführten radiologischen Untersuchungen am distalen Radius.	21
Abbildung 4:	Flussdiagramm zu den durchgeführten biomechanischen Untersuchungen am distalen Radius.	22
Abbildung 5:	Flussdiagramm zu den durchgeführten FE-Modellen am distalen Radius.	22
Abbildung 6:	Flussdiagramm der gesamten Habilitationsschrift inklusive einem Ausblick.	23
Abbildung 7:	Schematische Darstellung der Vermessung der distalen Frakturlinie (A) sowie den Ergebnissen (B).	26
Abbildung 8:	Radiologische Messtechnik der maximalen distalen Radiusbreite (A) und gesamten Radiuslänge (B).	27
Abbildung 9:	Geschlechtsspezifische Korrelationen zwischen der Radiuslänge und –breite.	28
Abbildung 10:	Schematische Darstellung der Erstellung der (1) Statistischen 3D Modelle sowie der (2) identen Schnittebenen.	30
Abbildung 11:	Erster Mode der Statistische 3D Modelle.	31
Abbildung 12:	Graphische und numerische Ergebnisse der Schnittebenen der Statistischen 3D Modelle.	31
Abbildung 13:	Schematische Darstellung der verschiedenen Elemente des biomechanischen Frakturmodells.	33
Abbildung 14:	Schematische Darstellung des biomechanischen Aufbaus sowie des fertigen Prüfaufbaus.	34
Abbildung 15:	Exemplarische Darstellung der biomechanischen und morphologischen Ergebnisse.	35
Abbildung 16:	Illustration der beiden Gruppen (Standard Osteotomie #1 vs. Neuer Osteotomie #2), sowie Darstellung des biomechanischen Setups.	37
Abbildung 17:	Darstellung der biomechanischen Ergebnisse je Zyklus. Die Werte sind als Mittelwerte und Standardabweichungen angegeben.	38
Abbildung 18:	Darstellung der Prüfanordnung beider Gruppen.	39
Abbildung 19:	Darstellung der Ergebnisse der Kraft-Weg-Diagramme (A) sowie der Scherkräfte (B).	40
Abbildung 20:	Schematische Darstellung des biomechanischen Aufbaus (Synopsis aus 5.1.1 und 5.2.1) (A) sowie eigentliche Prüfanordnung (B).	42
Abbildung 21:	Exemplarische Darstellung der automatisierten Auswertung der Kraft-Weg-Diagramme sowie der Daten des Motion-Tracking-Systems.	43
Abbildung 22:	Darstellung der beiden Gruppen	44
Abbildung 23:	Darstellung der morphometrischen Messungen aller Radii und der Schraubenlängen Messungen der hier verwendeten 11 Radii.	46
Abbildung 24:	Darstellung der beiden Schraubentypen und der biomechanischen Prüfgruppen.	47
Abbildung 25:	Box-plots pro Gruppe und Schraubenlänge.	48
Abbildung 26:	Schematische Darstellung der Entwicklung des FE-Modells basierend auf den HR-pQCT Daten.	51

Abbildung 27:	Quantitativer Vergleich der Versagenszonen im FE-Modell und der in-vitro Frakturlokalisierung, exemplarisch an vier Prüfstücken.	51
Abbildung 28:	Vergleich zweier HR-pQCT Scan Lokalisationen.	52
Abbildung 29:	Schematische Darstellung des Studiendesigns.	54
Abbildung 30:	Lineare Regression der Steifigkeit aus den biomechanischen Versuchen und dem FE Modell.	56
Abbildung 31:	Darstellung der Auswertung des Schrauben Push-Outs in den biomechanischen Versuchen anhand von Prä- und Post-Test Fotografien.	56
Abbildung 32:	Graphische Darstellung der simulierten Normal- und Schwerkkräfte sowie der absoluten Biegemomente für jede Schraube und jedes FE Modell.	57
Abbildung 33:	Schematische Darstellung des vorgeschlagenen standardisierten biomechanischen Frakturmodells der extraartikulären distalen Radiusfraktur (AO-23 A3).	66

