

Technische Universität München
Fakultät für Medizin

Vergleichende biomechanische in-vitro-Testung zweier OP-Techniken zur
Refixierung der distalen Bicepssehne am humanen Kadavermodell:

Intramedulläre Bicepsbutton

vs.

Fadenanker

Julian Frederik Zapf

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor der Medizin (Dr.med.)
genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr. Peter Biberthaler
2. Prof. Dr. Rüdiger von Eisenhart-Rothe

Die Dissertation wurde am 24.01.2023 bei der Technischen Universität
München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 13.06.2023
angenommen.

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	S.6
2	Stand des Wissens	S.7
2.1	Epidemiologie	S.7
2.2	Ätiologie und Pathomechanismus	S.7
2.3	Funktionelle Anatomie und Biomechanik	S.9
2.4	Klinische Untersuchung und Diagnostik	S.10
2.5	Therapie	S.13
2.5.1	Konservatives Vorgehen	S.13
2.5.2	Operatives Vorgehen	S.14
2.5.2.1	Nichtanatomische vs. anatomisch Refixation.	S.14
2.5.2.2	Zugangstechnik: „Single-incision“-vs. „Double-incision“-Technik	S.14
2.5.2.3	Refixierungstechniken	S.16
2.5.2.4	Die neue Intramedulläre Bicepsbutton-Technik	S.18
2.5.2.5	Komplikationen	S.19
2.6	Fragestellung und Zielsetzung	S.20
3	Material und Methoden	S.21
3.1	Präparate	S.21
3.2	Vorversuche (CT)	S.22
3.3	Tenodesetechniken	S.23
3.3.1	doppelte intramedulläre Bicepsbutton	S.23
3.3.2	doppelte Fadenanker	S.25
3.3.3	Fadenmaterial und Nahttechnik	S.26
3.3.4	Röntgenkontrolle	S.26
3.4	Versuchsaufbau	S.27
3.4.1	Prüfmaschine	S.27
3.4.2	Einspannvorrichtung	S.28
3.4.3	optisches Messsystem	S.31
3.4.4	Software	S.31
3.4.4.1	testXpert® II	S.31

	3.4.4.2 Image J	S.32
	3.4.4.3 PASW	S.33
3.5	Versuchsanordnung	S.33
3.6	Versuchsdurchführung	S.34
	3.6.1 Versuch 1: Displacement nach zyklischer Belastung 5-50 N	S.34
	3.6.2 Versuch 2: Displacement nach zyklischer Belastung 5-100N	S.34
	3.6.3 Versuch 3: maximale Versagenslast	S.35
	3.6.4 Steifigkeit des Konstrukts	S.35
	3.6.5 Versagensmodus	S.35
3.7	Ergebnisauswertung / Statistik	S.36
4	Ergebnisse	S.36
	4.1 Vorversuche	S.36
	4.1.1 CT Analyse	S.36
	4.1.2 Röntgenkontrolle	S.38
	4.2 Hauptversuche	S.38
	4.2.1 Versuch 1: Displacement nach zyklischer Belastung (5-50N)	S.39
	4.2.2 Versuch 2: Displacement nach zyklischer Belastung 5-100N	S.40
	4.2.3 Versuch 3: maximale Versagenslast	S.41
	4.2.4 Steifigkeit des Konstrukts	S.42
	4.5 Versagensmodus	S.43
	4.5.1 zyklische Versuche	S.43
	4.5.2 statische Versuche	S.44
5	Diskussion	S.45
	5.1 Zusammenfassung	S.54
6	Abbildungsverzeichnis	S.56
7	Tabellenverzeichnis	S.57
8	Literaturverzeichnis	S.58
9	Publikation	S.65
10	Danksagung	S.73

Abkürzungsverzeichnis:

A.	Arterie
Abb.	Abbildung
BB	Bicepsbutton
cm	Zentimeter
CT	Computertomograph
et al.	lateinisch: und andere
FA	Fadenanker
FABS-Position	(Flexion/Abduktion/Supination) - Position
li.	links
M.	Musculus
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomograph
N	Newton
N.	Nervus
N. cut. antebrachii lat.	Nervus cutaneus antebrachii lateralis
o.g.	oben genannten
Proc.	Processus
S.	Seite
s.o.	siehe oben
sog.	sogenannt
s.u.	siehe unten
re.	rechts
ROI	Region of Interest
ROM	Range of motion
Tab.	Tabelle
Tub. rad.	Tuberositas radii
u.a.	unter anderem
V.	Vena
Z.n.	Zustand nach

1 Einleitung

Ohne eine intakte distale Bicepssehne ist die exakte und kraftvolle Nutzung des Arms nicht möglich. Hierzu bedarf es der Flexion-Extension sowie der Supination-Pronation im Ellenbogen.

Bei beiden Bewegungen ist der Musculus biceps brachii beteiligt, welcher der stärkste Supinator und ein wichtiger Flexor im Ellenbogen ist. Somit stellt die Ruptur der distalen Bicepssehne für den Betroffenen ein folgenreiches Ereignis dar. Bei einer konservativen Therapie kann ein Kraftverlust von bis zu 50% für die Supination und von bis zu 40% für die Flexion verbleiben (Morrey et al., 1985, Baker and Bierwagen, 1985, Klonz et al., 2003a). Daher ist diese nur in Ausnahmefällen indiziert z.B. bei multimorbiden Patienten mit nur noch einem geringen funktionellen Anspruch. Im Laufe der Jahre hat sich die chirurgische Therapie mit der anatomischen Refixation der Sehne an der Tuberositas radii als Goldstandard etabliert. (Dobbie, March 1941, Morrey et al., 1985, Baker and Bierwagen, 1985, Bindl et al., 1988, Lang et al., 1988, Krüger-Franke et al., 1992, Rantanen and Orava, 1999, Klonz A, 2000, Chillemi et al., 2007, Hetsroni et al., 2008). Während über die Indikation der operativen Therapie im Allgemeinen Konsens besteht wird die operative Technik selbst in der Literatur rege diskutiert. Hier stehen dem Operateur verschiedene Verfahren zur Auswahl. Viele dieser Techniken stammen aus der Schulter- und Kniechirurgie und sind daher vielen Operateuren vertraut. Die gebräuchlichsten Refixierungstechniken sind Fadenanker, Endobutton oder Interferenzschrauben. Von diesen Techniken wurde für die Endobutton die höchste Versagenslast nachgewiesen (Spang et al., 2006, Kettler et al., 2007, Mazzocca et al., 2007a, Chavan et al., 2008). Siebenlist et al. demonstrierten in vorangegangenen Studien eine neu entwickelte Technik, bei welcher die Sehne mit intramedullär eingebrachten BicepsButton refixiert wird (Siebenlist et al., 2011b, Siebenlist et al., 2011a). Der Vorteil gegenüber der bisher üblichen extramedullären Endobutton Verankerung ist, dass durch die intramedulläre Platzierung der BicepsButton (Fa. Arthrex) das Risiko der iatrogenen Läsion des N. interosseus posterior (PIN) minimiert werden kann. Das Ziel der vorliegenden Arbeit besteht nun darin, die neue intramedulläre Buttontechnik mit der bereits etablierten Methode der Fadenanker biomechanisch zu vergleichen. Die Hypothese war, dass die neue Technik unter zyklischer Belastung eine geringere Dislokation der Sehne vom Knochen und eine höhere Versagenslast aufweist.

2 Stand des Wissens

2.1 Epidemiologie

Die Ruptur der distalen Bicepssehne ist mit einer Inzidenz von 2,55/100.000 Personen pro Jahr eine seltene Verletzung (Kelly et al., 2015) Insgesamt macht sie nur ca. 3% aller Verletzungen des M. Biceps brachii aus, damit ist sie jedoch die häufigste Sehnenverletzung im Bereich des Ellenbogens. Die überwiegende Mehrheit der Verletzungen tritt bei Männern auf (ca. 95%). Fallberichte über Frauen mit distalen Bicepssehnenruptur lassen sich nur vereinzelt in der Literatur finden und sind eher eine Rarität (Toczyłowski et al., 2002, Wilson et al., 2008, Kelly et al., 2015). Ungefähr zwei Drittel aller Rupturen betreffen Männer zwischen dem 30. – 60. Lebensjahr (Durchschnittsalter = 46 Jahre) (Leighton et al., 1995, Safran and Graham, 2002, Sutton et al., 2010, Miyamoto et al., 2010). Wobei eine Ruptur tendenziell an der dominanten Extremität (52- 80%) auftritt (Safran and Graham, 2002, Kelly et al., 2015). Beobachtet wird die Verletzung insbesondere bei körperlich schwer arbeitenden Personen sowie beim Sport. Am häufigsten beim Kraftsport oder Kontaktsportarten (Rugby, Hockey, Football etc.) (Rantanen and Orava, 1999, Devereaux and ElMaraghy, 2013, Kelly et al., 2015).

2.2 Ätiologie und Pathomechanismus

Die Ruptur der distalen Bicepssehne ist in den meisten Fällen auf ein adäquates Trauma zurückzuführen. Der typische Unfallmechanismus ist eine plötzlich einwirkende Kraft auf den flektierten und supinierten Unterarm (Rantanen and Orava, 1999, Safran and Graham, 2002). So wird häufig das Auffangen oder Nachgreifen eines schweren Gegenstandes als ursächliches Ereignis für eine Ruptur beschrieben. Dabei tritt ein Großteil der Rupturen in Nähe der Tuberositas radii auf (Morrey et al., 1985). Der exakte Pathomechanismus ist bisher jedoch noch nicht ausreichend geklärt. Es scheinen hierbei sowohl biologische als auch mechanische Faktoren eine Rolle zu spielen (Kannus and Natri, 1997). Seiler et al. beschreiben eine im Schnitt 2,14 cm lange hypovaskularisierte Zone, welche als besonders vulnerabel gilt (siehe Zone 2 in Abbildung 1).

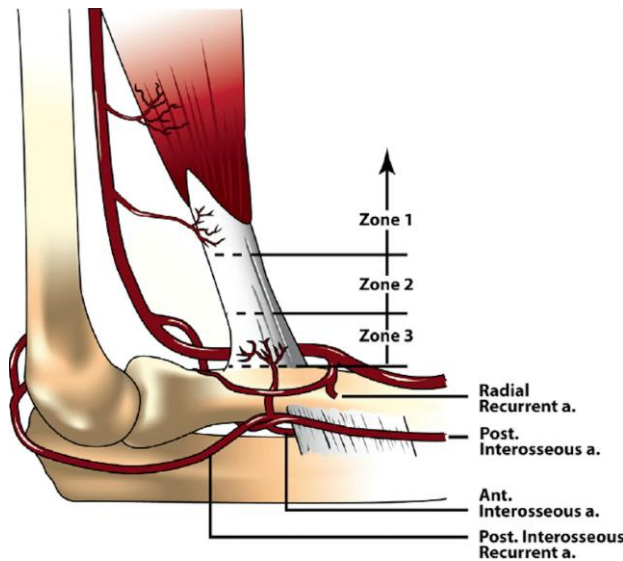


Abbildung 1: Vaskularisation der Bicepssehne aus (Seiler et al., 1995)

Ferner kann es zu einem mechanischen Impingement der distalen Bicepssehne zwischen Radius und Ulna kommen (siehe Abbildung 2). Im Rahmen der Pronationsbewegung verringert sich der Raum zwischen Radius und Ulna um rund 50%. Repetitive Umwendbewegungen können somit zu einer mechanischen Irritation der Sehne führen (Seiler et al., 1995). Durch das Vorhandensein eines Osteophyten kann dieses Impingement zusätzlich verstärkt sein (Mazzocca et al., 2007b).

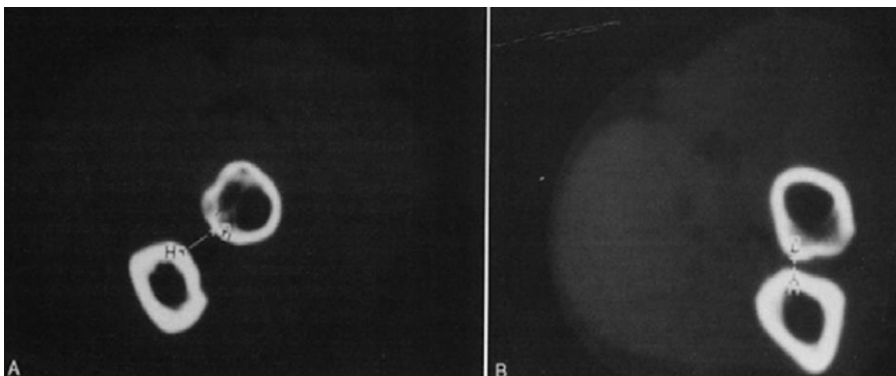


Abbildung 2: Abstand Ulna/Radius bei a) Supination und b) Pronation aus (Seiler et al., 1995)

Im fortgeschrittenen Alter begünstigen degenerative Prozesse eine Ruptur. Regenerationsprozesse sind aufgrund der verminderten Hydratation und Durchblutung der Sehne verlangsamt (Seiler et al., 1995). Als weitere Risikofaktoren werden unter anderem der Missbrauch von Steroiden, übermäßiges Krafttraining, Stoffwechselerkrankungen, Übergewicht und Nikotinabusus diskutiert (Kannus and Natri, 1997, Dellaero and Mallon, 2006, Kelly et al., 2015). Raucher haben aufgrund des vasokonstriktiven und deoxygenierenden Effekts ein um 7,5-fach höheres Verletzungsrisiko als Nichtraucher (Safran and Graham, 2002, Gregory et al., 2009). anabole Steroide verursachen

Kollagendysplasien und führen so zu einer geringeren Belastbarkeit der Sehne (Michna, 1987, Kannus and Jozsa, 1991, Visuri and Lindholm, 1994, Gregory et al., 2009).

2.3 Funktionelle Anatomie und Biomechanik

Der M. biceps brachii besteht aus zwei Muskelanteilen, die proximal getrennt an der Skapula entspringen: der lange Kopf vom Tuberculum supraglenoidale und der kurze Kopf vom Processus coracoideus. Distal vereinigen sich die Muskelanteile und setzen gemeinsam an der Tuberositas radii an. Innerviert wird er durch den Nervus musculocutaneus. Die Hauptfunktion des Muskels ist die Supination des Unterarms. Zudem ist er neben dem M. brachialis und brachioradialis für die Flexion mitverantwortlich. Um eine präzise anatomische Fixierung der distalen Bicepssehne durchführen zu können, muss die Ausrichtung der Sehne am Insertionspunkt berücksichtigt werden. So dreht sich die Sehne helixförmig vor ihrem Ansatz an der Tuberositas radii um 90°. Die vom langen Kopf ausgehenden Faserbündel inserieren dabei am proximal gelegenen Teil der Tuberositas radii, die des kurzen Kopfes distal (Abb. 3). Damit hat der kurze Kopf eine eher flektierende und der lange Kopf eine eher supinierende Funktion (Cho et al., 2011, Athwal et al., 2007, Eames et al., 2007).

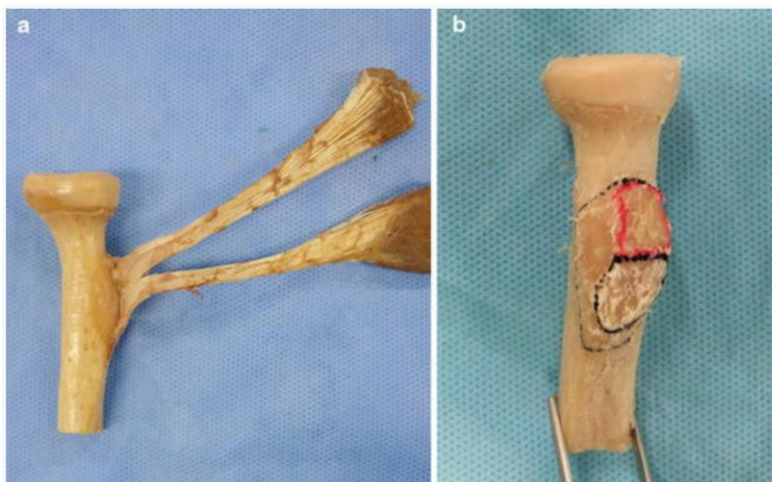


Abbildung 3: Insertion der distalen Bicepssehne aus (Cho et al., 2011)

a) Beispiel einer zweigeteilten distalen Bicepssehne

b) zugehörige Ansatzpunkte der geteilten distalen Bicepssehne (rot=caput longum; schwarz=caput breve)

Der Sehnenansatz ist überwiegend Kommaförmig zum Teil auch Oval (Abb. 4). Die Tuberositas radii misst eine Länge von ca. 24 mm und eine Breite von ca. 12 mm. An ihrem ulnaren Aspekt setzt die distale Bicepssehne mit einer durchschnittlichen Länge von ca. 18 mm und einer Breite von ca. 3,7 mm an. Damit belegt der Ansatz der Sehne, je nach Studie, ca. 36% der Gesamtfläche

der Tuberositas (Mazzocca et al., 2007b, Forthman et al., 2008, Hutchinson et al., 2008, Cho et al., 2011).

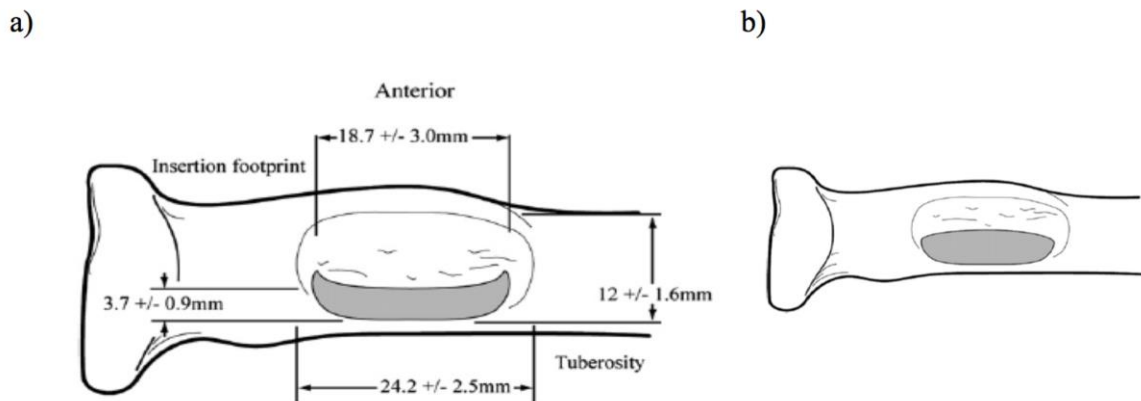


Abbildung 4: Insertion an Tuberositas radii aus (Hutchinson et al., 2008)

a) semilunarer und b) ovaler Ansatz und Maße des „Footprint“ der dist. Bicepssehne

Es gibt anatomische Normvarianten des distalen Bicepssehnenansatzes. So wird z.B. in mehreren Studien eine Bifurkation von langem und kurzem Muskelkopf beschrieben (Eames et al., 2007, Forthman et al., 2008, Dirim et al., 2008, Cho et al., 2011). Die Aponeurosis musculi bicipitis ist ein von der Sehne des M. biceps brachii ausstrahlender Sehnenstreifen, der in die Unterarmfaszie einstrahlt. Sie dient bei einer Flexion der besseren Kraftübertragung auf den Unterarm (Athwal et al., 2007).

2.4 Klinische Untersuchung und Diagnostik

Die Ruptur der distalen Bicepssehne ist vor allem eine klinische Diagnose. Dabei liefert die Anamnese mit typischem Unfallmechanismus bereits entscheidende Hinweise. Häufig berichten die Patienten zusätzlich von einem „Zerreißungsgeräusch“ (Peitschenhieb), das von einem akut einschießenden Schmerz begleitet wird. Allgemeine Symptomen wie Schwellung, Ekchymosen und Hämatome können auftreten, sind aber nicht obligat vorhanden (Quach et al., 2010).



Abbildung 5: „Reverse-Popeye-Sign“ aus (Siebenlist et al., 2010)

a) Sichtbare „Delle“ nahe der Fossa cubiti.

b) Im Seitenvergleich zeigt sich linksseitig, bei aktiver Flexion und Supination, eine deutliche Kranialisierung des Muskelbauches des Musculus biceps brachii (roter Pfeil).