11 TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1:	Deskriptive Statistik der Radiuslänge und distalen Breite.	28
Tabelle 2:	Tabellarische Darstellung der Ergebnisse.	45
Tabelle 3:	Deskriptive Statistik der distalen Radiustiefe, -breite sowie Schraubenslänge [mm].	48
Tabelle 4:	Gruppenunterschiede zwischen den erhobenen biomechanischen Parametern.	49
Tabelle 5:	Korrelationen (Pearson R^2) zwischen den erhobenen FE-Parametern sektionsspezifisch und der biomechanisch erhobenen Maximallast.	53
Tabelle 6:	Zusammenfassung der drei verschiedenen FE-Modelle (Materialeigenschaften).	55
Tabelle 7:	Vergleich der biomechanisch relevanten Parameter zwischen den Studien, die das standardisierte biomechanische Setup angewendet haben.	67

12 DANKSAGUNG

Die hier gezeigten Arbeiten sind ein Auszug aus meiner bisherigen wissenschaftlichen Tätigkeit. Im Rahmen der Ausbildung zum „Clinical Scientist“ an einer Universitätsklinik braucht es ein hohes Maß an intrinsischer Motivation. Denn in Parallelität sollen Klinik, Forschung und Lehrtätigkeit kombiniert werden. Darüber hinaus muss dieser akademische Dreikampf übergeordnet in Vereinbarkeit mit einem privaten Leben, vorrangig der Familie, gebracht werden. Diese Jonglage ist mir nicht immer gelungen.

Im Rahmen meiner bisherigen wissenschaftlichen Tätigkeiten, bin ich retrospektiv einem Gedanken von Johann Wolfgang von Goethe gefolgt: *„Nicht aus Büchern, sondern durch lebendigen Ideentausch, durch heitere Geselligkeit müsst ihr Lernen“*. Die Umsetzung der hier präsentierten Arbeiten war nur möglich, weil verschiedene Disziplinen auf Augenhöhe und mit Freude zusammengearbeitet haben. Auch wenn es nicht immer einfach war, eine gemeinsame Sprache zu finden, war diese Interdisziplinarität der Schlüssel zu den Erfolgen dieser Arbeiten. Dafür bin ich allen meinen Mentoren, Kooperationspartnern und Freunden dankbar. Wenn auch sicher nicht vollständig, möchte ich im Folgenden einigen klinischen und wissenschaftlichen Mentoren, Kooperationspartnern und Freunden chronologisch danken.



Ihren Ursprung hat meine Faszination für die Wissenschaft und den distalen Radius an der Medizinischen Universität Wien und dem Institut für Leichtbau und Struktur-Biomechanik (ILSB) der Technische Universität (TU) Wien. Für meine medizinische Diplomarbeit entwickelte ich an der TU Wien ein biomechanisches Frakturmodell des intakten distalen Radius. Dieses diente als Validierungsgrundlage für ein FE-Modell aus der PhD Arbeit von Herrn Dr. Peter Varga. Unter der Anleitung von Herrn Prof. Dr. Philippe Zysset habe ich einen ersten Einblick in die biomechanische Forschung erhalten. Neben der außergewöhnlichen Ruhe und Expertise von Prof. Zysset, hat mich die Zusammenarbeit mit Peter gelehrt, wie wichtig eine gemeinsame Sprache ist. Trotz langer, anstrengender Nächte im ILSB entwickelte sich aus der kollegialen Zusammenarbeit mit Peter eine Freundschaft.

Nach dem Weggang von Prof. Zysset, konnte ich die erfolgreiche Zusammenarbeit mit dem ILSB mit Herrn Priv.Doz. Dipl.-Ing. Dr.techn Dieter Pahr bis heute fortsetzen. Dieters Erfahrung, Ruhe und Gewissenhaftigkeit hat einen großen Anteil an dem Erfolg der meisten hier durchgeführten biomechanischen Projekte. Dafür möchte ich ihm sehr herzlich danken.



Auch dank der erfolgreichen Kooperation mit dem ILSB, hatte ich die Möglichkeit meine klinische Karriere an der Universitätsklinik für Unfallchirurgie der Medizinischen Universität Wien am AKH Wien zu beginnen. Hier möchte ich mich vor allem bei Herrn Univ.-Prof. em. Dr. med. Dr. h.c. mult. Vilmos Vécsei, Dr. med. univ. Reinhard Schmidt und Fr. Dr. med. Irena Krusche-Mandl bedanken. Nicht nur, haben Sie mich bei meinen ersten klinischen Schritten begleitet, sondern haben mir erstmals gezeigt, wie aus klinischen Problemen

wissenschaftliche Fragestellungen werden können. Dieses Prinzip – *from bedside to benchside* – ist bis heute mein Hauptmotivator für den akademischen Dreikampf.



Mit der Geburt meines Sohnes, hat es mich wieder zurück nach München an die Klinik für Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie getrieben. Hier habe ich meine beiden primären klinischen und wissenschaftlichen Mentoren gefunden: Prof. em. Dr. Wolf-Eberhard Mutschler und PD Dr. H. Polzer. Beide haben mir, in bis heute einzigartiger Art und Weise, das Bild des „Clinical Scientist“ vorgelebt. Neben ihrer peniblen operativen Tätigkeit, war und ist ihr klinisches Handeln evidenzbasiert. Auch wenn jede Verletzung in der Orthopädie und Unfallchirurgie im Detail einzigartig ist, muss unser klinisches Handeln auf der vorhandenen Evidenz beruhen, „denn sie ist das Beste was wir haben“. Und nur durch die kritische, wissenschaftliche Reevaluation unserer Behandlungsstrategien und –ergebnisse können wir die vorhandene Evidenz, und damit die Patientenzufriedenheit, verbessern.

Insgesamt ist der Zusammenhalt zwischen den Kollegen an der Klinik für Allgemeine, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie außergewöhnlich. Stellvertretend für alle zu Unrecht nicht genannten Kollegen, möchte ich mich bei meinem neuen Chef Prof. Dr. Wolfgang Böcker und Herrn Prof. Dr. med. Ekkehard Euler bedanken.

Durch die kontinuierliche wissenschaftliche Unterstützung durch Prof. em. Dr. Wolf-Eberhard Mutschler und Prof. Dr. Wolfgang Böcker konnte ich, die für diese Habilitation entscheidende Drittmittel, über das Förderprogramm für Forschung und Lehre (FöFoLe) der LMU München einwerben.



Mit Hilfe dieser Drittmittel und der Unterstützung von Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson konnten die weiteren biomechanischen Projekte am Labor für Biomechanik & Experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der LMU München durchgeführt werden. Hier möchte ich mich zum einen bei den Herren Herrn PhD Yan Chevalier und Dr. Christian Schröder bedanken. Zum anderen gilt mein ganz besonderer Dank Herrn Dr. Alexander Synek. Kennengelernt habe ich Alex über Dieter Pahr. Nur dank seiner außergewöhnlichen Fähigkeit zur Antizipation, Problemlösung und Flexibilität konnten eine Vielzahl der hier eingeschlossenen Studien realisiert werden. Auch hier durfte ich erleben, wie sich aus einer erfolgreichen, interdisziplinären Zusammenarbeit, eine Freundschaft entwickelt hat.



Die letzte Kooperation kam wiederum über die bestehenden Kontakte mit der MUW zustande. Zur Erstellung der Statistischen 3D Modelle durfte ich mit Herrn Ass.Prof. Dipl.-Ing. Dr. Georg Langs und Dr. Lukas Fischer am Computational Imaging Research Lab (CIR) der MUW zusammenarbeiten. Hier durfte ich noch einmal lernen, dass das Finden einer gemeinsamen, interdisziplinären Sprache, ein spannender und schlussendlich erfolgreicher Prozess ist.



Auch wenn die folgenden Personen, nicht direkt an den Studien in dieser kumulativen Habilitation beteiligt waren, waren / sind sie wichtige Wegbegleiter in meinem Beruflichen Leben. Am Johns Hopkins Bayview Medical Center konnte ich einen ersten Einblick in die biomechanische Forschung am Fuß- und Sprunggelenk gewinnen. Hier möchte ich v.a. bei Ass. Prof. Dr. Stephen M. Belkoff, Ass. Prof. Dr. Simon C. Mears, Dr. Clifford Jeng, Dr. Simon Wall, Dr. Reese Soin und der guten Seele des Labors, Bernie Baroody, für ihre Gastfreundschaft und tolle Zusammenarbeit bedanken.

An der LMU möchte ich vor allem allen Mitglieder der Fuß- und Sprunggelenkchirurgie danken.



Im Rahmen meiner orthopädischen Rotation an die Schön Klinik München Harlaching durfte ich einen Einblick in eine hochspezialisierte elektive Orthopädie gewinnen. Hier gilt mein nachhaltiger Dank den gesamten Teams der Knie-, Hüft- und Schulterchirurgie sowie der Fuß- und Sprunggelenkchirurgie. Namentlich möchte ich v.a. Prof. Dr. Hermann Mayr, Prof. Dr. Markus Walther und Dr. Hubertus Hörterer danken.