In der klinischen Untersuchung lässt sich die ansonsten in der Fossa cubiti bei flektiertem Ellenbogen gut tastbare distale Bicepssehne nicht mehr eindeutig identifizieren. Bei Überprüfung der Funktion zeigt sich eine deutliche Minderung der Flexions- und insbesondere der Supinationskraft im Vergleich zur gesunden Seite. Bei vollständiger Ruptur der Sehne und begleitender Läsion der Aponeurosis musculi bicipitis kommt es bei Kontraktion zu einer Kranialisierung des Muskelbauches, welche auch als Reverse-Popeye-Sign (Abb. 5) bezeichnet wird. Bewegungseinschränkungen treten meist nur bei starken Schwellungen auf. Zur weiteren klinischen Diagnosestellung stehen dem Untersucher u.a. der Hook-Test sowie der Squeeze Test zur Verfügung. Beim „Hook-Test“ (Abb.6) versucht der Untersucher bei 90° aktiv flektiert und supinierten Ellenbogen seinen Zeigefinger von lateral unter der Bicepssehne einzuhaken. Ist dabei das Umfassen der Sehne nicht möglich, kann von einer Ruptur ausgegangen werden. O’Driscoll et al. konnten eine 100% Sensitivität und Spezifität für komplette Rupturen für diesen Test nachweisen (O’Driscoll et al., 2007).

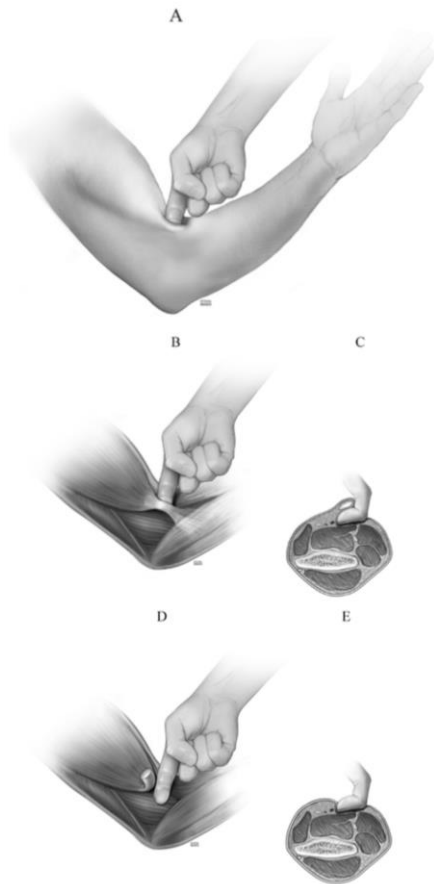


Abbildung 6: „Hook-Test“ aus (O'Driscoll et al., 2007)

- a) Palpation der Bicepssehne von lateral
- b),c) mediale und axiale Ansicht bei intakter Bicepssehne
- d),e) mediale und axiale Ansicht bei rupturierter Bicepssehne

Beim „Squeeze-Test“ wird durch Kompression und damit Verkürzung des Muskellbauch eine Supination im Unterarm ausgelöst. Fehlt diese ist der Test positiv. Die Untersuchung ist vergleichbar zum Thompson-Test an der Achillessehne. Ruland et al. konnten eine Sensitivität von 96% feststellen (Ruland et al., 2005). Konventionelle Röntgenaufnahmen des Ellenbogens in 2 Ebenen sind für die weitere diagnostische Abklärung obligat. Sie dienen dem Ausschluss einer ossären Begleitverletzung bzw. einer knöchernen Avulsion (Festa et al., 2010). Eine kostengünstige und schnelle Untersuchung ist die Sonografie. Mit einem 7,5 Mhz Linearschallkopf wird die Sehne auf Höhe des Gelenkspalts im medianen Längsschnitt und Transversalschnitt dargestellt und kann dynamisch untersucht werden. Ein möglicher Nachteil ist die Nutzerabhängigkeit. (Belli et al., 2001, Giuffre and Lisle, 2005). Bei nicht eindeutigen Untersuchungsbefunden empfiehlt sich ergänzend eine MRT. Diese sollte in der sog. FABS-Technik erfolgen, da so die Sehne in ihrem gesamten Verlauf vom muskulotendinösen Übergang bis zur Tuberositas radii beurteilt werden kann (Abb. 7).

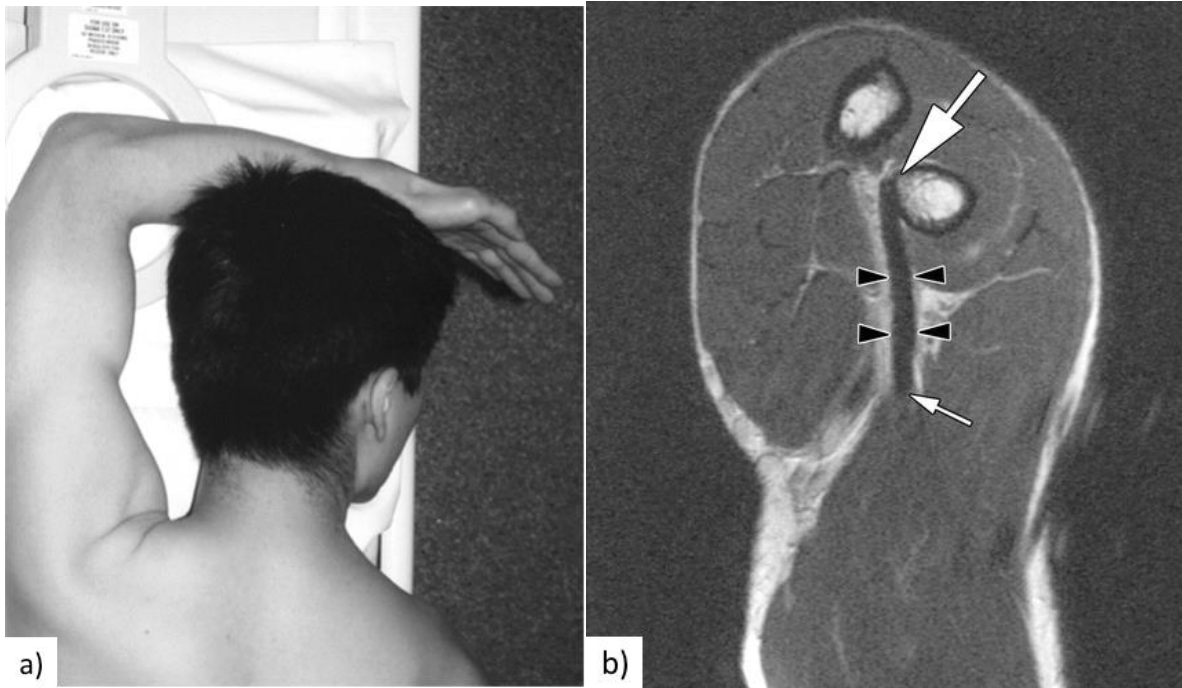


Abbildung 7: MRT-Aufnahmetechnik in FABS-Technik (Giuffre and Moss, 2004)

a) Positionierung des Ellenbogens im MRT

b) Verlauf einer intakten Bicepssehne (großer Pfeil=Tuberositas radii, Pfeilköpfe=distale Bicepssehne, kleiner Pfeil=muskulotendinöser Übergang)

Hierfür muss der Patient auf dem Bauch liegen mit dem Ellenbogen flektiert, der Schulter abduziert und dem Unterarm supiniert (FABS-Technik). So wird die Visualisierung im MRT entscheidend verbessert (Giuffre and Moss, 2004). Zudem kann die Darstellung der Sehnenretraktion dem Operateur zusätzliche Informationen vor einer geplanten operativen Versorgung liefern.

2.5 Therapie

2.5.1 Konservatives Vorgehen

Die konservative Therapie beinhaltet eine bedarfsgerechte Analgesie sowie die freie frühfunktionelle krankengymnastische Beübung des Ellenbogens (Ramsey, 1999, Bernstein et al., 2001). Sie bleibt jedoch alten, immobilen, polymorbiden Menschen mit geringem funktionellem Anspruch und/oder zu hohem perioperativen Risiko vorbehalten, da sie mit einem erheblichen Funktionsverlust einhergehen kann. In der Literatur wird ein Verlust der Flexionskraft von 10 - 40% sowie ein Verlust der Supinationskraft von 30 - 50% beschrieben (Morrey et al., 1985, Baker and Bierwagen, 1985, Klönz et al., 2003a). Neben besseren Ergebnissen in der Maximalkraft und Kraftausdauer für Flexion und Supination, zeigt sich für operativ versorgte Patienten insbesondere eine höhere subjektive Patientenzufriedenheit (Chillemi et al., 2007, Hetsroni et al., 2008). Da das

betroffene Kollektiv meist aus körperlich aktiven Menschen mit hohem funktionellem Anspruch besteht, ist hier die operative Therapie dem konservativen Vorgehen klar vorzuziehen.

2.5.2 Operatives Vorgehen

Eine vollständige distale Bicepssehnenruptur bedarf einer zeitnahen chirurgischen Versorgung, damit ein optimales funktionelles und ästhetisches Ergebnis erzielt werden kann. Im Fall einer verzögerten Versorgung erschwert eine Kombination aus Muskelretraktion, Adhäsionsbildung und Degeneration eine anatomische Reinsertion und erhöht die Komplikationsrate (Morrey et al., 1985, Ramsey, 1999, Kelly et al., 2000, Wiley et al., 2006, Cain et al., 2012, Haverstock et al., 2017). Für die operative Therapie stehen dem Chirurgen diverse Methoden zur Verfügung. Zunächst werden nichtanatomische von anatomischen Rekonstruktionen unterschieden. Bei der anatomischen Refixierung werden zwei Zugangstechniken unterschieden: die „Single-incision“-Technik oder „Double-incision“-Technik. Neben der direkten transossären Fixierung werden diverse Implantate wie Fadenanker, Interferenzschrauben oder Endobutton zur Refixierung der Sehne verwendet.

2.5.2.1 Nichtanatomische vs. anatomisch Refixation

Bei der nichtanatomischen Rekonstruktion wird die Bicepssehne auf den muskulotendinösen Übergang der tiefer liegenden Muskelschicht des M. Brachialis aufgenäht. Damit geht zwangsläufig ein Verlust der Supinationskraft sowie ein geringerer Hebelarm bei Flexion einher. Ziel der anatomischen Rekonstruktion ist die Fixierung der Sehne an ihrem Footprint an der Tuberositas radii. Rantanen et al. zeigten in einer Metaanalyse (n=147), dass diese Methode funktionell der nichtanatomischen Refixationstechnik überlegen ist. (Rantanen and Orava, 1999).

2.5.2.2 Zugangstechnik: „Single-incision“- vs. „Double-incision“-Technik

Nach wie vor wird der Zugang zum Situs kontrovers diskutiert. So wurden die ersten operativen Versorgungen über einen vorderen „Single-incision“ Zugang mittels transossärer Nähte direkt an die Tuberositas radii fixiert (Keener, 2011). Jedoch bedarf es einer weiten Freilegung von umliegendem Gewebe um die Tuberositas ausreichend darzustellen. Da dies ist mit einer hohen Rate an insbesondere nervalen Komplikationen einherging (Meherin and Kilgore, 1960), entwickelten Boyd und Anderson 1961 die „Double-incision“-Technik (Abb.8) (Boyd H B, 1961). Beide Zugänge beginnen mit einem meist S-förmigen Hautschnitt (limitierter Zugang nach Henry)

in der Ellenbeuge. Der N. cutaneus antebrachii lateralis wird aufgesucht und im weiteren Verlauf geschont. Nun wird der Sehnenstumpf präpariert und auf einer Strecke von ca. 4 cm armiert. Favorisiert werden hier die Bunnel-, Kessler, oder Krackow-Sehnenenddurchflechtungsnaht. Bei der „Double-incision“-Technik wird eine Klemme zwischen Radius und Ulna an der Tuberositas radii vorbei geführt bis sie dorsolateral unter der Haut zu palpieren ist. Hier ist eine Verletzung des ulnaren Periost zu vermeiden, da sich sonst Synostosen bilden können. Nach Hautinzision über der Klemme wird die Tuberositas Radii in Pronationsstellung dargestellt und entsprechend präpariert. Insbesondere bei weiter dorsal gelegenen Normvarianten der Tuberositas radii entsteht so eine gute Exposition (Forthman et al., 2008). Der geschuttelte Sehnenstumpf wird mittels transossären Nähten fixiert. Mit diesem Verfahren wurden sehr gute funktionelle Ergebnisse erreicht (D'Alessandro et al., 1993). Zunehmend verlassen wurde diese Technik u.a. aufgrund der schwerwiegenden Komplikation von heterotopen Ossifikationen (HO) bzw. radioulnaren Synostosen (Failla et al., 1990). Durch die Entwicklung neuer Implantate wie Fadenanker, Endobutton und Interferenzschraube gewann die „Single-incision“-Technik wieder an Popularität. Da diese eine solide Verankerung über einen minimalinvasiven Zugang ermöglichen (Barnes et al., 1993, Lintner and Fischer, 1996, Sotereanos et al., 2000, John et al., 2007). Diese Technik hat sich in den letzten 20 Jahren in vielen Kliniken zum Standardverfahren entwickelt (John et al., 2007, Siebenlist et al., 2010).

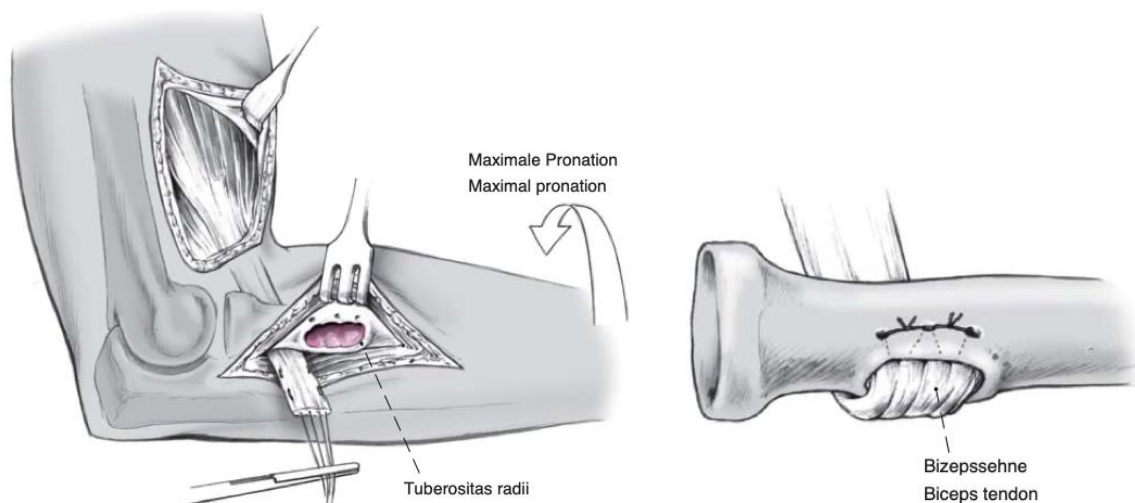


Abbildung 8 : Transossäre Refixation über „Double-incision“ (Wirth and Bohnsack, 2003)

2.5.2.3 Refixierungstechniken

- Transossäre Refixation

Dieses mittels „Double-incision“-Technik durchgeführte Verfahren (Abb. 8) galt lange Zeit als Goldstandart (Boyd H B, 1961, Bourne and Morrey, 1991, Lemos et al., 2004, Stuby et al., 2007). Nach Präparation der Tuberositas, wird mittels Fräse oder Bohrer eine ca. 6mm breite und ca. 2cm lange Nut sowie Bohrkanäle für die transossäre Naht geschaffen. Diese nimmt den mit nicht resorbierbaren Fäden armierten Sehnenstumpf auf. Alternativ kann die Sehne durch einen großen Knochenkanal gezogen und anschließend mit einer Durchflechtungsnaht fixiert werden. Durch Einziehen der Sehne in den Knochen entsteht ein maßgeblicher Nachteil dieser Methode. Es kommt zur Verkürzung der distalen Bicepssehne und folglich kann ein Pronationsdefizit resultieren (Lemos et al., 2004, Stuby et al., 2007). Die Technik sollte zudem jungen, nicht an Osteoporose leidenden Patienten vorbehalten sein (Berlet et al., 1998, Pereira et al., 2002).

- Fadenanker

Ein gängiges Verfahren ist die Refixation mittels Fadenankern (Abb. 9), dass erstmals 1996 von Lintner et al beschrieben wurde (Lintner and Fischer, 1996). Über einen „Single-incision“ Zugang wird die Tuberositas radii dargestellt und der Sehnenstumpf mit einem oder mehreren Ankern an seiner ursprünglichen anatomischen Lokalisation reinsertiert. Mittels Bildverstärker sollte eine intraoperative Lagekontrolle der Implantate erfolgen. Durch die verbreitete Verwendung von Ankersystemen in diversen Operationen, sind viele Chirurgen vertraut mit dieser Technik.

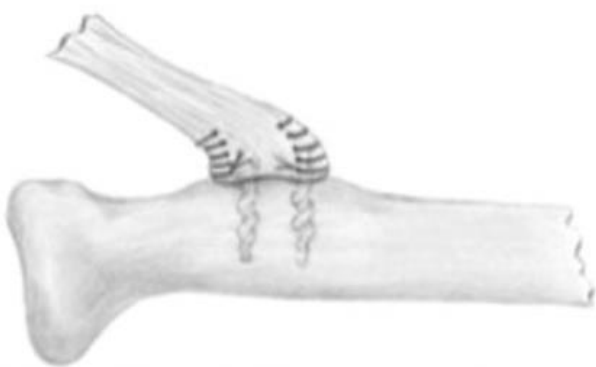


Abbildung 9: Fadenanker (Siebenlist et al., 2013, Ozyüreköğlü and Tsai, 2003)

- Interferenzschraube

Die Verwendung einer bioresorbierbaren Interferenzschraube (Abb. 10) stellt eine weitere Alternative dar, um die distale Bicepssehne zu refixieren (Khan et al., 2004). Unikortikal wird die Tuberositas radii mit einem 7-8mm Bohrer eröffnet. Wichtig ist, dass der Kanal bis zur Gegenkortikalis reicht um eine ausreichende Fixierung der Sehne zu ermöglichen. Anschließend wird durch Eindrehen der Interferenzschraube samt Sehne eine stabile Verbindung hergestellt. Auch hier ist eine Verkürzung der Sehne obligat.

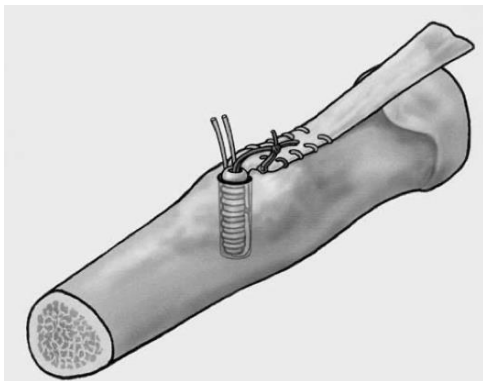


Abbildung 10: Interferenzschraube (Khan et al., 2004)

- Endobutton

Die Refixation mit einem Endobutton (Abb. 11) wurde erstmals durch Bain et al. im Jahr 2000 beschrieben (Bain et al., 2000). Unter Bildwandlerkontrolle wird ein transmedullärer Kanal auf Höhe der Tuberositas gebohrt. Um dabei eine Verletzung des N. interosseus posterior durch Bohrer oder Führungsdraht zu vermeiden muss streng auf eine 90° Supinationstellung des Unterarms geachtet werden. In Kadaverstudien konnte gezeigt werden, dass zwischen Nerv und Draht, zum Teil nur eine Distanz von ca. 7-14mm liegt (Bain et al., 2000, Greenberg et al., 2003). Der eingebrachte Endobutton wird auf der Rückseite des Radius gekippt und die fixierte Sehne anschließend fest in den Bohrkanal hineingezogen. Im Vergleich zu anderen Methoden konnte für die Endobutton – Technik die höchsten Versagenskräfte nachgewiesen werden. (Greenberg et al., 2003, Spang et al., 2006, Kettler et al., 2007, Mazzocca et al., 2007a, Chavan et al., 2008). Eine noch höhere Konstruktstabilität kann zusätzlich mit der Kombination einer Interferenzschraube (Abb. 11) erreicht werden (Heinzelmann et al., 2009, Sethi et al., 2010).

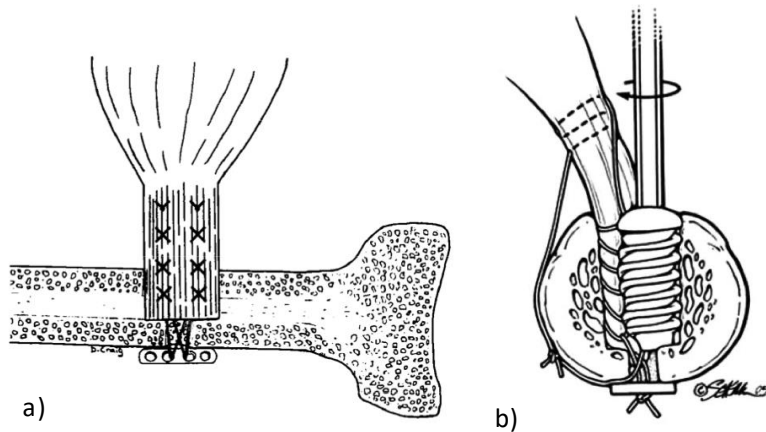


Abbildung 11:

a) Befestigung mittels Endobutton (Bain et al., 2000)

b) EndoButton-Fixation mit zusätzlicher Biotenodese Schraube (Heinzelmann et al., 2009)

2.5.2.4 Die neue Intramedulläre Bicepsbutton-Technik

Dieses Verfahren (Abb.12) wurde von Siebenlist et al. entwickelt (Siebenlist et al., 2011b). Der Vorteil dieser Technik ist, dass durch die intramedulläre Platzierung der Button das Risiko einer iatrogenen Schädigung des N. interosseus posterior (PIN) minimiert wird. Der PIN verläuft an der Dorsalseite des proximalen Radius und wird beim Durchbohren der posterioren Kortikalis, wie es für eine Mehrzahl der bisherigen Refixationstechniken notwendig ist, gefährdet (Cain et al., 2012, Banerjee et al., 2013, Nigro et al., 2013). Biomechanisch konnten für die intramedulläre Button Technik bereits sehr gute Ergebnisse nachgewiesen werden.

In einem in vitro Versuch erzielte diese Technik mit 455 ± 103 N die höchste Versagenslast im Vergleich zur „single intramedullary cortical button fixation“ (275 ± 44 N) und der „single extramedullary cortical button-based technique“ (305 ± 27 N) (Siebenlist et al., 2011b). Zusätzlich erlaubt die Zweipunkt-Fixierung eine möglichst anatomische Rekonstruktion des „Footprints“ (Siebenlist et al., 2011b).

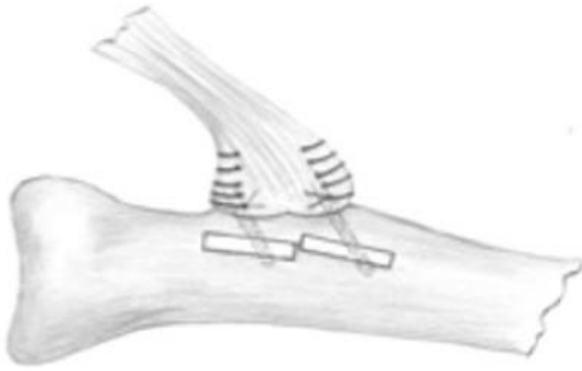


Abbildung 12: Intramedulläre Bicepsbutton (Siebenlist et al., 2013)

2.5.2.5 Komplikationen

Nervenläsionen stellen nach operativer Versorgung die häufigste Komplikation dar. Hauptsächlich betrifft dies den N. interosseus posterior (PIN; motorischer Endast des N. radialis) sowie den N. cutaneus antebrachii lateralis (ein sensibler Ast des N. musculocutanues) (Cain et al., 2012, Dunphy et al., 2017, Amarasooriya et al., 2020). Diese können durch mechanische Irritationen mittels Hakenzug oder direkte Verletzung entstehen. Die daraus resultierenden sensiblen bzw. motorischen Ausfälle sind in den meisten Fällen transient (El-Hawary et al., 2003, Amarasooriya et al., 2020). Im Falle einer dauerhaften Schädigung des PIN resultiert jedoch ein erhebliches funktionelles Defizit. Rerupturen und Implantatkomplikationen sind die zweithäufigste Komplikation und sind für ca. ein Drittel aller Revisionen verantwortlich (Amarasooriya et al., 2020). Des Weiteren kann es zu heterotopen Ossifikationen und Synostosen kommen. Daher muss unabhängig von Zugang und Verfahren akribisch auf die Entfernung von entstandenem Bohrmehl geachtet werden (Klonz et al., 2003b, Siebenlist et al., 2010). Symptomatische Ossifikationen mit einer Einschränkung der Beweglichkeit können eine operative Revision erforderlich machen. Wobei radioulnare Synostosen fast ausschließlich bei der „Double-incision“ Technik beobachtet werden (Amarasooriya et al., 2020). Weitere Komplikationen sind Bewegungseinschränkungen, Fehlplatzierung der Implantate sowie Infektionen (Jupiter and Ring, 1998, Chavan et al., 2008, Bisson et al., 2008, Dunphy et al., 2017, Amarasooriya et al., 2020).

2.6 Fragestellung und Zielsetzung

Bei einer distalen Bicepssehnenruptur ist die anatomische Rekonstruktion in „Single-incision“-Technik ein geeignetes Verfahren mit dem sehr gute klinische Ergebnisse erzielt werden können, (Dobbie, March 1941, Morrey et al., 1985, Baker and Bierwagen, 1985, Bindl et al., 1988, Lang et al., 1988, Krüger-Franke et al., 1992, Rantanen and Orava, 1999, Klönz A, 2000, Chillemi et al., 2007, Hetsroni et al., 2008). Unter den zur Verfügung stehenden Implantaten zur Refixation der Sehne scheint die Versorgung mittels Endobutton die strapazierfähigste Option mit den höchsten Versagenskräften zu sein (Greenberg et al., 2003, Spang et al., 2006, Mazzocca et al., 2007a, Kettler et al., 2007, Chavan et al., 2008). Ein Nachteil ist jedoch eine potenzielle Verletzung des Nervus interosseus posterior bei der extramedullären Platzierung des Endobutton (Bain et al., 2000, Greenberg et al., 2003, Amarasooriya et al., 2020). Zudem erlaubt die Versorgung mit nur einem Endobutton nicht die Wiederherstellung des ursprünglichen „Footprint“ der Sehne. Um diese Problematik zu verbessern entwickelten Siebenlist et al. eine neue Technik: die intramedulläre Bicepsbutton Technik (Siebenlist et al., 2011a, Siebenlist et al., 2011b).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es diese neue Technik mit dem etablierten Verfahren der Refixation mit Fadenankern (Pereira et al., 2002, Lemos et al., 2004, Schmidt et al., 2006, Khan et al., 2008, Lintner and Fischer, 1996) zu vergleichen.

Die Hypothese war, dass die doppelte intramedulläre Bicepsbutton Technik gegenüber der Fadenanker Technik überlegene biomechanische Eigenschaften hat.

Dabei wurden folgende Zielparameter untersucht:

- Displacement der Sehne nach zyklischer Belastung
- Maximale Versagenslast
- Steifigkeit des Konstrukts
- Versagensmodus

3 Material und Methoden

3.1 Präparate

Für die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Versuche wurden insgesamt 24 Thiel fixierte (Thiel, 1992) proximale Radii mit anhängender Bicepssehne von 12 paarigen humanen Ellenbogenpräparaten verwendet. Das Durchschnittsalter der humanen Kadaver betrug 82,41 Jahre (von 67-94 Jahre), davon waren 10 weiblich und 2 männlich (Tab. 1).

Präparat Nr.	Geschlecht	Alter	Methode	
			BB	FA
1	weiblich	92	re.	li.
2	weiblich	67	re.	li.
3	männlich	75	re.	li.
4	weiblich	86	re.	li.
5	weiblich	85	li.	re.
6	männlich	79	re.	li.
7	weiblich	87	li.	re.
8	weiblich	67	re.	li.
9	weiblich	87	li.	re.
10	weiblich	83	li.	re.
11	weiblich	87	li.	re.
12	weiblich	94	li.	re.
10 weiblich 2 männlich		$\bar{\varnothing} = 82,41$		

Tabelle 1: Übersicht Präparate und angewendete Methode
 $\bar{\varnothing}$ =Durchschnitt; re. = rechts; li. = links; BB = Bicepsbutton; FA = Fadenanker

Sämtliche Radii wurden proximal auf eine Länge von 10 cm gekürzt. Der Musculus biceps brachii wurde im distalen Drittel abgesetzt (Abb. 13). Die distale Bicepssehne wurde direkt am Ansatz scharf abgetrennt und anschließend wieder mit der intramedullären Bicepsbutton Technik oder mit der Fadenanker-Technik refixiert. Die Präparate wurden hinsichtlich rechter und linker Armseite aufgeteilt und die jeweilige Refixationstechnik wechselweise getestet.



Abbildung 13: Fertiges Präparat vor Absetzen der distalen Bicepssehne.

3.2 Vorversuche (CT)

In einer Voruntersuchung wurden alle 24 Präparate mittels CT (Brilliance iCT 256 slice, Philips Healthcare, Hamburg, Germany) analysiert. Um die Homogenität der Präparate sicherzustellen, wurde zum einen die Kortexdicke und zum anderen die Knochendichte an der Tuberositas radii bestimmt. Die Knochendichte wurde mit Hilfe eines Knochenphantoms (European Forearm Phantom, QRM GmbH, Möhrendorf, Germany) bestimmt. Die Messungen für die Knochendichte sowie für die Dicke von anteriorer und posteriorer Kortikalis wurden für jedes Kadaverpräparat an 3 verschiedenen Punkten (ROIs) durchgeführt – jeweils proximal, zentral und distal an der Tuberositas radii (Abb. 14). Zur anschließenden statistischen Auswertung wurde der Mittelwert aus allen Messwerten verwendet. Die Durchführung der CT-Scans sowie die Berechnung der o.g. Parameter erfolgte freundlicherweise durch PD Dr. med. Fingerle (Klinik für Radiologie, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, Deutschland).

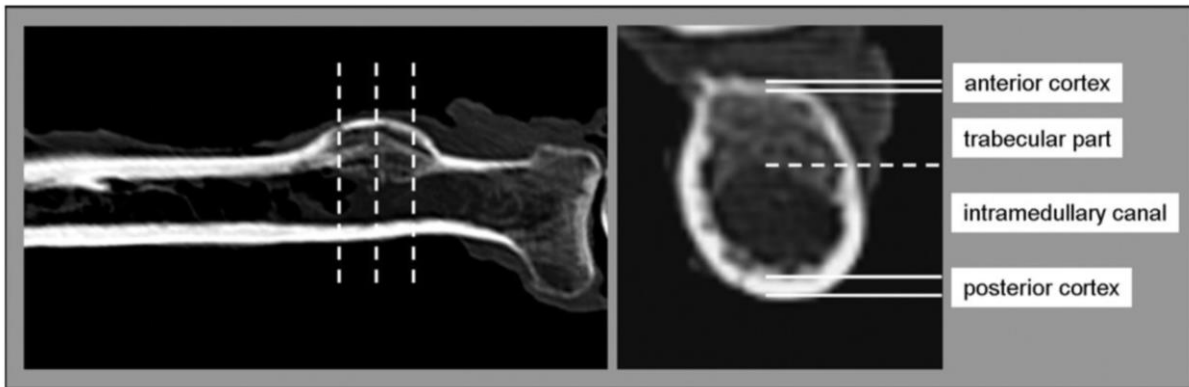


Abbildung 14: CT-Vorversuche: Messung der Knochendichte u. Kortexdicke (Bild aus (Siebenlist et al., 2011b)) links: Die gestrichelten Linien zeigen die ROI im proximalen, zentralen und distalen Bereich der Tuberositas radii. Rechts: axialer Scan zur Vermessung der Knochenkortices

3.3. Tenodesetechniken

3.3.1 doppelte intramedulläre Bicepsbutton

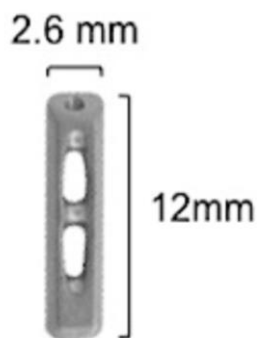


Abbildung 15: Bicepsbutton 2.6 x 12 mm der Firma Arthrex (Naples, FL, USA)

Die Tenodese wurde entsprechend der publizierten Technik von Siebenlist et al. durchgeführt (Siebenlist et al., 2011b). Für die Refixation der distalen Bizepssehne an der Tuberositas radii wurden je zwei Bicepsbutton (Abb. 15) mit einer Größe von 2,6 x 12 mm aus Titan, der Firma Arthrex (Naples, FL, USA) verwendet. An der Tuberositas radii wurden zwei identische Löcher mit einem Durchmesser von 3,2mm in die anteriore Kortikalis gebohrt. Um eine Interferenz der Bicepsbutton auszuschließen wurden die Löcher in einem Abstand von 12 mm (=Länge eines Bicepsbutton) gesetzt. In der Vorarbeit von Siebenlist et al. konnte der mittlere intramedulläre Durchmesser an der Tuberositas radii mit 9,6mm ermittelt werden. Damit ist ein Flippen der Bicepsbutton nach vertikaler Bohrung im intramedullären Raum nicht möglich. Um dies zu

ermöglichen müssen die Bohrungen in einem Winkel von 60° gegenüber dem Radiuschaft mit Inklination zum Radiuskopf durchgeführt (Abb. 16) (Siebenlist et al., 2011b).

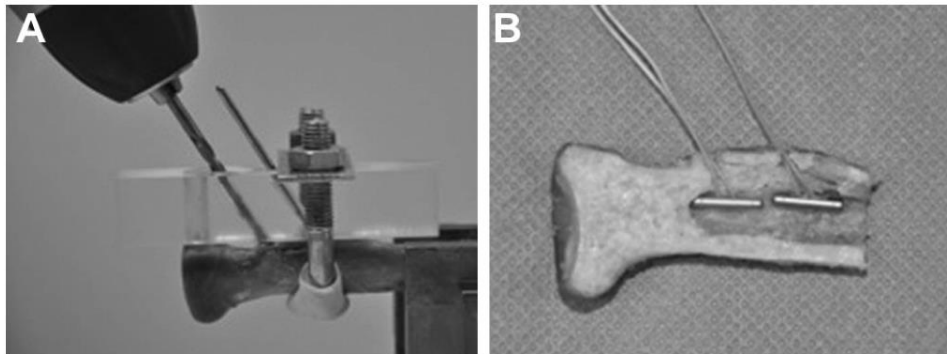


Abbildung 16: Implantation Bicepsbutton aus (Siebenlist et al., 2011b)

- a) Parallele Bohrerführung im Winkel von 60° mit Abstand von 12 mm zwischen den Bohrlöchern
- b) Sagittaler Querschnitt des Radius mit 2 intramedullär implantierten Bicepsbutton

Um die Bohrungen zu standardisieren wurde eine speziell angefertigte Schablone aus Plexiglas verwendet (Abb. 17). Im nächsten Schritt erfolgte die Armierung der Sehne mit verblockenden Nähten (siehe 3.3.3 Fadenmaterial und Nahttechnik). Die beiden Bicepsbutton wurden mit je einem Ende der beiden Fäden beladen und mithilfe eines Button-Inserters (Arthrex, Naples, FL, USA) durch die vorgebohrten Löcher in den Markraum eingeführt und geflippt. Unter Verwendung des jeweils freien Fadens wurde die Sehne nun fest an die Tuberositas radii herangezogen und mit 5 chirurgischen Knoten befestigt (Abb.19 rechts).

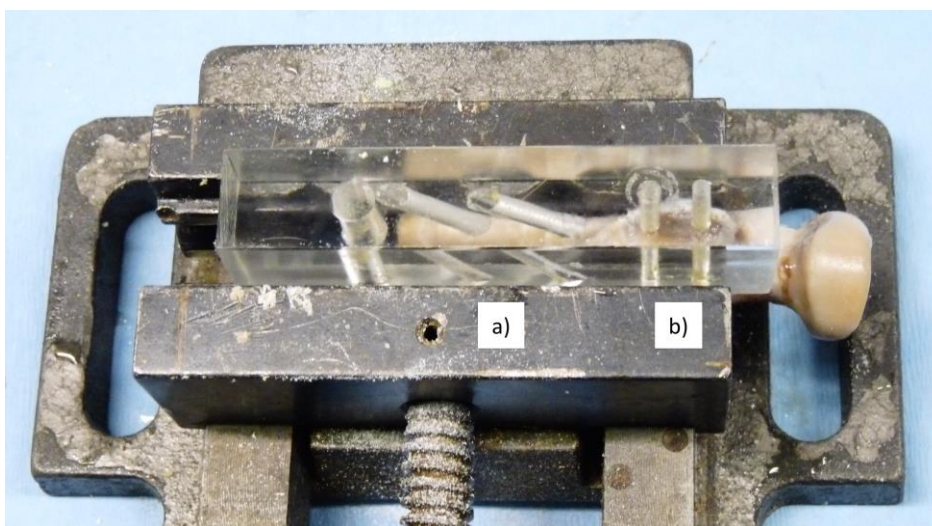


Abbildung 17: Plexiglasschablone mit Radius in Schraubstock

- a) Schablone für Bicepsbutton: Einbringwinkel um 60° geneigt um ein Kippen des Buttons im engen intramedullären Raum zu ermöglichen. (hier 180° gedreht für die Nahtankerbohrungen)
- b) Schablone für Nahtanker: Einbringwinkel 90°

Gut zu erkennen ist die Lage über dem proximalen und distalen Ende der Tuberositas radii

3.3.2 doppelte Fadenanker



Abbildung 18: Fadenanker mit Inserter 3.5 mm x 12 mm, der Firma Arthrex (Naples, FL, USA)

Die doppelte Fadenanker Refixation wurde ebenfalls gemäß vorangegangenen Studien durchgeführt (John et al., 2007, Mazzocca et al., 2007a). Das jeweilige paarige Gegenstück der Versuchsreihen wurde mit zwei Fadenankern, 3.5 mm x 12 mm aus Titan, der Firma Arthrex (Naples, FL, USA) versehen (Abb18). Die Anker wurden am distalen sowie proximalen Ende der Tuberositas Radii, den Angaben des Herstellers entsprechend eingebracht. Auch hier kam eine Bohrschablone aus Plexiglas zum Einsatz um sicherzustellen dass die senkrechten Vorbohrungen, mit einem Durchmesser von 2mm, im Abstand von 12 mm standardisiert in der Tuberositas radii liegen. Jeweils ein Ende des durch jeden Nahtanker gezogenen FiberWire wurde mit der distalen Bizepssehne mittels verblockender Nähte armiert. Wieder wurde die Sehne mit Hilfe des freien Fadens an die Tuberositas Radii herangezogen und mit 5 chirurgischen Knoten gesichert.



Abbildung 19: Tenodese mit zwei Fadenankern

links: Sehne jeweils mit einem Faden proximal und distal mit je 5 verblockenden Nahtstichen armiert
rechts: nach Verknotung

3.3.3 Fadenmaterial und Nahttechnik

Als Fadenmaterial wurde ein FiberWire der Stärke 2, Firma Arthrex (Naples, FL, USA), verwendet. Der Faden besteht aus einem Kern mit fein drahtigem langkettigem Polyethylen umspinnen von einem Mantel aus Polyester und Polyethylen. In Studien konnte dieser Faden ideale Voraussetzungen für die Verbindung einer Sehne mit einem Metallimplantat demonstrieren (Acton et al., 2004, Lawrence and Davis, 2005).

Als Nahttechnik wurde die Durchflechtungsnaht nach Krackow verwendet (Krackow et al., 1988). Wie von Krackow beschrieben wurden die Sehnen an ihren Seitenrändern mit je 5 Würfen aufwärts und abwärts fixiert und mit 5 gegenläufigen Knoten fixiert (Abb. 20).