13 APPENDIX

13.1 Verzeichnis der wissenschaftlichen Veröffentlichungen

PUBLIKATIONEN [KONGRESSBEITRÄGE]:

Posters:

Synek A, Chevalier Y, Binder J, Pahr D, Baumbach SF. *Validierung von Finite Elemente Modellen distaler Radiusfraktur-Osteosynthese: die Relevanz der lokalen Knochendichte und -orientierung*. Deutscher Kongreß für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2015)

Regauer M, Grasegger V, Baumbach SF, Brumann M, Mutschler W, Polzer H. *Interventionspflichtige Komplikationen nach Mittelfuß-Resektions-Arthrodesen bei Charcot-Arthropathie Typ Sanders 2 und 3*. Deutscher Kongreß für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2014)

Synek A, Chevalier Y, Schröder C, Pahr D, Baumbach SF. *Einfluss der Randbedingungen in biomechanischen Experimenten distaler Radiusfrakturen: Eine biomechanische Studie*. 55. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Handchirurgie 2014

Baumbach SF, Synek A, Traxler H, Mutschler W, Pahr D, Chevalier Y. *Biomechanical evaluation of distal volar-dorsal screw length in Colle's Fractures*. 55. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Handchirurgie 2014

Baumbach SF, Dall'Ara E, Weninger P, Antoni A, Traxler H, Zysset PK. *Assessment of a novel biomechanical fracture model for distal radius fractures*, 130. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie. ICM, München 2013

Baumbach SF, Dall'Ara E, Weninger P, Antoni A, Traxler H, Zysset PK. *Assessment of a novel biomechanical fracture model for distal radius fractures III*. Münchner Symposium für Experimentelle Orthopädie, Unfallchirurgie und muskuloskelettale Forschung, München 2013

Baumbach SF, Mutschler W, Schieker M. *Warum bricht die Wirbelsäule wo sie bricht? Eine Literaturübersicht zu der bimodalen Verteilung der osteoporotischen Keilwirbelfrakturen*. Osteologie 2012, Basel.

Baumbach SF, Lobo CM, Mutschler W, Kanz KG. *Bursitis praepatellaris und olecrani: Entwicklung eines Behandlungsalgorithmus*. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 2011.

Baumbach SF, Hobohm L, Wozasek G. *A Treatment Strategy for Complex Cases of Osteomyelitis in Children and Its Applicability on Two Exemplary Cases*. 29th Annual Meeting of the European Bone and Joint Infection Society 2010.

Hobohm L, Baumbach SF, Wozasek G. *Bone Reconstruction in Childhood*. 29th Annual Meeting of the European Bone and Joint Infection Society 2010.

Schmidt R, Baumbach SF, Vecsei V. *Gibt es eine „typische Stelle“ bei distalen Radiusfrakturen? Eine radiologische Vermessungsstudie an 157 Colles-Frakturen*. 46. Jahrestagung der Oesterreichischen Gesellschaft für Unfallchirurgie 2010.

Jeng CL, Baumbach SF, Campbell JT, Myerson MM. *Relative Compression Strength in a Three-Screw Ankle Fusion Construct*. 26th Annual Summer Meeting of the AOFAS 2010.

Baumbach SF, Schmidt R, Zysset PK. *Loco Typico of Dorsally Displaced Distal Radius Fractures. A Radiographic Measurement Study*. 17th Congress of the European Society of Biomechanics 2010.

Baumbach SF, Ranawat A, Meftah M, Schulz B, Leunig M. *Radographic Predictors of Femoroacetabular Impingement*. 18th Congress of the European Orthopaedic Research Society 2010.

Varga P, Pahr D, Baumbach S, Zysset PK. *Finite Element Models of Human Radius Slices can Accurately Predict Colles' Fracture Load*. 36th Congress of the European Symposium on Calcified Tissues 2009.

Varga P, Pahr D, Baumbach S, Zysset PK. *Colles' Fracture Load can be Accurately Predicted by Finite Element Models of Ultradistal Sections of the Radius*. Wissenschaftliche Herbsttagung der ÖGEKM, Wien; 2009

Varga P, Baumbach S, Pahr D, Zysset PK. *Validation of an Anatomy-Specific Finite Element Model of Colles Fracture*. 16th Congress of the European Society of Biomechanics 2008, Austrian Society for Bone and Mineral Research

Varga P, Baumbach S, Pahr D, Zysset PK. *Anatomy-Specific Finite Element Model of Colles' Fracture*. Wissenschaftliche Herbsttagung der ÖGEKM, Wien; 2008

Vorträge:

Sint A, Baumbach SF, Sommer EM, Böcker W, Kanz K-G, Braunstein M, Polzer H. *Anwendbarkeit eines Walkers in gesunden Probanden mit unterschiedlichem Alter und Aktivitätsniveau*, 23. Jahrestagung der D.A.F, Bochum, 2017.