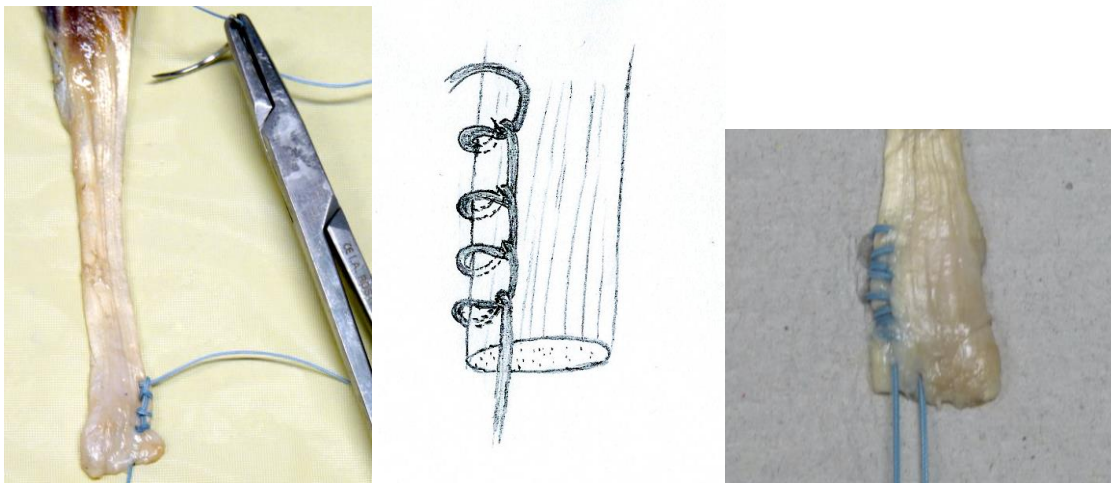


Abbildung 20: Durchflechtungsnaht nach Krackow unter Verwendung eines FiberWire

3.3.4 Röntgenkontrolle

Vor Versuchsbeginn wurde von jedem fertigen Konstrukt ein Röntgenbild (C-Bogen) im seitlichen Strahlengang aufgenommen um die exakte Lage der Implantate im intramedullären Raum des Radius sicherzustellen. Dadurch konnte eine inkorrekte Platzierung als Grund eines Versagens ausgeschlossen werden (Abb. 21).

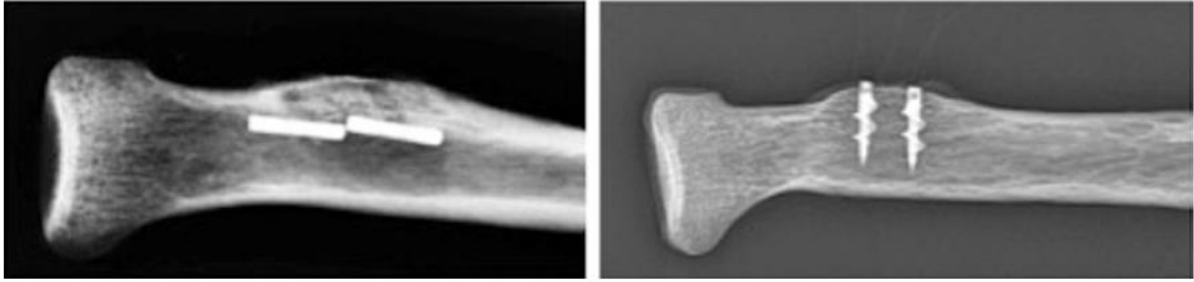


Abbildung 21: radiologische Lagekontrolle der beiden Techniken aus (Siebenlist et al., 2013)

a) doppelter intramedullärer Bicepsbutton

b) doppelter Fadenanker

3.4 Versuchsaufbau

3.4.1 Prüfmaschine

Für die definierte Belastung der Versuchsaufbauten wurde eine Zwicki-Line Materialprüfmaschine Typ Z2,5 TN der Firma Zwick/Roell (Ulm, Germany) verwendet. Die Maschine besteht im Wesentlichen aus einem einsäuligen Lastrahmen mit einer Fahrtraverse. Die Traversengeschwindigkeit ist optional von 0,001 bis 1000 mm/min einstellbar. Weitere Parameter wie Vorkraft, Zugablauf etc. können über die dazugehörige testControl Software reguliert werden. Die dazu benötigte Information wurde durch eine Kraftmessdose (2,5 kN) übermittelt. Die Prüfmaschine ist mit einem üblichen PC betreibbar (Abb. 22).

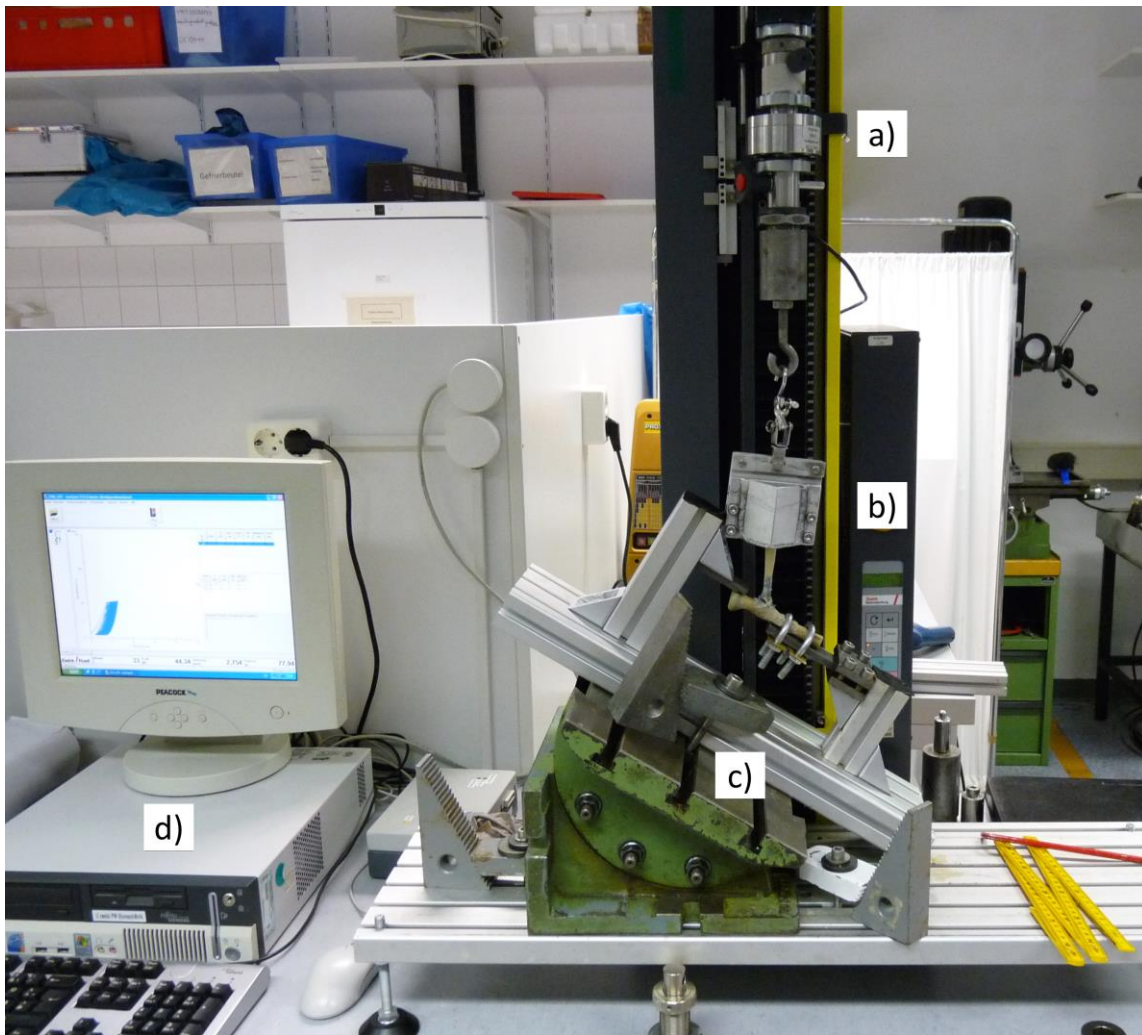


Abbildung 22: Übersicht Versuchsaufbau mit Präparat

- a) Kraftmessdose
- b) Klemmvorrichtung für M. biceps
- c) Einspannvorrichtung für Radius
- d) PC zur Datenerfassung

3.4.2 Einspannvorrichtung

Eine speziell für diese Versuche gefertigte Einspannvorrichtung (Abb. 23) wurde für die biomechanische Testung verwendet. Die winkelverstellbare Vorrichtung dient der Fixierung des gekürzten Radius im Versuchsfeld. Um ein verrutschen der Einspannvorrichtung zu vermeiden wird diese fest mit der Prüfmaschine verschraubt.

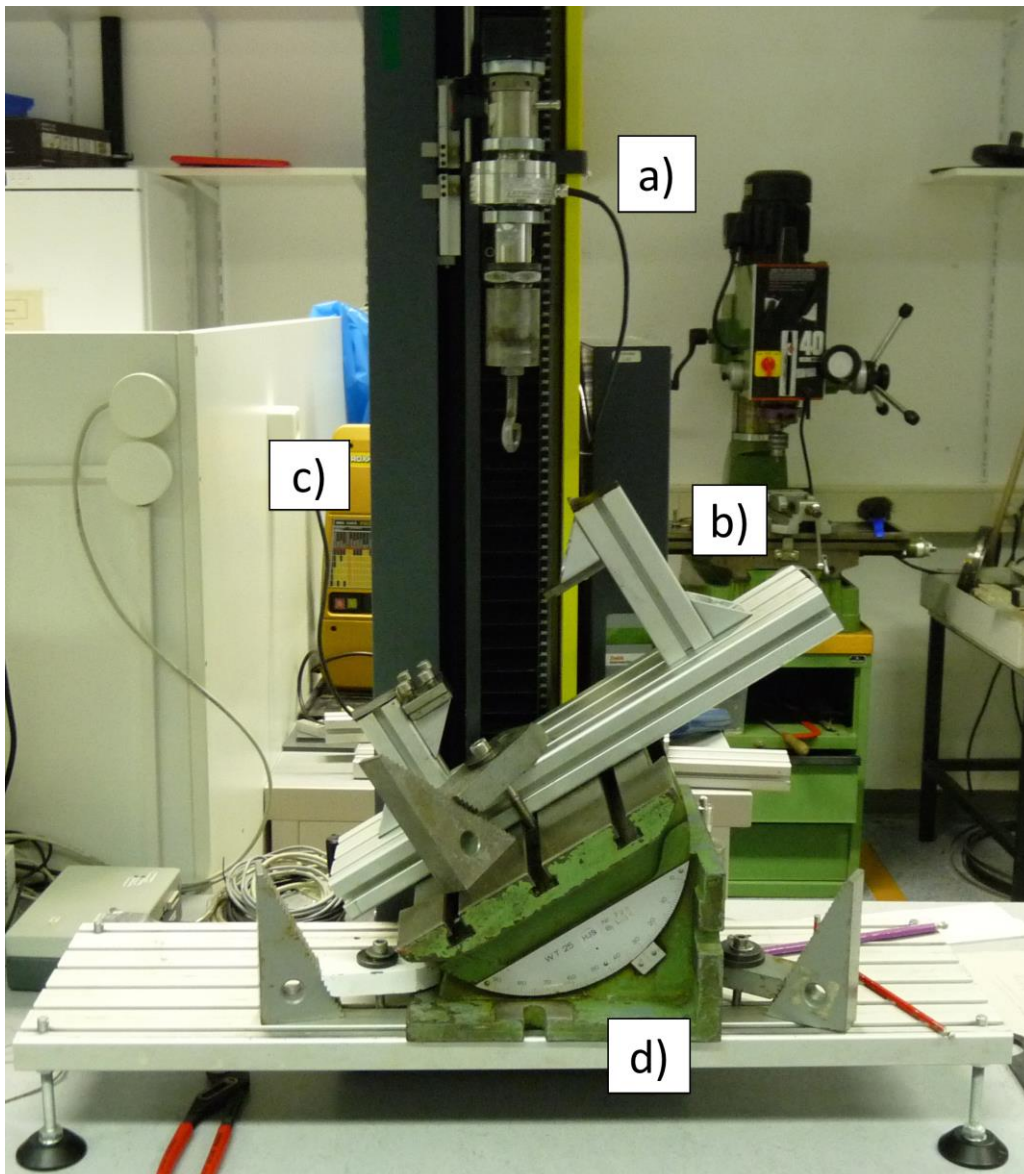


Abbildung 23: Übersicht Versuchsaufbau ohne Präparat

- a) Kraftmessdose mit Aufhängung
- b) Einspannvorrichtung für Radius
- c) Lastrahmen mit Fahrtraverse
- d) winkelverstellbarer Kipptisch

Im ersten Schritt wurde der gekürzte Radius mithilfe von 2 Rohrschellen fest auf ein Metallplättchen geschraubt (Abb.24). Danach wurde der gekürzte Muskelbauch des Biceps Brachii in einem Abstand von 7 cm, gemessen von der Tenodese, im Bereich des muskulotendinösen Übergangs in eine ebenfalls speziell angefertigte Klemmvorrichtung eingespannt (Abb. 25). Dazu wurde die Sehne mehrfach um einen Metallstift gewickelt und in der Nut der Klemme platziert. Durch verschrauben der beiden Hälften war das Präparat fest fixiert. Im Anschluss wurde dieses an der Kraftmessdose aufgehängt und war so mit dem Lastrahmen der Prüfmaschine verbunden. Zur Vermeidung einer

akzidentellen Belastung oder Spannung musste der Lastrahmen entsprechend abgesenkt werden, bevor das mit dem Radius verbundene Metallplättchen in die Einspannvorrichtung montiert wurde.

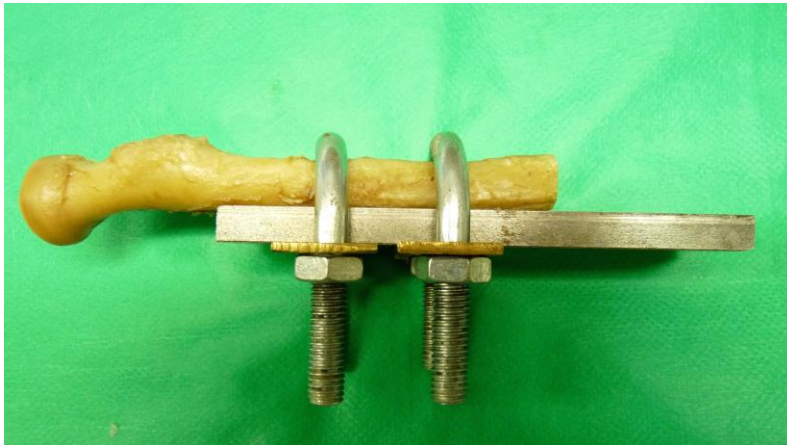


Abbildung 24: Befestigung Radius (hier zur Demonstration ohne Sehne)

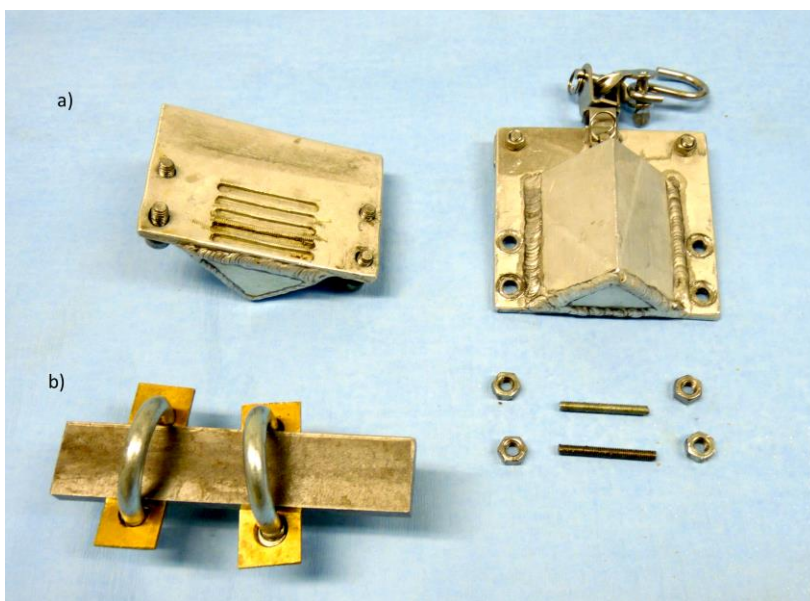


Abbildung 25: Fixierungsvorrichtung
a) Klemme für distalen Muskelbauch
b) Metallplatte und Rohrschellen zur Fixierung des Radius

Um den physiologischen Zug am Bicepssehne - Knochen - Übergang nachzuempfinden wurde die Tuberositas radii um 45° gegenüber einer horizontalen ausgerichtet (Krushinski et al., 2007).

Zur Reproduzierbarkeit des Versuchs müssen Tuberositas radii, Sehne, Klemme und Lastarm der Prüfmaschine in einer Senkrechten stehen (Abb. 26).



Abbildung 26: fertiges Präparat in Testfeld eingespannt

3.4.3 optisches Messsystem

Als optisches Messsystem diente eine handelsübliche Lumix DMC-FZ28 Digitalkamera der Firma Panasonic (Osaka, Japan). Auf ein Stativ montiert, wurde sie auf die Oberkante der Tuberositas radii im Testfeld ausgerichtet. So konnte das Displacement der Bicepssehne von der Tuberositas radii exakt erfasst werden. Zur Versuchsauswertung wurde vor und nach jedem Versuchsdurchlauf ein Bild aufgenommen.

3.4.4 Software

3.4.4.1 testXpert® II

Die gewonnenen Daten der Zwicki-Line Materialprüfmaschine wurden durch die dazugehörige Software testXpert® II (Zwick/Roell, Ulm, Germany) erfasst. Die entstandenen Messwerte wie Standartweg, Standartkraft und Dehnung wurden als Datei (.TRA) gespeichert und später Extrahiert. Die weitere Verarbeitung der extrahierten Daten erfolgte mit Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA).

3. 4.4.2 Image J

Zur fotooptischen Bestimmung des Displacement von Sehne und Knochen wurden die aufgenommen Bilder mithilfe der Bildverarbeitungssoftware Image J (National Institute of Health, USA) ausgewertet. Bei jedem Foto wurde ein Maßstab mit Fotografiert (Abb.27). Dieser dient der exakten Kalibrierung der Analysesoftware, sodass die vorher manuell festgelegten ROI ausgemessen werden konnten. Als ROI wurden der proximale, zentrale und distale Teil des anatomisch wiederhergestellten Fußabdrucks der distalen Bicepssehne festgelegt (Abb.28). Für die Versuchsauswertung wurde jeweils der Mittelwert der drei ROI verwendet. Image J kommt regelmäßig in anderen Studien zum Einsatz um anatomische Präparate zu vermessen (Shin et al., 2010, Iriuchishima et al., 2012, Iriuchishima et al., 2013).

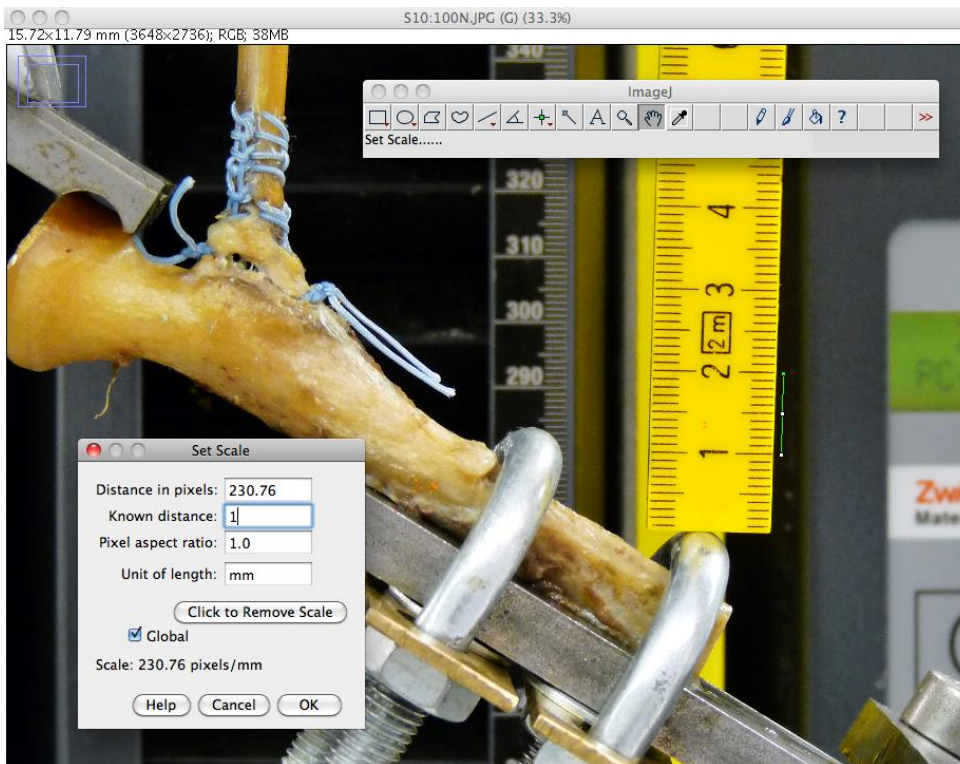


Abbildung 27: Kalibrierung der Image J Software
Fotografie eines Präparats nach zyklischer Belastung. Vor Messung der Sehnen-Knochen Dislokation wurde die Bildbearbeitungssoftware mit Hilfe des Maßstabes kalibriert. (siehe grüne Linie rechter Bildrand)

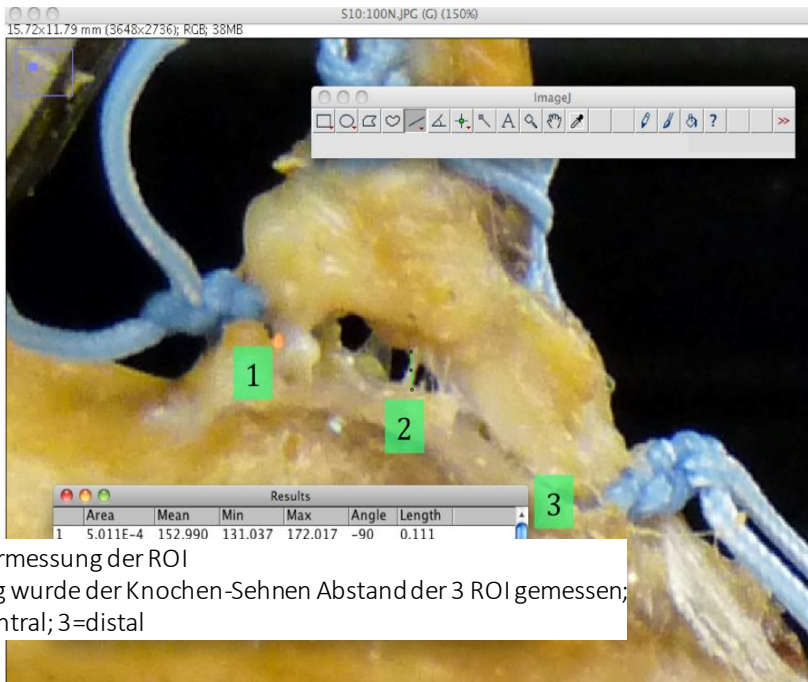


Abbildung 28: Vermessung der ROI
 Nach Kalibrierung wurde der Knochen-Sehnen Abstand der 3 ROI gemessen;
 1=proximal; 2=zentral; 3=distal

3.4.4.3 PASW

Zur Statistischen Analyse und Auswertung der gewonnen Daten wurde die Software PASW (Predictive Analysis SoftWare) Version 18.0.2 (SPSS Inc., Chicago, IL. USA) verwendet.

3.5 Versuchsanordnung

Für den biomechanischen Vergleich zwischen doppelter intramedullärer Bicepsbutton - Refixation (n=12) und doppelter Fadenanker-Refixation (n=12) wurden folgende Zielparameter gemessen:

1. Displacement zwischen Sehne und Knochen nach Belastung mit 5-50N für 1000 Zyklen (bei 1.5 Hz) in mm
2. Displacement zwischen Sehne und Knochen nach Belastung mit 5-100N für 1000 Zyklen (bei 1.5 Hz) in mm
3. maximale Versagenslast bei einer Extensionsrate von 4 mm/s in N
4. Steifigkeit des Konstrukts in N/mm
5. Versagensmodus

Versuchsbedingungen:

- Jedes Präparat muss die Versuche in unten genannter Reihenfolge durchlaufen um gleiche Bedingungen vorauszusetzen.
- Ein vorzeitiger Ausriss eines Implantats oder Riss einer Sehne/Faden ist als Versagen definiert.
- Kommt es bei einem der beiden Versuchsgruppen zu einem vorzeitigen Versagen wird das jeweilige paarige Gegenstück aus der Analyse entfernt und nicht in der Versuchsauswertung bzw. den Ergebnissen berücksichtigt.
- Der Versuchsaufbau wird zwischen den Versuchen nicht verändert.

3.6 Versuchsdurchführung

Alle Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt. Um ein Austrocknen der Sehnen zu vermeiden wurden sie mittels einer Sprühflasche, gefüllt mit 0.9% NaCl-Lösung feucht gehalten. Die 24 Präparate wurden in zufälliger Reihenfolge nacheinander getestet.

3.6.1 Versuch 1: Displacement nach zyklischer Belastung (5-50N)

Zur Messung des entstandenen Abstands zwischen Knochen und Sehne wurde jedes Präparat wie oben beschrieben im Testfeld fixiert. Vor Beginn der zyklischen Belastung wurde jedes Konstrukt einer Vorlast von 5N eine Minute lang ausgesetzt, um einen einheitlichen Startpunkt zu gewährleisten. Vor Beginn der Testung wurde ein Ausgangsbild des Versuchsfeldes mittels des auf Höhe des Knochen-Sehnen-Übergangs ausgerichteten optischen Messsystem (s.o.) aufgenommen. Im Anschluss daran Start der Versuchsdurchführung. Jeder Prüfkörper wurde bei einer Frequenz von 1,5 Hertz für 1000 Zyklen mit 5-50 N axialem Zug belastet. Nach Ablauf der 1000 Zyklen entlastete die Prüfmaschine das Konstrukt sodass eine Zugspannung von 5 N erhalten blieb. Ein zweites Bild wurde angefertigt.

3.6.2 Versuch 2: Displacement nach zyklischer Belastung (5-100N)

Versuchsaufbau und -durchführung entsprechen denen von Versuch 1. Wieder wurden die Konstrukte bei einer Frequenz 1,5 Hertz für 1000 Zyklen axial unter Zug gesetzt. Nun mit einer Kraft

von 5-100N. Die fotooptische Messung erfolgte ebenfalls wie bei Versuch 1 unter einer Zugspannung von 5N vor und nach Versuchsdurchlauf.

3.6.3 Versuch 3: maximale Versagenslast

Die Versuchsdurchführung erfolgte im direkten Anschluss. Der Aufbau blieb dabei unverändert. Auch hier war eine Vorspannung von 5 N als Startpunkt definiert. Zur Messung der Versagenslast wurden die Konstrukte mit einer Geschwindigkeit von 4mm/s durch die Prüfmaschine angefahren. Als Versuchsabbruch ist ein Kraftabfall um 50% der bisher applizierten maximalen Kraft definiert ($F_{max} 50\%$). Die gemessene Maximalkraft (F_{max}) in Newton wurde als Versagenslast angenommen. Die mit der Prüfmaschine verbundene Kraftmessdose (2,5 kN) übermittelte die gemessene Kraft an die testXpert® II Software.

3.6.4 Steifigkeit des Konstrukts

Mit Hilfe der testXpert® II Software wurden die im Maximalkraftversuch gemessenen Daten in Kraft-Weg-Diagramme umgewandelt. Der linear ansteigende Teil des Graphen wurde verwendet um daraus die Steifigkeit des Konstrukts zu berechnen.

3.6.5 Versagensmodus

Während den zyklischen (Versuch 1 + 2) und dem statischen (Versuch 3) Versuch wurde der jeweilige Versagensmodus dokumentiert um in der späteren Analyse mögliche Stärken oder Schwächen der Systeme bzw. der Versuchsdurchführung aufzuzeigen (Abb. 29).



Abbildung 29: Beispiel Foto eines knöchern ausgerissenen Fadenanker

3.7 Ergebnisauswertung / Statistik

Die statistische Analyse erfolgt durch die Software PASW, Version 18.0.2 (SPSS Inc, Chicago, Illinois). Die Daten werden als Mittelwert \pm Standardabweichung dargestellt. Der Vergleich zwischen den beiden verschiedenen Versuchsgruppen wurde mit dem gepaarten t-Test oder dem Wilcoxon signed-rank Test durchgeführt. Eine pre-Test Poweranalyse ergab, dass eine Stichprobengröße von 9 in jeder Gruppe ausreicht, um eine Power von 80% zu erreichen, um einen Unterschied in der Versagenslast von 150 N mit einer gemeinsamen SD von 100 N unter Verwendung eines zweiseitigen t Tests mit einem Signifikanzniveau 5% zu ermitteln.

4 Ergebnisse

4.1 Vorversuche

4.1.1 CT-Analyse

Mittels der CT-Analyse wurde bei allen 24 Präparaten die Kortexdicke (anterior und posterior) sowie die Knochendichte an der Tuberositas radii bestimmt, um eine Homogenität der Präparate zu gewährleisten. Die Ergebnisse der CT - Analyse sind in Tabelle 2 zusammengefasst:

	mean \pm SD		p-Wert
Kortexdicke (mm)	BB	FA	
anterior	1,06 \pm 0,17	1 \pm 0,13	0,231
posterior	2,16 \pm 0,34	2,1 \pm 0,43	0,36
Knochendichte Tub. radii (mg/dl)			
	281,01 \pm 56,20	289,24 \pm 60,85	0,54

Tabelle 2: CT-Analyse der Präparate
(BB= Bicepsbutton; FA= Fadenanker; mean= Mittelwert; SD= Standardabweichung)

Die verwendeten Präparate zeigten im Mittel eine Dicke des anterioren Kortex von $1,06 \pm 0,17$ mm für die Versuchsreihe der Bicepsbutton (BB) und $1 \pm 0,13$ mm für die Fadenanker (FA) (Abb. 30). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Versuchsgruppen ($P=0,231$).

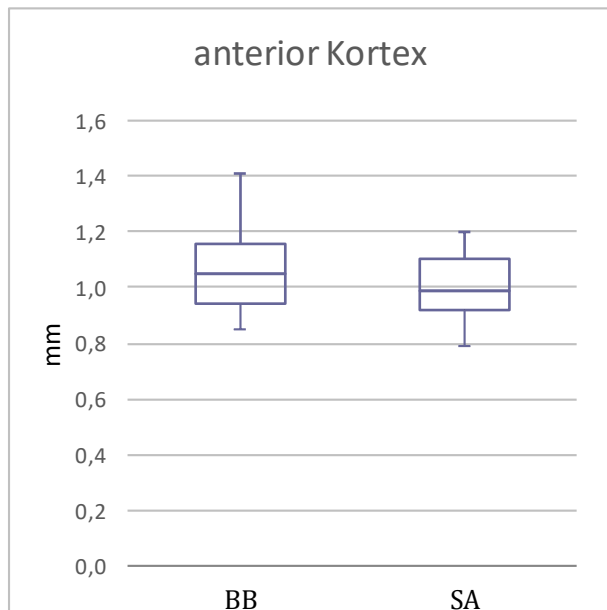


Abbildung 30: Dicke des anterioren Kortex der Präparate in mm
BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker ($P=0,231$)

Der posteriore Kortex der BB war im Mittel $2,16 \pm 0,34$ mm dick und bei den FA $2,1 \pm 0,43$ mm (Abb.31). Auch hier zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($P=0,360$).

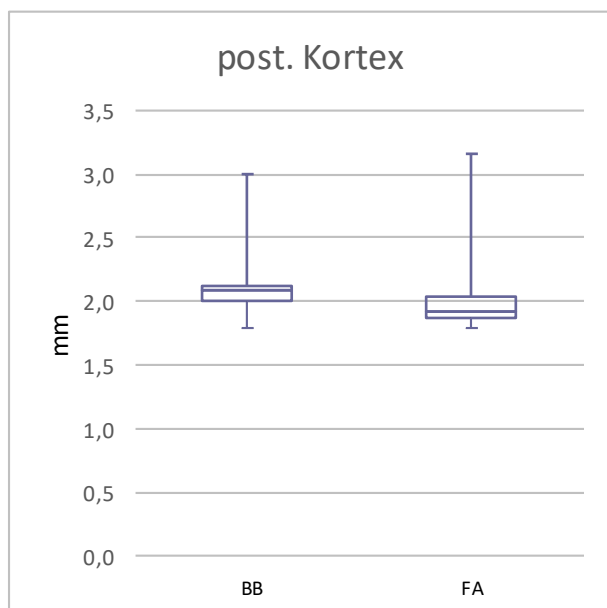


Abbildung 31: Dicke des posterioren Kortex der Präparate in mm
BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker ($P=0,36$)

Bei den Konstrukten mit den BB lag die Knochendichte an der Tuberositas radii bei $281,01 \pm 56,20$ mg/dl und bei den FA bei $289,24 \pm 60,85$ mg/dl (Abb.32). Der Unterschied war nicht signifikant ($P=0,540$).

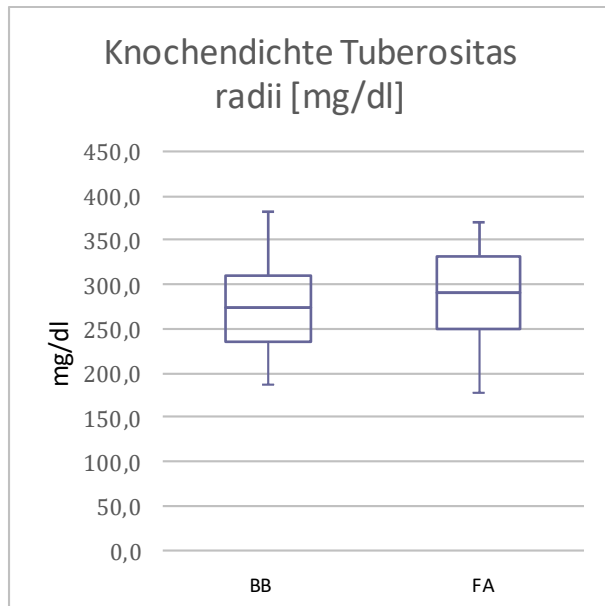


Abbildung 32: Knochendichte an der Tuberositas radii (anteriorer Kortex)
BB= Bicepsbutton; FA= Fadenanker ($P=0,540$)

4.1.2 Röntgenkontrolle

Von jedem Präparat mit Tenodesese erfolgte eine radiologische Kontrolle zur Beurteilung der Implantatlage (Abb. 21). Hier konnte bei keinem der Konstrukte eine Fehlpositionierung der Implantate festgestellt werden.

4.2 Hauptversuche

Tabelle 3 zeigt eine Zusammenfassung der ermittelten Werte aus den Hauptversuchen. Es wird zur besseren Übersicht in zyklische (Versuch 1+2; Displacement) sowie statische Versuche (Versuch 3; Versagenslast + Steifigkeit) unterteilt. Es werden die Mittelwerte mit Standardabweichung und Signifikanzwert angegeben. Zwischen den Versuchsgruppen konnte in keiner Versuchsreihe ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Allerdings kam es in der Gruppe der Fadenanker bei den zyklischen Versuchen zu insgesamt 4 vorzeitigen Versager (1 Versager bei Versuch 1 bis 50N und 3 Versager bei Versuch 2 bis 1000N). Damit sinkt die Gruppengröße in Versuch 1 (bis 50N) auf $n=11$ und in Versuch 2 (bis 100N) auf $n=8$.

zyklische Versuche		BB	FA	p-Wert
Displacement Knochen-Sehne [mm]				
n=11	nach 1000Zyklen bis 50N	0,6 ± 1,4	1,4 ± 1,4mm	0,406
n=8	nach 1000Zyklen bis 100N	2,1 ± 2,4	3,5 ± 3,7	0,688
statische Versuche		BB	FA	p-Wert
n=8	maximale Versagenslast [N]	312 ± 76	200 ± 120	0,052
n=8	Steifigkeit [N/mm]	67,1 ± 11,7	55,9 ± 21,3	0,084

Tabelle 3: Zusammenfassung der Versuchsergebnisse
BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker

4.2.1 Versuch 1: Displacement nach zyklischer Belastung (5-50N)

Nach 1000 Zyklen zeigte sich in der Gruppe der Bicepsbutton ein mittleres Displacement von $0,6 \pm 1,4$ mm und für die Gruppe der Fadenanker von $1,4 \pm 1,4$ mm (Abb. 33). Es zeigt sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,406$). Bei den FA kam es bei einem Konstrukt nach 521 Zyklen zu einem vorzeitigem Ausriss beider Anker. Das jeweilige paarige Gegenstück der BB wurde damit in der statistischen Auswertung (Tab.3) nicht berücksichtigt. Die Gruppengröße sank auf $n=11$.

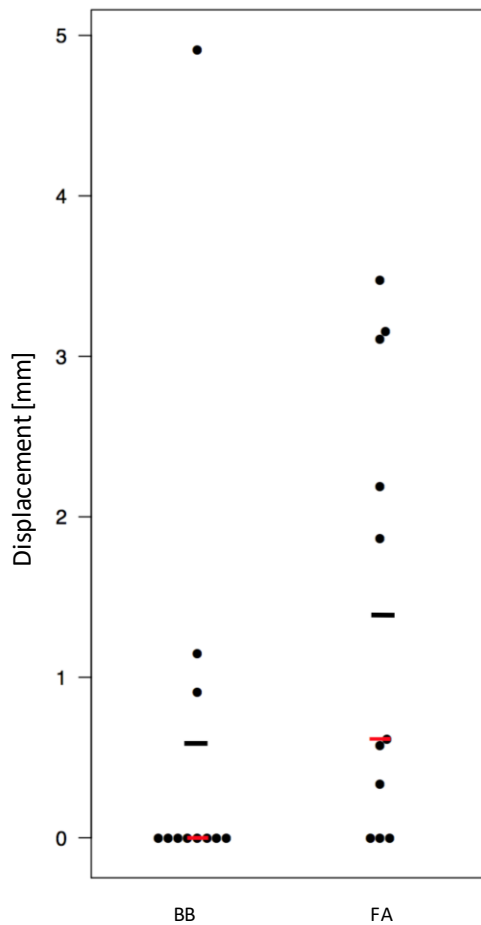


Abbildung 33: Displacement nach zyklischer Belastung (5-50N) in mm
 BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker; schwarze Linie=Mittelwert; rote Linie=Median

4.2.2 Versuch 2: Displacement nach zyklischer Belastung 5-100N

Nach weiteren 1000 Zyklen zeigte sich für die Bicepsbutton ein mittleres Displacement von $2,1 \pm 2,4$ mm und für die Gruppe der Nahtanker $3,5 \pm 3,7$ mm. Der Unterschied zwischen BB und FA war statistisch nicht signifikant ($p=0,688$). Allerdings kam es zum erneuten vorzeitigen Versagen von drei Konstrukten in der Gruppe der FA. Im Mittel nach 309 Zyklen (187, 230, 511). Auch hier wurden die Messwerte der paarigen BB in der statistischen Auswertung nicht verwendet (Abb. 34) und die Gruppengröße sank auf $n=8$.