Maßen F, Baumbach SF, Böcker W, Braunstein M, Herterich V, Polzer H. *Konservative Behandlung von Frakturen des Processus anterior calcanei – Eine Evaluation der klinischen Ergebnisse*. 23. Jahrestagung der D.A.F, Bochum, 2017.

Braunstein M, Baumbach SF, Böcker W, Polzer H. *Prospektive Erfassung der intraartikulären Verletzungen und 1-Jahres- Follow-up nach arthroskopisch-assistierter Versorgung von komplexen Sprunggelenksfrakturen*, 24. Jahreskongress der GFFC, München, 2016.

Baumbach SF, Maßen K, Hörterer S, Braunstein M, Böcker W, Polzer H. *Arthroskopische Rückfußkorrekturarthrodese mittels intramedullärem Nagel - eine retrospektive Fallserie*, 24. Jahreskongress der GFFC, München, 2016.

Haasters F, Baumbach SF, Tarkusch K, Böcker W, Ockert B, Helfen T. *Hakenplatte vs. winkelstabile Plattenosteosynthese zur Behandlung der lateralen Klavikulafraktur - Einfluss auf das Wiedererlangen der Sportfähigkeit*, 31. Jahreskongress der GOTS, München, 2016.

Kauther M D, Baumbach S F, Stawinski T, Burggraf M, Dudda M, Jäger M, Wedemeyer C. *Influence of Safety Equipment Advances on Kitesurfing Injury*, 37th SICOT Orthopaedic World Congress, Rome, 2016.

Baumbach SF, Kramer M, Braunstein M, Böcker W, Polzer H. *Metaphysäre Metatarsale V Basisfrakturen (Lawrence und Botte Zone 1 + 2) - Ergebnisse der frühfunktionellen Behandlung*, DKOU, Berlin, 2016.

Baumbach SF, Kramer M, Braunstein M, Böcker W, Polzer H. *Ergebnisse der frühfunktionellen Behandlung von Metaphysären Frakturen der Metatarsale V Basis (Zone I und 2 nach Lawrence and Botte)*, 31. Jahreskongress der GOTS, München, 2016

Synek A, Baumbach S F, Pahr D. *CT-based Finite Element Modelling of Plated Distal Radius Fracture Osteosynthesis: Evaluation against Experimental Measurements*. 21st Congress of the European Society of Biomechanics, Prag, Czech Republic, 2015.

Synek A, Baumbach S F, Pahr D. CT-based *Finite Element Models of Locking Plate Fracture Fixations for the Prediction of Stiffness and Screw Loads*. 21st Congress of the European Society of Biomechanics, Prag, Czech Republic, 2015.

Synek A, Borgmann L, Traxler H, Euler E, Chevalier Y, Baumbach SF. *Feasibility study on the use of self-drilling and self-tapping locking screws in volar plate osteosynthesis for distal radius fractures*. V. Münchner Symposion für Experimentelle Orthopädie, Unfallchirurgie und Muskuloskelettale Forschung, München 2015.

Baumbach SF, Synek A, Traxler H, Mutschler W, Pahr D, Chevalier Y. *Biomechanical evaluation of the distal screw length in volar plate osteosynthesis for the treatment of distal radius fractures*. V. Münchner Symposion für Experimentelle Orthopädie, Unfallchirurgie und Muskuloskelettale Forschung, München 2015.

Baumbach SF, Braunstein M, Polzer H. *Wie beeinflusst die Kniegelenksflexion die Dorsalexension im oberen Sprunggelenk - Eine biometrische Studie*. 21. Jahrestagung der Deutschen Assoziation für Fuß und Sprunggelenk e. V. (D. A. F), Bayreuth 2015.

Brumann M, Baumbach SF, Rebauer M, Mutschler W, Polzer H. *Evidenzbasierte Nachbehandlung bei minimal-invasiver Naht der akuten Achillessehnenruptur*. 21. Jahrestagung der Deutschen Assoziation für Fuß und Sprunggelenk e. V. (D. A. F), Bayreuth 2015.