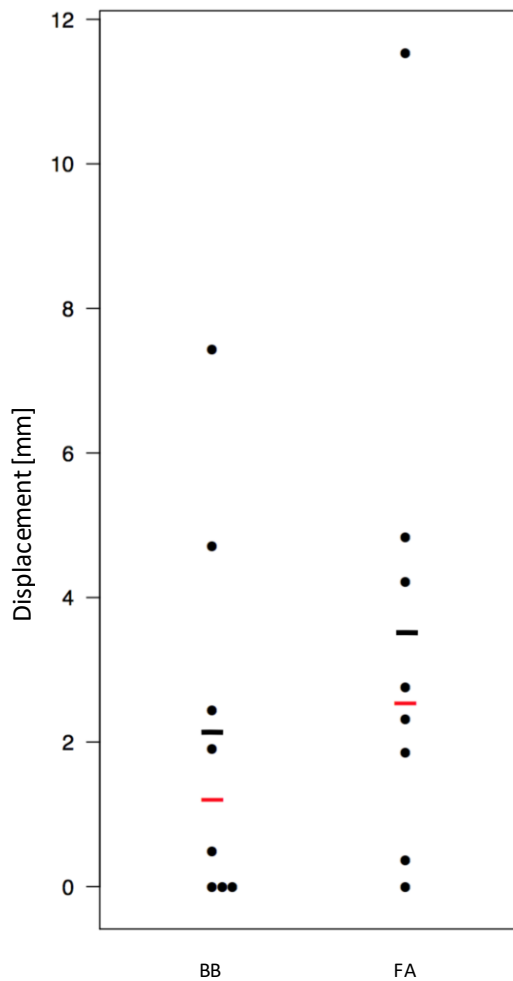


Abbildung 34: Displacement nach zyklischer Belastung (5-100N) in mm
 BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker; schwarze Line=Mittelwert; rote Linie=Median

4.2.3 Versuch 3: maximale Versagenslast

Für die Bicepsbutton wurde eine durchschnittliche Versagenslast von 312 ± 76 N ermittelt. Die Fadenankerkonstrukte versagten im Mittel bei 200 ± 120 N (Abb. 35). Auch hier konnte kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Techniken festgestellt werden ($p=0,052$).

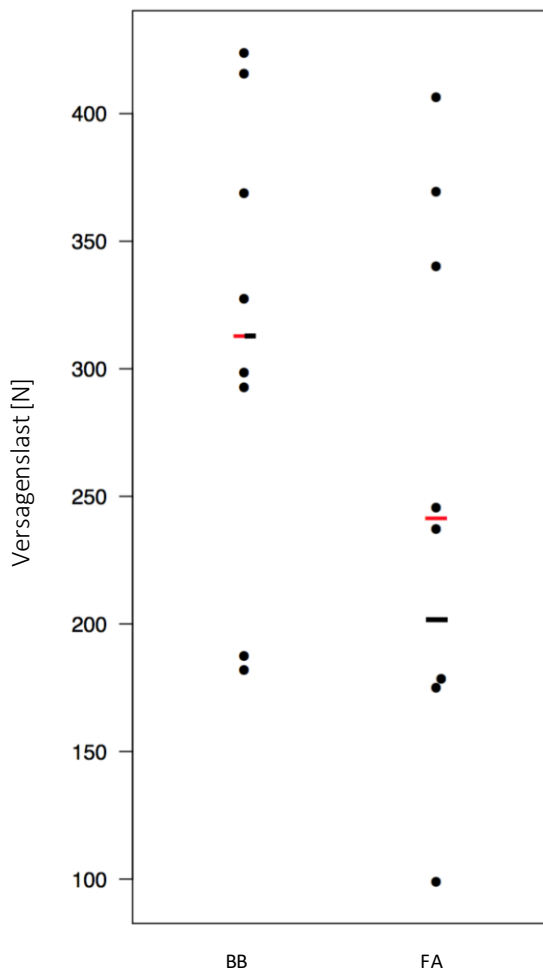


Abbildung 35: maximale Versagenslast in N
 BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker; schwarze Linie=Mittelwert; rote Linie=Median

4.2.4 Steifigkeit des Konstrukts

Die Berechnung der Steifigkeit der Konstrukte aus den Kraft-Weg Diagrammen ergab für die Bicepsbutton $67,1 \pm 11,7$ N/mm und für die FA $55,9 \pm 21,3$ N/mm (Abb.36). Auch hier wurde kein signifikanter Unterschied ermittelt ($p=0,084$).

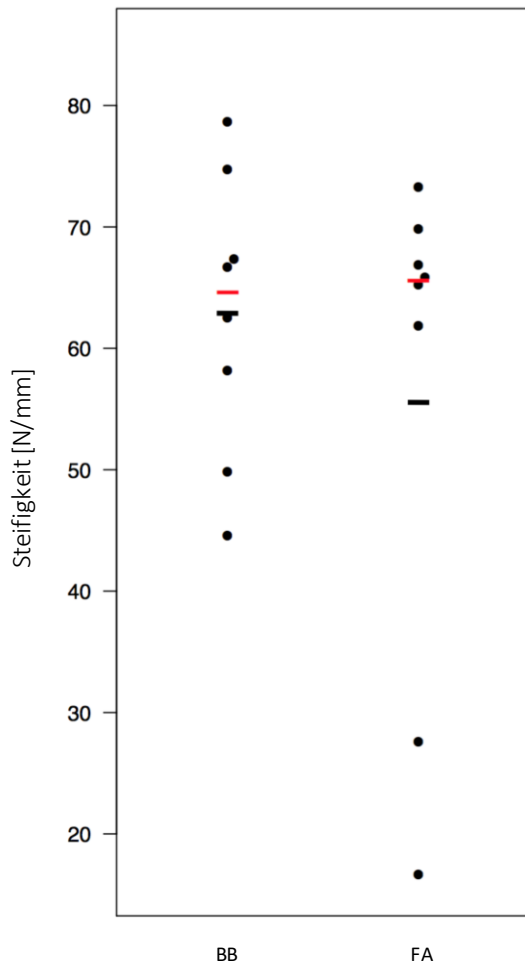


Abbildung 36: Steifigkeit in N/mm
 BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker; schwarze Linie=Mittelwert; rote Linie=Median

4.5 Versagensmodus

4.5.1 zyklische Versuche

Alle 12 Konstrukte der Bicepsbutton Gruppe durchliefen die zyklischen Messversuch vollständig ohne Versagen, wohingegen 4 von 12 (34%) Konstrukten der Fadenankergruppe die Versuche durch Ausriss eines oder beider Ankerimplantate nicht überstanden (Tab. 4). Bei einem Anker-Konstrukt rissen in der ersten Versuchsreihe (5-50N) nach 521 Zyklen beide Anker knöchern aus. Bei den anderen drei Ankerkonstrukten kam es während der zweiten Versuchsreihe (5-100N) nach 187, 230 und 511 (mean=309 Zyklen) zum Ausriss des distalen Ankers. Die Versager und deren korrespondierende Partner der BB wurden von der statistischen Auswertung des Displacements ausgeschlossen (Tab.3).

zyklische Versuche	BB	FA
vorzeitige Versager		
nach 1000 Zyklen bis 50N	0	1
nach 1000 Zyklen bis 100N	0	3

Tabelle 4: Vorzeitige Versager bei zyklischer Versuchsreihe
BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker

4.5.2 Statische Versuche

Drei verschiedene Versagensarten wurden beobachtet: knöcherner Ausriss eines Implantats, Fadenversagen und Sehnenversagen. Ein Versagen der Naht nach Krackow konnte in keinem Fall beobachtet. Die folgende Tabelle demonstriert grafisch die Arten des Versagens mit ihren jeweiligen Anteilen (Tab. 5). In der Gruppe der Bicepsbutton versagten 7 (~58%) Präparate durch einen Ausriss der beiden Bicepsbutton. Bei 4 Konstrukten (~33%) kam es zu einem Versagen der Sehne und bei einem (~8%) Riss der Faden.

Die Gruppe der Nahtanker zeigten einen einheitlichen Versagensmodus. Bei den 8 (100%) verbliebenen Präparaten kam es zum knöchernen Ankerariss des FA.

statische Versuche	Sehnenversagen	knöcherner Ausriss	Fadenversagen
BB (n=12)	4 (33%)	7 (58%)	1 (8%)
FA (n=8)	0	8 (100%)	0

Tabelle 5: Versagensart bei maximal Kraft Versuchen
BB=Bicepsbutton; FA=Fadenanker

5 Diskussion

Die distale Bicepssehnenruptur betrifft in der Regel körperlich aktive Männer im Alter zwischen 40-60 Jahren (Safran and Graham, 2002, Kelly et al., 2015). Bei einer konservativen oder verzögerten Therapie drohen den Betroffenen erhebliche Funktionseinbußen bis hin zum Verlust der Arbeitsfähigkeit (Morrey et al., 1985, Baker and Bierwagen, 1985, Klönz et al., 2003a, Chillemi et al., 2007, Hetsroni et al., 2008). So hat sich im Laufe der letzten Jahrzehnte die operative Versorgung als Therapie der Wahl durchgesetzt. Mittlerweile stehen dem Operateur eine Vielzahl an unterschiedlichen OP-Techniken mit verschiedenen Implantaten zur Verfügung, jedoch gibt es nach wie vor keinen Goldstandard (Rantanen and Orava, 1999, Greenberg et al., 2003, Lemos et al., 2004, Mazzocca et al., 2008, Kettler et al., 2008, Chavan et al., 2008, Srinivasan et al., 2020, Castioni et al., 2020, Looney et al., 2022). Der Anspruch an die optimale Technik sollte eine größtmögliche Stabilität, technisch einfache Durchführung und eine niedrige Komplikationsrate sein. Bei den etablierten Verfahren ist häufig eine bikortikale Durchbohrung an der Tuberositas radii erforderlich. Dies geht mit einem Risiko für eine Verletzung des N. interosseus posterior (PIN) einher, der hier an der posterioren Kortikalis in kritischer Lage verläuft. Um das Risiko einer iatrogenen Nervenverletzung zu minimieren wurde von Siebenlist et al. die Technik der doppelten intramedullären Bicepsbutton entwickelt (Siebenlist et al., 2011b). Bei dieser anatomischen Rekonstruktion werden die Implantate im Markraum verankert ohne dabei die posteriore Kortikalis zu affektieren. Grundlegende Voraussetzung für die suffizienten Einheilung der Sehne ist eine stabile Verankerung am Knochen. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es die biomechanischen Eigenschaften dieser neuen Technik im Vergleich zu einem bereits etablierten Verfahren zu untersuchen.

Diskussion der Ergebnisse

Nach dem ersten zyklischen Versuch (1000 Zyklen mit 5-50N) wurde für die Fadenanker ein Displacement von durchschnittlich $1,4\text{mm} \pm 1,4\text{mm}$ ermittelt. Für die untersuchten BB-Systemen betrug das Displacement $0,6\text{mm} \pm 1,4\text{mm}$ ($p=0,406$). Auch nach dem zweiten zyklischen Versuch (1000 Zyklen mit 5-100N) zeigten die BB-Konstrukte ein geringeres Displacement gegenüber den Fadenankern. Im Vergleich kam es zu einem durchschnittlichen Abstand von $2,1\text{mm} \pm 2,7\text{mm}$ bei den BB gegenüber $3,5\text{mm} \pm 3,7\text{mm}$ bei den FA ($p=0,688$). In der zyklischen Versuchsreihe zeigte

sich somit tendenziell ein geringeres Displacement für die BB-Gruppe, allerdings war der Unterschied zu der FA-Gruppe nicht signifikant.

Bei den zyklischen Testungen (Versuch 1+2) wurden die Konstrukte einer repetitiven Belastung ausgesetzt um eine frühfunktionelle Beübung zu simulieren. Da eine Kraft von ca. 50N benötigt wird, um den Unterarm bei 90° Flexion im Ellenbogen entgegen der Schwerkraft zu halten (Frankel, 2001) wurde dieser Parameter für die erste Testreihe festgelegt. Weitere vorangegangene Studien gehen ebenfalls von einer Kraft von ca. 50N aus um den Ellenbogen zu beugen und bauen darauf ihr Versuchsprotokoll auf (Berlet et al., 1998, Spang et al., 2006, Mazzocca et al., 2007a, Sethi et al., 2010, Rose et al., 2011). Im zweiten Versuch wurde im direkten Anschluss eine zyklische Belastung von 5N-100N gefahren. Dies sollte ein mögliches aggressiveres postoperatives Nachbehandlungsschema simulieren. So wird nach Frankl et al. eine Kraft von 112N benötigt um den Unterarm im Ellenbogen entgegen der Schwerkraft zu flektieren, wenn ein 1kg schweres Objekt in der Hand gehalten wird (Frankel, 2001). Zur besseren Vergleichbarkeit wurde hier eine Kraft von 100 N gewählt.

Mazzocca et al. untersuchten in einer ähnlichen biomechanischen Studie das Displacement von vier verschiedene Tenodesetechniken (Mazzocca et al., 2007a) . Die zyklische Belastung wurde bei 0,5 Hz für 3600 Zyklen ebenfalls mit einer Last von 50 N durchgeführt. Für die untersuchten Techniken wurde folgendes Displacement gemessen: Knochentunnel 3.55 mm, Fadenanker 2.33mm, single Endobutton am post. Kortex 3.42 mm, Interferenzschraube 2.15 mm. Diese Werte weichen von den hier ermittelten Daten ab. Festzustellen ist jedoch, dass die Messung des Displacement bei Mazzocca et al. durch eine im Testfeld eingebrachte Messlehre nur indirekt ermittelt wurde. Zudem durchliefen die Präparate mehr Zyklen (3600). Die Autoren bemerken hier, dass mit Ausnahme der Fadenanker bei allen untersuchten Techniken die distale Bicepssehne in einen Bohrkanaal hineingezogen wird. Daher könnte eine Dislokation von 2-3 mm nur eine minimale klinische Bedeutung haben. Dieser Effekt gelte nicht für die Fadenankermethode, da die Sehne hier nur auf der Knochenoberfläche befestigt wird. Durch die Fixierung am anterioren Kortex wird der Sehnenstumpf bei der hier untersuchten doppelten intramedullären BB-Technik ebenfalls nicht in einen Bohrkanaal hineingezogen. Die in der vorliegenden Studie verwendete BB-Fixierung zeigten eine Sehnen-Knochen-Dislokation von 0,6 mm nach 1000Zyklen bei 50 N und 2,1 mm nach erneut 1000 Zyklen bei 100 N Belastung. Aufgrund der absoluten Distanz zwischen Sehne und Knochen wäre eine Beeinträchtigung des Heilungsprozesses denkbar. Insbesondere wenn ein aggressiveres Rehabilitationsprotokoll durchgeführt wird. Daher könnte eine Fixierung nur an der Oberfläche des Knochens ein Nachteil für den Heilungsprozess darstellen. Durch Refixierungstechniken bei welchen die Sehne in den Knochen hingezogen wird (Transossäre Refixation, Interferenzschraube,

Endobutton mit Verankerung am post. Kortex) kann durch Verkürzung der Sehne ein Defizit bezüglich der Extension sowie Pronation resultieren (Lemos et al., 2004, Stuby et al., 2007). Aber mehrere Studien haben gezeigt, dass es keine relevanten Unterschiede in der Sehnenheilung am kortikalen Knochen im Vergleich zur Einheilung in der Spongiosa gibt (St Pierre et al., 1995, Shaieb et al., 2000, Tan et al., 2018). Damit sollten die diversen Refixationsmethoden in ihrem Heilungsverhalten äquivalent sein.

In einer Weiteren Studie, mit ähnlichem Testaufbau, verglichen Spang et al. extramedullär fixierte Endobutton mit doppelten Fadenankern an 11 Kadaverarmen (Spang et al., 2006). Nach 1.000 Zyklen mit 50 N fanden die Autoren ein mittleres Displacement von 2,58 mm für den Endobutton und 2,06 mm für die FA. Diese Werte unterscheiden sich ebenfalls von den gemessenen Werten (0,6 mm für die BB; 1,4 mm für die FA) in der vorliegenden Arbeit. Dieser Unterschied könnte auch auf die angewandte Messmethode zurückgeführt werden. So zeichneten Spang et al. die Verschiebung der Fixierungsklemme relativ zu ihrer Position vor und nach dem Versuch auf. Eine plastische Verformung des Konstrukts (Muskel, Sehne, Faden, Knochen) sowie ein mögliches Herausrutschen der Sehne aus der Klemme wird hierbei nicht mitberücksichtigt, sodass die Werte letztendlich nicht die tatsächliche Retraktion der Sehnen vom Knochen widerspiegeln. Dahingegen wurde in der vorliegenden Arbeit das tatsächliche Displacement am Knochen-Sehnen-Übergang gemessen.

Während den zyklischen Belastungsversuchen kam es in der Gruppe der Fadenanker zu insgesamt vier vorzeitigen versagen. Davon ein Ausriss bei Versuch 1 nach insgesamt 521 Zyklen. In der zweiten zyklischen Versuchsreihe rissen 3 weitere Anker nach durchschnittlich 309 (187, 230, 511) Zyklen aus. Alle vier zeigten einen knöchernen Ausriss. Das jeweilige paarige Bicepsbutton Gegenstück wurde in der Berechnung der Ergebnisse nicht berücksichtigt. Damit sank die Gruppengröße auf $n = 8$ in der zweiten zyklischen Versuchsreihe. Die pre-Test Poweranalyse ergab, dass eine Stichprobengröße von min. 9 benötigt wird um einen Unterschied statistische signifikant nachweisen zu können. Somit fehlte den ermittelten Daten eine ausreichende Fallgröße, um den zu untersuchenden Effekt statistisch signifikant nachzuweisen zu können. Eine mögliche Erklärung für den vorzeitigen Ausriss der Anker könnte die nur monokortikale Befestigung an der dünneren anterioren Kortikalis sein. Im Vergleich von anterioren zu posterioren Kortex zeigte sich ein signifikanter Unterschied. ($P < 0,0001$) So war der anteriore Kortex im Schnitt 1,04 mm und der posteriore Kortex 2,13mm dick. Geht man davon aus, dass ein dickerer Kortex mehr Last aufnehmen kann, so würde man annehmen, dass dies ein Vorteil für Systeme welche am posterioren Kortex verankern ist. Dies untersuchten Siebenlist et al. In einer vorangegangenen

biomechanischen Studie (Siebenlist et al., 2011b). Verglichen wurden doppelte intramedulläre Bicepsbutton mit einfachen intramedullären Bicepsbutton und einem extramedullären Endobutton, welcher am posterioren Kortex befestigt wurde. Auch hier war der posteriore Kortex signifikant dicker als der anteriore Kortex (1,13 mm gegenüber 1,97 mm; $P < 0,001$). Interessanterweise gab es keinen signifikanten Unterschied der max. Versagenslast zwischen einem einfachen intramedullären und extramedullären Endobutton (275 N gegenüber 305 N; $P = 0,081$). Eine mögliche Erklärung könnte die Kompression der Spongiosa durch das Implantat sein (siehe Abb.16). Dadurch könnte der intramedulläre Widerstand erhöht werden. Dieser „Verdichtungseffekt“ tritt bei der Verwendung von Fadenankern nicht auf. Dies mag die hier beobachteten Versagensarten während den zyklischen Versuchen erklären. So gab es in der Gruppe der BB keine vorzeitigen Versager. Um diesen vermeintlichen Nachteil der Fadenanker auszugleichen, könnten bikortikal befestigte Fadenanker verwendet werden. Jedoch muss hierzu die posteriore Kortikalis durchbohrt werden. Dies und ein möglicher Überstand der Anker könnten zu einer Läsion des PIN führen (McKee et al., 2005, John et al., 2007, Saldua et al., 2008). Eine zwar seltene für den betroffenen aber schwerwiegende Komplikation.

Im Anschluss an die zyklischen Versuche erfolgte die statische Belastung zur Ermittlung der maximalen Versagenslast sowie der Steifigkeit. Die durchschnittliche Last bis zum Versagen des Konstrukts betrug für die BB-Gruppe 312 ± 76 N und 200 ± 120 N für die FA-Gruppe. Die Differenz zwischen beiden Gruppen von durchschnittlich 112 N (35%) bis zum Versagen war statistisch nicht signifikant ($p=0,369$). Der Mittelwerte für die Steifigkeit der BB betrug $67,1 \pm 11,7$ N/mm und war damit 16% höher als die FA-Gruppe ($55,9 \pm 21,3$ N/mm) ($p=0,5$). Bei allen FA-Systemen kam es zum knöchernen Ausriss eines oder beider Anker. Im Vergleich dazu wurde bei den BB Ausbrüche einer ganzen Knochenbrücke aus dem Bereich der Tuberositas radii (7x, 58%) oder Fadenversagen (1x, 8%) oder Sehnenversagen (4x, 33%) beobachtet.