Brumann M, Baumbach SF, Regauer M, Mutschler W, Polzer H. *Nachbehandlung der akuten Achillessehnenruptur – Evidenzbasierte Behandlungsempfehlungen*. 20. Jahrestagung der Deutschen Assoziation für Fuß und Sprunggelenk e. V. (D. A. F) 2014.

Baumbach SF, Böcker W, Mutschler W, Schieker M. *Warum bricht die Wirbelsäule wo sie bricht? Literaturübersicht zur bimodalen Verteilung osteoporotischer Keilwirbelfrakturen*. Osteologie 2013.

Michel M, Baumbach SF, Wyen H, Huf W, Kdolsky R. *Versorgungssituation der Bursitis olecrani und präpatellaris in Österreich*. 48. Jahrestagung der Österreichischen Gesellschaft für Unfallchirurgie 2012.

Baumbach SF, Dall'Ara E, Weninger P, Antoni A, Traxler H, Zysset PK. *Assesment of a Novel Biomechanical Fracture Model for Distal Radius Fractures*. 13th Congress of Trauma & Emergency Surgery 2012.

Wozasek G, Hobohm L, Baumbach SF,. *Bone Reconstruction in Childhood*. International Congress on External Fixation & Bone Reconstruction 2010.

Varga P, Pahr DH, Dall'Ara E, Baumbach SF, Pretterklieber M, Zysset PK. *Calibrated HR-pQCT-based microFE Models of Ultra-Distal Radius Sections Provide Outstanding Prediction of Experimental Colles' Fracture Load*. 17th Congress of the European Society of Biomechanics 2010.

Baumbach SF, Jeng CL, Belkoff SM, Campbell JT, Myerson MS. *Comparison of Medial, Lateral, and Posterior Screw Compression in Ankle Arthrodesis*. 18th Congress of the European Orthopaedic Research Society 2010.

PUBLIKATIONEN [JOURNALS]:

Korrespondenzen:

Baumbach SF, Braunstein M, Polzer H. *Letter Regarding: Proximal Gastrocnemius Release in the Treatment of Mechanical Metatarsalgia*. Foot Ankle Int. 2016 Jul;37(7):790-

1

Baumbach SF and Polzer H. *Letter to the editor on „Gastrocnemius recession for foot and ankle conditions in adults: Evidence-based recommendations”* Foot Ankle Surg. 2015 Sep;21(3):224-5

Baumbach S und Volkmer E. *Leserbrief zu M.A. Scherer: Strecksehnenrupturen als Komplikation bei der palmaren Plattenosteosynthese am distalen Radius in Versicherungsmedizin 66 (2014) Heft 1, S. 23.* Versicherungsmedizin (2014) vol. 66 (3) pp. 160

Fallberichte:

Regauer M, Baumbach SF, Brumann M, Mutschler W, Polzer H. *Lisfranc dislocation fracture : Dynamic examination under anesthesia and minimally invasive stabilization with mini-TightRope®.* Unfallchirurg (2014, Okt. 15th)

Massen F, Baumbach SF, Volkmer E, Mutschler W, Grote Stefan. *Pathologic fracture of the distal radius in a 25-year-old patient with a large unicameral bone cyst.* BMC Musculoskeletal Disorders (2014, June 13th)

Torba M, Baumbach SF, Gjata A, Buci S, Madani R, Faber E, Sabashi K. *Verletzungen der Speiseröhre nach Stumpfen Thoraxtrauma.* Der Unfallchirurg (2012) vol. 115 (12) pp. 1123-5

Baumbach SF, Hohohm L, Wozasek GE. *A Treatment Strategy for Complex Cases of Osteomyelitis in Children and Its Applicability on Three Exemplary Cases.* J Pediatr Orthop B (2011, March 30) PMID: 21460736

Studien Protokolle:

Braunstein M, Baumbach SF, Regauer M, Böcker W, Polzer H. *The value of arthroscopy in the treatment of complex ankle fractures - a protocol of a randomised controlled trial.* BMC Musculoskelet Disord. 2016 May 12;17(1):210

Baumbach SF, Fasser M, Polzer H, Sieb M, Regauer M, Mutschler W, Schieker M & Blauth M. *Study protocol: the effect of whole body vibration on acute unilateral unstable lateral ankle sprain- a biphasic randomized controlled trial.* BMC musculoskeletal disorders (2013) vol. 14 (1) pp. 22