Vergleicht man den Versagensmodus der beiden Methoden so kommt es bei einem knöchernen Ausriss der beiden Bicepsbutton in der Regel zu einem Ausbruch einer ganzen Knochenbrücke. Dies erschwert mögliche Revisionen deutlich. Mögliche Salvage-Prozeduren könnten die Verwendung einer Biotenodeseschraube oder die Verankerung mittels Button am posterioren Kortex sein. Sollte es zur erneuten Ruptur einer Sehne kommen, müssen die Bicepsbutton im Knochen verbleiben, da eine Metallentfernung ohne Osteotomie nicht möglich ist. Somit könnte bei einer Reruptur die erneute Versorgung mittels Bicepsbutton aufgrund des bereits belegten intramedullären Raum nicht möglich sein.

Die Resultate dieser Studie können in Bezug zu anderen biomechanischen Studien, welche verschiedene Refixationsmethoden unter ähnlichen Versuchsbedingungen getestet haben, gesehen werden. Ein direkter Vergleich ist aufgrund methodischer Differenzen im Versuchsaufbau und Datenerhebung jedoch nur eingeschränkt möglich. Betrachtet man diverse Studien welche Fixationsmethoden der distalen Bicepssehne in vitro untersuchten so zeigt sich, dass die Fixierung mittels Endobutton im Durchschnitt die höchsten Versagenskräfte aufwies. (Greenberg et al., 2003, Spang et al., 2006, Kettler et al., 2007, Mazzocca et al., 2007a, King and Bollier, 2008). So verglichen Kettler et al. in einer großen in vitro Studie 13 verschiedene Fixationsmethoden an 130 Kadaverellenbogen. Ihre Ergebnisse zeigten eine im Vergleich signifikant höhere Versagenslast (259 +/- 28 N) der Endobutton gegenüber den anderen 12 verwendeten Methoden (Kettler et al., 2007). Ähnlich wie bei diesen Ergebnissen haben Siebenlist et al. hohe Versagenskräfte für die Bicepsbuttontechnik aufzeigen können. BB-Technik (455 ± 103 N) im Vergleich zur einfachen intramedullären (275 ± 44) und einfachen extramedullären (305 ± 27 N) Technik. (Siebenlist et al., 2011b).

Bezüglich der maximalen Versagenslast der verschiedenen Techniken gibt es Unterschiede in der Literatur. So beobachteten Lemos et al. in ihrer Versuchsreihe signifikant höhere Versagenskräfte bei der FA-Refixierung (263 N) im Vergleich zur transossären Refixation (203 N). Dementgegen zeigten Berlet et al. signifikant höhere Versagenskräfte mit einer transossären Refixation (307N) im Vergleich mit zwei verschiedenen FA (220N, 187N) (Berlet et al., 1998). In einer weiteren vergleichbaren biomechanischen Studie sehen Pereira et al. ebenfalls eine signifikante Überlegen der transossären Refixation (Pereira et al., 2002). In den drei vorgenannten Studien werden verschiedene FA-Systeme von verschiedenen Herstellern verwendet. Unter dem Begriff Fadenanker wird der Literatur ein großes Spektrum verschiedener Implantate zusammengefasst. Unterschiede in der Verankerung und damit der maximalen Versagenslast bis zum Ausriss sind daher anzunehmen. Ein weiterer Unterschied zur hier vorliegenden Studie war die Verwendung von frisch gefrorenen Präparaten.

Diskussion des Versuchsaufbaus und -durchführung

Bei den hier verwendeten Präparaten wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den Versuchsgruppen identifiziert. Um einen möglichen Einfluss durch das Alter bzw. das Geschlecht des Präparats auszuschließen wurden die Versuchsgruppen (BB, FA) alternierend jeweils einem gleichen Armpaar (Matched-Pair) zugeordnet. Durch Zufall wurde bestimmt, ob das jeweilige Konstrukt am rechten oder linken Radius zur Anwendung kommt. Hierbei wurde auf ein

ausgewogenes Verhältnis geachtet. Somit bestand durch die Randomisierung gleiche Voraussetzungen für beide Verfahren.

Um eine Beeinflussung der Testergebnisse durch die verwendeten Präparate möglichst zu minimieren bzw. zu kontrollieren erfolgte im Rahmen der Vorversuche eine CT. Durch Berechnung der Knochendichte und der Knochenkortexdicke hätten Unterschiede zwischen den Kadavern identifiziert werden können. Zwischen den Versuchsgruppen bestand kein signifikanter Unterschied bezüglich der Dichte ($P=0,540$ / $FA=289,24 \pm 60,85$ mg/dl, $BB=281,01 \pm 56,20$ mg/dl) sowie der Dicke ($P=0,231$ / $FA=1 \pm 0,13$ mm, $BB=1,06 \pm 0,17$). Durch die vor den Versuchen durchgeführte Durchleuchtung mittels Bildwandler konnte eine Korrekte Platzierung der Implantate gewährleistet werden. Bei keinem der Konstrukte wurde eine Fehlplatzierung festgestellt.

Um den anatomischen Gegebenheiten gerecht zu werden und die Belastung am Übergang von Sehne zu Knochen in vitro möglichst real zu simulieren, wurden die Sehnen im Versuchsaufbau in einem 45° Winkel gegenüber der Radiusschaftachse ausgerichtet. Dies beruht auf anatomischen Untersuchungen von Krushinski et al.. An 24 untersuchten Präparaten ermittelten sie einen Insertionswinkel (Faserverlauf) der distalen Bicepssehne in Flexion, von 45° ($37^\circ - 55^\circ$) (Krushinski et al., 2007).

Um eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu ermöglichen orientiert sich der Versuchsaufbau sowie die Versuchsanordnung an ähnlichen vorangegangenen biomechanischen Studien. So wurde zur Simulation einer frühfunktionellen postoperativen Bewegung die Extensionsrate im Versagenstest auf 4 mm/s festgelegt. Dies ist analog zu anderen biomechanischen Untersuchungen (Pereira et al., 2002, Lemos et al., 2004, Spang et al., 2006). Sämtliche Präparate wurden vor Versuchsbeginn einer kontinuierlichen Kraft von 5 N für eine Minute ausgesetzt. Dies erzeugt eine Vorspannung des Präparates und schafft einen einheitlichen Ausgangspunkt.

Ein weiterer wichtiger Einflussfaktor auf die Tenodesetechnik ist der Faden und die verwendete Nahttechnik. Kommt es je nach verwendeter Technik zu häufigen „Überkreuzungen“ der Fäden bietet dies Angriff für Scherkräfte bei der dynamischen Belastung. Hierbei könnte ein durchschneiden des Fadens zum Versagen führen. Abhängig von der verwendeten Nahttechnik ist auch ein Durchschneiden der Sehne möglich. Ein möglicher Einfluss durch den Faden wurde durch Rose et al. untersucht. Sie konnten demonstrieren, dass sich ein FiberWire Faden unter Verwendung der Krackow-Naht zur Rekonstruktion einer dist. Bicepssehne mittels Endobutton eignet (Rose et al., 2011). In weiteren Studien konnte dieser Faden ideale Voraussetzungen für die Verbindung einer Sehne mit einem Metallimplantat nachweisen (Acton et al., 2004, Lawrence and

Davis, 2005). Dementgegen fanden Hughes et al. schlechtere Eigenschaften bezüglich dem Lösen des Knoten nach langer Belastung unter Verwendung eines FiberWire Faden im Vergleich zu anderen Fadenmaterialien (Hughes et al., 2008).

Der bei den zyklischen Versuchen entstandene Sehnen-Knochen-Abstand wurde mit einem digital optischen Messverfahren ermittelt. Um die reale Dislokation der Sehne möglichst exakt zu ermitteln und Störfaktoren auszuschließen, wurde in dieser Studie eine digitale fotooptische Auswertung mittels der Software Image J verwendet. Nach Literaturrecherche ist dies die erste Studie, welche diese Methode in einer biomechanischen Studie verwendet. Breite Anwendung findet die Software bereits in anatomischen Studien zur Größenvermessung von Präparaten (Shin et al., 2010, Iriuchishima et al., 2012, Iriuchishima et al., 2013). Mögliche Störfaktoren, welche Einfluss auf das Ergebnis nehmen können, werden so minimiert und der tatsächliche Abstand zwischen Sehne und Knochen wird gemessen.

Limitationen und Stärken

Im Folgenden wird auf die Limitationen und Stärken der vorliegenden Studie eingegangen. So waren die hier verwendeten Präparate im Durchschnitt 82,41 Jahre alt (67-94 Jahre), wovon zehn von weiblichen und zwei von männlichen Spendern stammten. Dies spiegelt nicht das reelle fast ausschließlich männliche Patientenkollektiv im Alter von 30-60 Jahren wider (Leighton et al., 1995, Safran and Graham, 2002, Kelly et al., 2015). Dies ist bekanntes Problem bei vielen biomechanischen in vitro Studien. Dadurch lassen die Ergebnisse nur eingeschränkt Aussagen zum tatsächlichen Verhalten im klinischen Alltag zu. In dieser Arbeit zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der Knochenqualität (CT-Analyse von Dicke und Dichte des Kortex) zwischen den beiden Versuchsgruppen. Somit kann davon ausgegangen werden, dass dieser Parameter die Testergebnisse nicht beeinflusst. Zumal alle Testreihen gepaart durchgeführt wurden. Ein weiterer Einflussfaktor der verwendeten Präparate auf die Ergebnisse ist die Konservierungstechnik. Es stehen eine Reihe verschiedener Methoden zur Konservierung von Humanpräparaten zur Verfügung. Am weitesten verbreitet für biomechanische Studien sind hier einbalsamierende Techniken wie die Thiel- oder Formalinfixierung sowie das sofortige Einfrieren einer frischen Leichenspende (Unger et al., 2010). Unger et al. berichteten, dass die Thielfixierung die plastische Energieabsorption des Knochens erhöht während Formalin sowie Alkohol-Glycerin Fixierungen die plastische Energieabsorption verringern. Daher könnte dies ein Vorteil für Thielfixierungen sein. Welche dieser Methoden die am besten geeignete ist kann durch die aktuelle Literatur bisher nicht abschließend geklärt werden. So konnte Clavert et al. in einer Studie an 8 paarigen Bicepssehnen

einen signifikanten Verlust der max. Zugfestigkeit der Sehne durch einfrieren und auftauen nachweisen (Clavert et al., 2001). Eine andere Studie von Fessel et al. favorisiert wiederum die Verwendung von frischgefrorenen Präparaten gegenüber thielfixierten (Fessel et al., 2011). Sie sehen einen möglichen Fehlermechanismus in einer teilweisen Denaturierung der Sehne, durch die Borsäure in der Thiel-Lösung. Neben der Sehne werden ebenso die mechanischen Eigenschaften des Knochens durch die verschiedenen Konservierungsverfahren verändert und nehmen somit Einfluss auf die Ergebnisse (Wingerter et al., 2006). Aus logistischen Gründen und der sehr begrenzten Verfügbarkeit war die Verwendung frischer Präparate nicht möglich. Wie in den vorangegangenen Studien wurden zur besseren Vergleichbarkeit auch hier mittels Thiel-Lösung fixierte Präparate verwendet (Thiel, 1992, Siebenlist et al., 2011b).

Die in-vivo durchgeführte Supinationsbewegung des Musculus biceps brachii wird in diesem Versuchsaufbau nicht nachempfunden. Es bleibt zu klären, ob die dadurch zusätzlich auftretenden Scherkräfte einen Einfluss auf das Implantat nehmen und gegebenenfalls zu einer vorzeitigen Lockerung bzw. Versagen führen. Außerdem wird die auf den Ellenbogen wirkende Kraft des Musculus brachialis, der Extensoren sowie die Kraftübertragung durch den Lacertus Fibrosus und dessen Einfluss in den o.g. Versuchen vernachlässigt.

Eine mögliche Komplikation und damit ein Nachteil in der klinischen Praxis könnte das Aussprossen von Knochenmarkzellen aus dem Intramedullärraum sein. Bei Verwendung der Bicepsbutton, kommt es nicht wie bei den Fadenanker, zu einem Verschluss des Bohrkanals. Dies könnte zu vermehrten heterotopen Ossifikationen führen. Demgegenüber könnte jedoch die Einheilung eben durch das Einsprossen von Stammzellen unterstützt werden. Inwiefern diese Theorien Einfluss auf das tatsächliche klinische Verhalten hat bleibt zu klären.

Eine entscheidende Limitation dieser Studie ist die geringe Anzahl von Proben und die damit verbunden prognostische Aussagekraft. Leider ist die Verfügbarkeit von thiel-fixierten Präparaten äußerst limitiert, sodass keine weiteren Tests möglich waren. Dies ist ein Dilemma bei vielen biomechanischen Tests. Aufgrund der aufgeführten Limitationen lassen sich die in diesem Versuch ermittelten Daten nur bedingt auf die klinische Situation übertragen.

Es mag naheliegend erscheinen, dass zwei Button eine höhere Last aufnehmen können als einer. Als entscheidender Vorteil, muss allerdings auch die Möglichkeit einer anatomischen Rekonstruktion durch eine zwei-Punkt Fixierung, hervorgehoben werden. In einer Reihe von anatomischen Studien konnte nachgewiesen werden, dass die distale Bicepssehne häufig zweigeteilt ist und sich auch intraoperativ zwei distinkte Sehnenanteile ausmachen lassen (Eames et al., 2007, Dirim et al., 2008). So konnten Cho et al. dies bei 48% der 25 von ihnen untersuchten Präparate nachweisen (Cho et al., 2011). Die unterschiedlichen Faserzüge üben dadurch

verschiedene Funktionen aus. So sorgt der distal ansetzende Anteil des kurzen Kopfes eher für eine Flexion wohingegen der proximal ansetzende Anteil des langen Kopfes für eine Supination sorgt. Der Footprint der distalen Bicepssehne verläuft Kommaförmig am ulnaren Aspekt der Tuberositas radii (Athwal et al., 2007, Eames et al., 2007, Cho et al., 2011). Damit ist der Gedanke naheliegend, dass Methoden welche auf einer Einpunktfixierung basieren einer anatomischen Wiederherstellung des Fußabdruckes nicht gerecht werden können. Jobin et al. demonstrierten in einer Studie mit 36 Kadavern, dass der durchschnittliche native Fußabdruck der distalen Bicepssehne ca. 259 mm² misst (Jobin et al., 2009). Dieser konnte durch eine zwei-Punkt Fadenankerfixierung (197 mm²) wesentlich besser nachempfunden werden, als mit einer Ein-Punkt Interferenzschraubenfixierung (135 mm²). Wie die verwendete Fadenankerfixierung ist die doppelte intramedulläre BicepsButton Technik eine Zwei-Punkt-Fixierung, welche eine breitere und damit eher anatomische Rekonstruktion des Bicepssehnenstumpf an der Tuberositas radii ermöglicht. Für das Einheilverhalten der distalen Bicepssehne existieren aktuell keine Studien. Jedoch konnte in Analogie dazu, bei Rekonstruktionen der Rotatorenmanschette eindeutige Vorteile für die Kraftentwicklung festgestellt werden, wenn bei der Einheilung eine vergrößerte Oberfläche (Footprint) bereitgestellt wird (Park et al., 2007a, Park et al., 2007b, Nelson et al., 2008). Die Autoren benennen die Oberfläche und die biomechanische Festigkeit der Fixierung als zwei unabhängige Faktoren für das Ergebnis der Reparatur. Die Maximierung beider Faktoren kann die Wahrscheinlichkeit einer vollständigen der Sehnen-Knochen Heilung erhöhen und letztendlich die klinischen Ergebnisse verbessern. Die doppelte Sehnenführung und deren korrekte Ausrichtung am Footprint mittels zwei-Punkt Fixierung sollte daher vom Chirurgen während einer operativen Versorgung unbedingt bedacht werden um ein bestmögliches Ergebnis zu erzielen.

Beide hier verwendeten Methoden wurden am vermeintlich schwächeren anterioren Kortex verankert. Würde man größere bikortikal greifende Nahtanker oder transossäre Techniken verwenden könnte man dadurch evtl. die Stabilität verbessern. Dafür müsste allerdings zunächst bikortikal gebohrt werden. Auf diese Weise erhöht sich jedoch das Risiko einer iatrogenen Verletzung des N. interosseus posterior, wenn der hintere Kortex während des chirurgischen Eingriffs durchbohrt oder durch den Anker selbst durchdrungen wird (Saldua et al., 2008, Lo et al., 2011). Erstmals beschrieben wurde eine solche potenzielle Verletzung des PIN durch Bain et al. (Bain et al., 2000) und Greenberg et al. (Greenberg et al., 2003). In den von ihnen durchgeführten Kadavarstudien maßen sie eine durchschnittliche Distanz zwischen Nerv und in den Bohrkanal eingebrachten Draht von 9,3mm (Greenberg) und 14mm (Bain). Diese potenzielle Nervenverletzung kann durch intramedullär oder am anterioren Kortex verankernde Techniken ausgeschlossen werden und minimiert so das OP-Risiko.

5.1 Zusammenfassung

Die Therapie der Wahl bei einer distalen Bicepssehnenruptur ist die operative Versorgung mittels anatomischer Rekonstruktion des nativen Sehnen-Footprint. Das Ziel ist eine sichere Refixation der Sehne mit einer hohen Primärstabilität, um eine frühfunktionelle Nachbehandlung zu ermöglichen und somit ein optimales funktionelles Ergebnis zu erreichen. Es stehen verschiedenste OP-Techniken zur Verfügung, aber es gibt noch keinen Goldstandard. Die doppelte intramedulläre Buttontechnik ist ein neuartiges Verfahren. Durch die intramedulläre Platzierung der Button wird das Risiko einer Nervenläsion (PIN) vermindert. Vor dem klinischen Einsatz gilt es jedoch die biomechanischen Eigenschaften der neuen Methode zu untersuchen.

Das Ziel dieser biomechanischen In-vitro-Studie war es, die neuartige Technik der doppelten intramedullären Biceps Buttontechnik (BB) mit der etablierten Methode der Fadenankertechnik (FA) zu vergleichen. Anhand einer gepaarten Analyse mit 24 menschlichen Kadaver-Radii wurden zyklische Belastungen und die maximale Versagenslast untersucht. Beide Gruppen, bestehend aus je zwölf Präparaten, wurden zyklisch von 5 auf 50 N und von 5 auf 100 N belastet, jeweils für 1.000 Zyklen bei 1,5 Hz. Die Sehnen-Knochen-Dislokation wurde mittels Bildverarbeitungssoftware Image J (National Institute of Health) optisch analysiert. Nach den zyklischen Tests wurden alle Proben bis zum Versagen gedehnt, und die maximale Versagenslast sowie der Versagensmodus dokumentiert.

Die Ergebnisse zeigten, dass alle BB-Konstrukte den zyklischen Belastungstest erfolgreich bestanden, während es bei 4 von 12 Fadenankern zum vorzeitigen Versagen kam. Das mittlere Displacement betrug nach 1.000 Zyklen (mit 50 N) $0,6 \pm 1,4$ mm für die BB-Gruppe und $1,4 \pm 1,4$ mm für die FA-Gruppe ($p=0,406$). Nach 1.000 Zyklen (mit 100 N) betrug das mittlere Displacement $2,1 \pm 2,4$ mm für die BB-Gruppe und $3,5 \pm 3,7$ mm für die FA-Gruppe ($p=0,688$). Der Belastungstest bis zum Versagen ergab für die BB-Technik eine mittlere maximale Versagenslast von 312 ± 76 N und eine Steifigkeit von $67,1 \pm 11,7$ N/mm. Die FA-Reparatur zeigte eine mittlere Versagenslast von 200 ± 120 N ($p=0,052$) und eine Steifigkeit von $55,9 \pm 21,3$ N/mm ($p=0,084$).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die neuartige BB-Technik ein geringes Displacement während der zyklischen Tests aufwies und eine zuverlässige Refixation am Knochen bis zum Versagen darstellt. Alle BB-Konstrukte bestanden den zyklischen Belastungstest ohne Versagen. Die vorliegenden Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine möglicherweise aggressivere postoperative

Rehabilitation für die BB-Reparatur in der klinischen Anwendung in Betracht gezogen werden kann. In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass sich die doppelte intramedulläre Buttontechnik hinsichtlich ihrer statischen und zyklischen Belastungseigenschaften gegenüber der am häufigsten klinisch eingesetzten Fadenankertechniken bewährt hat und somit aus biomechanischer Sicht mindestens als äquivalent anzusehen ist.