Übersichtsarbeiten:

Braunstein M, Baumbach SF, Polzer H. *Die Behandlung der chronischen lateralen OSG-Instabilität: Ist der offene Broström noch zeitgemäß?* Fuß & Sprunggelenk, 2016. [Epub ahead of print]

Baumbach SF, Braunstein M, Maßen F, Regauer M, Mutschler W, Böcker W, Polzer H. *Arthroskopische Rückfußkorrekturarthrodese.* Unfallchirurg. 2016 Jan 25. [Epub ahead of print]

Braunstein M, Baumbach SF, Böcker W, Mutschler W, Polzer H. *Arthroskopisch assistierte Frakturversorgung am oberen Sprunggelenk.* Unfallchirurg. 2016 Jan 21. [Epub ahead of print]

Baumbach SF, Böcker W, Mutschler W, Schieker M. *Why do Osteoporotic Vertebral Fractures Cluster in the Mid-Thoracic and Thoracolumbar Region?* J Osteologie (2012) vol 21(3) pp.143-150

Originalarbeiten:

Baumbach SF, Stawinski T, Schmitz D, Schoeneberg C, Jäger M, Wedemeyer C, Kauther MD *Influence of kitesurf equipment on injury rates*. J Sports Med Phys Fitness. 2017 Jul 24 epub

Gottschalk O, Altenberger S, Baumbach S, Kriegelstein S, Dreyer F, Mehlhorn A, Hörterer H, Töpfer A, Röser A, Walther M *Functional Medium-Term Results After Autologous Matrix-Induced Chondrogenesis for Osteochondral Lesions of the Talus: A 5-Year Prospective Cohort Study*. J Foot Ankle Surg. 2017 Jun 21. epub

Regauer M, Lange M, Soldan K, Peyerl S, Baumbach S, Böcker W, Polzer H *Development of an internally braced prosthesis for total talus replacement*. World J Orthop. 2017 Mar 18;8(3):221-228

Baumbach SF, Binder J, Synek A, Mück FG, Chevalier Y, Euler E, Langs G, Fischer L *Analysis of the three-dimensional anatomical variance of the distal radius using 3D shape models*. BMC Med Imaging. 2017 Mar 9;17(1):23

Baumbach SF, Braunstein M, Seeliger F, Borgmann L, Böcker W, Polzer H *Ankle dorsiflexion: what is normal? Development of a decision pathway for diagnosing impaired ankle dorsiflexion and M. gastrocnemius tightness*. Arch Orthop Trauma Surg. 2016 Sep;136(9):1203-11

Baumbach SF, Braunstein M, Regauer M, Böcker W, Polzer H *Dagnosis of Musculus Gastrocnemius Tightness - Key Factors for the Clinical Examination*. J Vis Exp. 2016 Jul 7;(113)

Synek A, Borgmann L, Traxler H, Huf W, Euler E, Chevalier Y, Baumbach SF *Using self-drilling screws in volar plate osteosynthesis for distal radius fractures: a feasibility study*. BMC Musculoskelet Disord. 2016 Mar 10;17:120

Synek A, Chevalier Y, Baumbach SF*, Pahr D* *The Influence of Bone Density and Anisotropy in Finite Element Models of Distal Radius Fracture Osteosynthesis: Evaluations and Comparison to Experiments*. J Biomech. 2015 Nov 26;48(15):4116-23

Synek A, Chevalier Y, Schröder C, Pahr D, Baumbach SF, *Biomechanical Testing of Distal Radius Fracture Treatments: Boundary Conditions Significantly Affect the Outcome of In vitro Experiments*. J Appl Biomech. 2016 Apr;32(2):210-4

Baumbach SF, Synek A, Traxler H, Mutschler W, Pahr D, Chevalier Y. *The influence of distal screw length on the primary stability of volar plate osteosynthesis - A biomechanical study*. J Orthop Surg Res (2015) Sep 8; 10(1):139

Boesmueller S, Baumbach SF, Hofbauer M, Wozasek WG. *Plate failure following plate osteosynthesis in periprosthetic femoral fractures*. Wien Klin Wochenschr. 2015 Oct;127(19-20):770-8

Sommerey S, Foroghi Y, Chiapponi C, Baumbach SF, Hallfeldt KKJ, Ladurner R, Gallwas JKS. *Laparoscopic adrenalectomy-10-year experience at a teaching hospital*. Langenbecks Arch Surg. 2015 Apr;400(3):341-7

Baumbach SF, Brumann, M, Binder J, Mutschler J, Regauer M, Polzer H. *The influence of knee position on ankle dorsiflexion - a biometric study*. BMC Musculoskelet Disord (2014) vol. 15 (1) pp. 246

Braunstein M, Baumbach SF, Boecker W, Carmont MR, Polzer H. *Development of an accelerated functional rehabilitation protocol following minimal invasive Achilles tendon repair*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc (2015) pp.

Brumann M, Baumbach SF, Wyen H, Mutschler W, Polzer H. *Accelerated rehabilitation following Achilles tendon repair after acute rupture - Development of an evidence-based treatment protocol*. Injury. 2014 Nov;45(11):1782-90

Baumbach SF, Lobo CM, Badyine I, Mutschler W, Kanz KG. *Prepatellar and olecranon bursitis: literature review and development of a treatment algorithm*. Arch Orthop Trauma Surg. 2014 Mar;134(3):359-70

Baumbach SF, AND Michel M, Wyen H, Huf W, Kdolsky R, Kanz K-G. *Current Treatment Concepts for Olecranon and Prepatellar Bursitis in Austria*. Z Orthop Unfall (2013) vol. 151pp.149-155

Baumbach SF, Wyen H, Perez C, Kanz K-G, Uckay I. *Evaluation of the Current Treatment Regimes for Prepatellar and Olecranon Bursitis in Switzerland*. Eur J Trauma Emerg Surg (2013) vol. 39(1) pp.65-72

Baumbach SF, Dall'Ara E, Weninger P, Antoni A, Traxler H, Zysset PK. *Assessment of a Novel Biomechanical Fracture Model for Distal Radius Fractures*. BMC Musculoskeletal Disorders (2012) vol. 13 (1) pp.252

Baumbach SF, Domaszewski F, Wyen H, Kalcher K, Mutschler W, Kanz K-G. *Evaluation of the Current Treatment Concepts In Germany, Austria and Switzerland For Acute Traumatic Lesions to the Prepatellar and Olecranon Bursa*. Injury. 2013 Nov;44(11):1423-7

Baumbach SF, Krusche-Mandl I, Huf W, Mall G, Fialka C. *Radiographic Measurements on the Radius: Radius Length Determination by Maximum Distal Width*. Eur J Radiol (2012) vol 81(5) pp.947-50

Baumbach SF, Schmidt R, Varga P, Heinz T, Vécsei V, Zysset PK. *Where is the Distal Fracture Line Location of Dorsally Displaced Distal Radius Fractures?*. J Orthop Res (2011) vol 29(4) pp.489-94

Jeng CL, Baumbach SF, Campbell JT, Kalesan B, Myerson MS. *Comparison of initial compression of medial, lateral, and posterior screw in an ankle fusion construct*. Foot & Ankle International (2011) vol. 32 (1) pp. 71-6

Ranawat AS, Schulz B, Baumbach SF, Morteza M, Ganz R, Leunig M. *Radiographic Predictors of Hip Pain in Femoroacetabular Impingement*. HSS J. 2011 Jul;7(2):115-9.

Varga P, Pahr D, Baumbach S, Zysset PK. *HR-pQCT based FE analysis of the most distal radius section provides an important prediction of Colles' fracture load in vivo*. Bone (2010) vol 47(5) pp.982-8

Varga P, Baumbach S, Pahr D, Zysset PK. *Validation of an Anatomy Specific Finite Element Model of Colles' Fracture*. Journal of biomechanics (2009) vol. 42 (11) pp. 1726-31

13.2 Verzeichnis der abgehaltenen Lehrveranstaltungen

Semester	Art der Lehrveranstaltung	Semesterstunden
WiSe 2010/11	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	46,0 Std.
SoSe 2012	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	10,5 Std.
WiSe 2012/13	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	20,0 Std.
SoSe 2013	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	14,5 Std.
WiSe 2013/14	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	22,5 Std.
SoSe 2014	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	14,5 Std.
WiSe 2014/15	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	12,75 Std.
SoSe 2015	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	11,5 Std.
WiSe 2015/16	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	Ortho-Rotation
SoSe 2016	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	Ortho-Rotation
WiSe 2016/17	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	9,5 Std.
SoSe 2017	Unterricht am Patienten, Seminare, PBL-Tutorials, Praktika oder Prüfungen, Kurs für Studierende der Zahnmedizin	12,5 Std.