Die doppelte intramedulläre BicepsButton-Technik zeigt vielversprechende Ergebnisse hinsichtlich ihrer Stabilität und geringen Dislokation. Die Fixierung im Markraum minimiert das Risiko einer Nervenverletzung und könnte den Heilungsprozess positiv beeinflussen. Weitere Studien sind jedoch erforderlich, um diese Ergebnisse zu bestätigen.

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Vaskularisation der Bicepssehne aus (Seiler et al., 1995)	S.8
Abbildung 2: Abstand Ulna/Radius bei a) Supination und b) Pronation aus (Seiler et al., 1995)	S.8
Abbildung 3: Insertion der distalen Bicepssehne aus (Cho et al., 2011)	S.9
Abbildung 4: Insertion an Tuberositas radii aus (Hutchinson et al., 2008)	S.10
Abbildung 5: „Reverse-Popeye-Sign “ aus (Siebenlist et al., 2010)	S.11
Abbildung 6: „Hook-Test“ aus (O'Driscoll et al., 2007)	S.12
Abbildung 7: MRT-Aufnahmetechnik in FABS-Technik (Giuffre and Moss, 2004)	S.13
Abbildung 8 : Transossäre Refixation über „Double-incision“ (Wirth and Bohnsack, 2003)	S.16
Abbildung 9 : Fadenanker (Siebenlist et al., 2013)	S.17
Abbildung 10 : Interferenzschraube (Khan et al., 2004)	S.17
Abbildung 11:	
a) Befestigung mittels Endobutton (Bain et al., 2000)	
b) EndoButton-Fixation mit zusätzlicher Biotenodese Schraube (Heinzelmann et al., 2009)	S.18
Abbildung 12: Intramedulläre Bicepsbutton (Siebenlist et al., 2013)	S.19
Abbildung 13: Fertiges Präparat vor Absetzen der Ansatzsehne	S.22
Abbildung 14: CT-Vorversuche: Messung der Knochendichte u. Kortexdicke (Bild aus (Siebenlist et al., 2011b))	S.23
Abbildung 15: Bicepsbutton 2.6 x 12 mm der Firma Arthrex (Naples, FL, USA)	S.23
Abbildung 16: Implantation Bicepsbutton aus (Siebenlist et al., 2011b)	S.24
Abbildung 17: Plexiglasschablone mit Radius in Schraubstock	S.24
Abbildung 18: Fadenanker mit Inserter 3.5 mm x 12 mm, der Firma Arthrex (Naples, FL, USA).	S.25
Abbildung 19: Tenodese mit zwei Fadenankern	S.25
Abbildung 20: Durchflechtungsnaht nach Krackow unter Verwendung eines FiberWire	S.26
Abbildung 21: radiologische Lagekontrolle der beiden Techniken aus (Siebenlist et al., 2013)	S.27
Abbildung 22: Übersicht Versuchsaufbau mit Präparat	S.28
Abbildung 23: Übersicht Versuchsaufbau ohne Präparat	S.29
Abbildung 24: Befestigung Radius (hier zur Demonstration ohne Sehne)	S.30
Abbildung 25: Fixierungsvorrichtung	S.30
Abbildung 26: fertiges Präparat in Testfeld eingespannt	S.31
Abbildung 27: Kalibrierung der Image J Software	S.32

Abbildung 28: Vermessung der ROI	S.33
Abbildung 29: Beispiel Foto eines knöchern ausgerissenen Fadenanker	S.35
Abbildung 30: Dicke des anterioren Kortex der Präparate in mm	S.37
Abbildung 31: Dicke des posterioren Kortex der Präparate in mm	S.37
Abbildung 32: Knochendichte an der Tuberositas radii (anteriorer Kortex)	S.38
Abbildung 33: Displacement nach zyklischer Belastung (5-50N) in mm	S.40
Abbildung 34: Displacement nach zyklischer Belastung (5-100N) in mm	S.41
Abbildung 35: maximale Versagenslast in N	S.42
Abbildung 36: Steifigkeit in N/mm	S.43

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht Präparate und angewendete Methode	S.21
Tabelle 2: CT-Analyse der Präparate	S.36
Tabelle 3: Zusammenfassung der Versuchsergebnisse	S.39
Tabelle 4: Vorzeitige Versager bei zyklischer Versuchsreihe	S.44
Tabelle 5: Versagensart bei maximal Kraft Versuchen	S.44

8 Literaturverzeichnis

- ACTON, D., PERRY, A., EVANS, R., BUTLER, A., STEPHENS, P., BRUCE, W., GOLDBERG, J., SONNABEND, D. & WALSH, W. R. 2004. The effect of two nonresorbable suture types on the mechanical performance over a metal suture anchor eyelet. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 12, 165-8.
- AMARASOORIYA, M., BAIN, G. I., ROPER, T., BRYANT, K., IQBAL, K. & PHADNIS, J. 2020. Complications After Distal Biceps Tendon Repair: A Systematic Review. *Am J Sports Med*, 48, 3103-3111.
- ATHWAL, G. S., STEINMANN, S. P. & RISPOLI, D. M. 2007. The distal biceps tendon: footprint and relevant clinical anatomy. *J Hand Surg Am*, 32, 1225-9.
- BAIN, G. I., PREM, H., HEPTINSTALL, R. J., VERHELLEN, R. & PAIX, D. 2000. Repair of distal biceps tendon rupture: a new technique using the Endobutton. *J Shoulder Elbow Surg*, 9, 120-6.
- BAKER, B. E. & BIERWAGEN, D. 1985. Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. Operative versus non-operative treatment. *J Bone Joint Surg Am*, 67, 414-7.
- BANERJEE, M., SHAFIZADEH, S., BOUILLON, B., TJARDES, T., WAFSADE, A. & BALKE, M. 2013. High complication rate following distal biceps refixation with cortical button. *Arch Orthop Trauma Surg*, 133, 1361-6.
- BARNES, S. J., COLEMAN, S. G. & GILPIN, D. 1993. Repair of avulsed insertion of biceps. A new technique in four cases. *J Bone Joint Surg Br*, 75, 938-9.
- BELLI, P., COSTANTINI, M., MIRK, P., LEONE, A., PASTORE, G. & MARANO, P. 2001. Sonographic diagnosis of distal biceps tendon rupture: a prospective study of 25 cases. *J Ultrasound Med*, 20, 587-95.
- BERLET, G. C., JOHNSON, J. A., MILNE, A. D., PATTERSON, S. D. & KING, G. J. 1998. Distal biceps brachii tendon repair. An in vitro biomechanical study of tendon reattachment. *Am J Sports Med*, 26, 428-32.
- BERNSTEIN, A. D., BRESLOW, M. J. & JAZRAWI, L. M. 2001. Distal biceps tendon ruptures: a historical perspective and current concepts. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 30, 193-200.
- BINDL, G., EGNER, E. & HOLZ, U. 1988. [Rupture of the distal biceps tendon]. *Unfallchirurgie*, 14, 259-64.
- BISSON, L., MOYER, M., LANIGHAN, K. & MARZO, J. 2008. Complications associated with repair of a distal biceps rupture using the modified two-incision technique. *J Shoulder Elbow Surg*, 17, 67s-71s.
- BOURNE, M. H. & MORREY, B. F. 1991. Partial rupture of the distal biceps tendon. *Clin Orthop Relat Res*, 143-8.
- BOYD H B, A. L. D. 1961. A method for reinsertion of the distal biceps brachii tendon. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 43, 1041-1043.
- CAIN, R. A., NYDICK, J. A., STEIN, M. I., WILLIAMS, B. D., POLIKANDRIOTIS, J. A. & HESS, A. V. 2012. Complications following distal biceps repair. *J Hand Surg Am*, 37, 2112-7.
- CASTIONI, D., MERCURIO, M., FANELLI, D., COSENTINO, O., GASPARINI, G. & GALASSO, O. 2020. Single- versus double-incision technique for the treatment of distal biceps tendon rupture. *Bone Joint J*, 102-b, 1608-1617.
- CHAVAN, P. R., DUQUIN, T. R. & BISSON, L. J. 2008. Repair of the ruptured distal biceps tendon: a systematic review. *Am J Sports Med*, 36, 1618-24.
- CHILLEMI, C., MARINELLI, M. & DE CUPIS, V. 2007. Rupture of the distal biceps brachii tendon: conservative treatment versus anatomic reinsertion--clinical and radiological evaluation after 2 years. *Arch Orthop Trauma Surg*, 127, 705-8.

- CHO, C. H., SONG, K. S., CHOI, I. J., KIM, D. K., LEE, J. H., KIM, H. T. & MOON, Y. S. 2011. Insertional anatomy and clinical relevance of the distal biceps tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19, 1930-5.
- CLAVERT, P., KEMPF, J. F., BONNOMET, F., BOUTEMY, P., MARCELIN, L. & KAHN, J. L. 2001. Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons. *Surg Radiol Anat*, 23, 259-62.
- D'ALESSANDRO, D. F., SHIELDS, C. L., JR., TIBONE, J. E. & CHANDLER, R. W. 1993. Repair of distal biceps tendon ruptures in athletes. *Am J Sports Med*, 21, 114-9.
- DELLAERO, D. T. & MALLON, W. J. 2006. Surgical treatment of partial biceps tendon ruptures at the elbow. *J Shoulder Elbow Surg*, 15, 215-7.
- DEVEREAUX, M. W. & ELMARAGHY, A. W. 2013. Improving the rapid and reliable diagnosis of complete distal biceps tendon rupture: a nuanced approach to the clinical examination. *Am J Sports Med*, 41, 1998-2004.
- DIRIM, B., BROUHA, S. S., PRETTERKLIEBER, M. L., WOLFF, K. S., FRANK, A., PATHRIA, M. N. & CHUNG, C. B. 2008. Terminal bifurcation of the biceps brachii muscle and tendon: anatomic considerations and clinical implications. *AJR Am J Roentgenol*, 191, W248-55.
- DOBBIE, R. P. March 1941. Avulsion of the lower biceps brachii tendon: Analysis of fifty-one previously unreported cases. *The American Journal of Surgery*, Volume 51, 662-683.
- DUNPHY, T. R., HUDSON, J., BATECH, M., ACEVEDO, D. C. & MIRZAYAN, R. 2017. Surgical Treatment of Distal Biceps Tendon Ruptures: An Analysis of Complications in 784 Surgical Repairs. *Am J Sports Med*, 45, 3020-3029.
- EAMES, M. H., BAIN, G. I., FOGG, Q. A. & VAN RIET, R. P. 2007. Distal biceps tendon anatomy: a cadaveric study. *J Bone Joint Surg Am*, 89, 1044-9.
- EL-HAWARY, R., MACDERMID, J. C., FABER, K. J., PATTERSON, S. D. & KING, G. J. 2003. Distal biceps tendon repair: comparison of surgical techniques. *J Hand Surg Am*, 28, 496-502.
- FAILLA, J. M., AMADIO, P. C., MORREY, B. F. & BECKENBAUGH, R. D. 1990. Proximal radioulnar synostosis after repair of distal biceps brachii rupture by the two-incision technique. Report of four cases. *Clin Orthop Relat Res*, 133-6.
- FESSEL, G., FREY, K., SCHWEIZER, A., CALCAGNI, M., ULLRICH, O. & SNEDEKER, J. G. 2011. Suitability of Thiel embalmed tendons for biomechanical investigation. *Ann Anat*, 193, 237-41.
- FESTA, A., MULIERI, P. J., NEWMAN, J. S., SPITZ, D. J. & LESLIE, B. M. 2010. Effectiveness of magnetic resonance imaging in detecting partial and complete distal biceps tendon rupture. *J Hand Surg Am*, 35, 77-83.
- FORTHMAN, C. L., ZIMMERMAN, R. M., SULLIVAN, M. J. & GABEL, G. T. 2008. Cross-sectional anatomy of the bicipital tuberosity and biceps brachii tendon insertion: relevance to anatomic tendon repair. *J Shoulder Elbow Surg*, 17, 522-6.
- FRANKEL, M. N. U. V. H. 2001. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, Philadelphia, Pa, Lippincott Williams & Wilkins.
- GIUFFRE, B. M. & LISLE, D. A. 2005. Tear of the distal biceps brachii tendon: a new method of ultrasound evaluation. *Australas Radiol*, 49, 404-6.
- GIUFFRE, B. M. & MOSS, M. J. 2004. Optimal positioning for MRI of the distal biceps brachii tendon: flexed abducted supinated view. *AJR Am J Roentgenol*, 182, 944-6.
- GREENBERG, J. A., FERNANDEZ, J. J., WANG, T. & TURNER, C. 2003. EndoButton-assisted repair of distal biceps tendon ruptures. *J Shoulder Elbow Surg*, 12, 484-90.
- GREGORY, T., ROURE, P. & FONTES, D. 2009. Repair of distal biceps tendon rupture using a suture anchor: description of a new endoscopic procedure. *Am J Sports Med*, 37, 506-11.
- HAVERSTOCK, J., GREWAL, R., KING, G. J. W. & ATHWAL, G. S. 2017. Delayed repair of distal biceps tendon ruptures is successful: a case-control study. *J Shoulder Elbow Surg*, 26, 1031-1036.

- HEINZELMANN, A. D., SAVOIE, F. H., 3RD, RAMSEY, J. R., FIELD, L. D. & MAZZOCCA, A. D. 2009. A combined technique for distal biceps repair using a soft tissue button and biotenodesis interference screw. *Am J Sports Med*, 37, 989-94.
- HETSRONI, I., PILZ-BURSTEIN, R., NYSKA, M., BACK, Z., BARCHILON, V. & MANN, G. 2008. Avulsion of the distal biceps brachii tendon in middle-aged population: is surgical repair advisable? A comparative study of 22 patients treated with either nonoperative management or early anatomical repair. *Injury*, 39, 753-60.
- HUGHES, P. J., KERIN, C., HAGAN, R. P., FISHER, A. C. & FROSTICK, S. P. 2008. The behaviour of knots and sutures during the first 12 hours following a Bankart repair. *Acta Orthop Belg*, 74, 596-601.
- HUTCHINSON, H. L., GLOYSTEIN, D. & GILLESPIE, M. 2008. Distal biceps tendon insertion: an anatomic study. *J Shoulder Elbow Surg*, 17, 342-6.
- IRIUCHISHIMA, T., SHIRAKURA, K., YORIFUJI, H., AIZAWA, S., MURAKAMI, T. & FU, F. H. 2013. ACL footprint size is correlated with the height and area of the lateral wall of femoral intercondylar notch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21, 789-96.
- IRIUCHISHIMA, T., YORIFUJI, H., AIZAWA, S., TAJIKA, Y., MURAKAMI, T. & FU, F. H. 2012. Evaluation of ACL mid-substance cross-sectional area for reconstructed autograft selection. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.
- JOBIN, C. M., KIPPE, M. A., GARDNER, T. R., LEVINE, W. N. & AHMAD, C. S. 2009. Distal biceps tendon repair: a cadaveric analysis of suture anchor and interference screw restoration of the anatomic footprint. *Am J Sports Med*, 37, 2214-21.
- JOHN, C. K., FIELD, L. D., WEISS, K. S. & SAVOIE, F. H., 3RD 2007. Single-incision repair of acute distal biceps ruptures by use of suture anchors. *J Shoulder Elbow Surg*, 16, 78-83.
- JUPITER, J. B. & RING, D. 1998. Operative treatment of post-traumatic proximal radioulnar synostosis. *J Bone Joint Surg Am*, 80, 248-57.
- KANNUS, P. & JOZSA, L. 1991. Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients. *J Bone Joint Surg Am*, 73, 1507-25.
- KANNUS, P. & NATRI, A. 1997. Etiology and pathophysiology of tendon ruptures in sports. *Scand J Med Sci Sports*, 7, 107-12.
- KEENER, J. D. 2011. Controversies in the surgical treatment of distal biceps tendon ruptures: single versus double-incision repairs. *J Shoulder Elbow Surg*, 20, S113-25.
- KELLY, E. W., MORREY, B. F. & O'DRISCOLL, S. W. 2000. Complications of repair of the distal biceps tendon with the modified two-incision technique. *J Bone Joint Surg Am*, 82-A, 1575-81.
- KELLY, M. P., PERKINSON, S. G., ABLOVE, R. H. & TUETING, J. L. 2015. Distal Biceps Tendon Ruptures: An Epidemiological Analysis Using a Large Population Database. *Am J Sports Med*, 43, 2012-7.
- KETTLER, M., LUNGER, J., KUHN, V., MUTSCHLER, W. & TINGART, M. J. 2007. Failure strengths in distal biceps tendon repair. *Am J Sports Med*, 35, 1544-8.
- KETTLER, M., TINGART, M. J., LUNGER, J. & KUHN, V. 2008. Reattachment of the distal tendon of biceps: factors affecting the failure strength of the repair. *J Bone Joint Surg Br*, 90, 103-6.
- KHAN, A. D., PENNA, S., YIN, Q., SINOPIDIS, C., BROWNSON, P. & FROSTICK, S. P. 2008. Repair of distal biceps tendon ruptures using suture anchors through a single anterior incision. *Arthroscopy*, 24, 39-45.
- KHAN, W., AGARWAL, M. & FUNK, L. 2004. Repair of distal biceps tendon rupture with the Biotenodesis screw. *Arch Orthop Trauma Surg*, 124, 206-8.
- KING, J. & BOLLIER, M. 2008. Repair of distal biceps tendon ruptures using the EndoButton. *J Am Acad Orthop Surg*, 16, 490-4.
- KLONZ A, E. C., REILMANN H. 2000. Die proximale und distale Bizepssehnenruptur – Operationsindikation. *Trauma Berufskrankh.*, 2, 110-114.

- KLONZ, A., LOITZ, D. & REILMANN, H. 2003a. [Proximal and distal ruptures of the biceps brachii tendon]. *Unfallchirurg*, 106, 755-63.
- KLONZ, A., LOITZ, D., WOHLER, P. & REILMANN, H. 2003b. Rupture of the distal biceps brachii tendon: isokinetic power analysis and complications after anatomic reinsertion compared with fixation to the brachialis muscle. *J Shoulder Elbow Surg*, 12, 607-11.
- KRACKOW, K. A., THOMAS, S. C. & JONES, L. C. 1988. Ligament-tendon fixation: analysis of a new stitch and comparison with standard techniques. *Orthopedics*, 11, 909-17.
- KRÜGER-FRANKE, M., THEERMANN, R. & REFIOR, H. J. 1992. [Results of the surgical therapy of distal biceps tendon rupture]. *Unfallchirurgie*, 18, 19-23.
- KRUSHINSKI, E. M., BROWN, J. A. & MURTHI, A. M. 2007. Distal biceps tendon rupture: biomechanical analysis of repair strength of the Bio-Tenodesis screw versus suture anchors. *J Shoulder Elbow Surg*, 16, 218-23.
- LANG, E., MEEDER, P. & HÖNTZSCH, D. 1988. [Distal biceps tendon rupture. Clinical aspects--therapy--results]. *Aktuelle Traumatol*, 18, 209-14.
- LAWRENCE, T. M. & DAVIS, T. R. 2005. A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am*, 30, 836-41.
- LEIGHTON, M. M., BUSH-JOSEPH, C. A. & BACH, B. R., JR. 1995. Distal biceps brachii repair. Results in dominant and nondominant extremities. *Clin Orthop Relat Res*, 114-21.
- LEMONS, S. E., EBRAMZEDEH, E. & KVITNE, R. S. 2004. A new technique: in vitro suture anchor fixation has superior yield strength to bone tunnel fixation for distal biceps tendon repair. *Am J Sports Med*, 32, 406-10.
- LINTNER, S. & FISCHER, T. 1996. Repair of the distal biceps tendon using suture anchors and an anterior approach. *Clin Orthop Relat Res*, 116-9.
- LO, E. Y., LI, C. S. & VAN DEN BOGAERDE, J. M. 2011. The effect of drill trajectory on proximity to the posterior interosseous nerve during cortical button distal biceps repair. *Arthroscopy*, 27, 1048-54.
- LOONEY, A. M., DAY, J., BODENDORFER, B. M., WANG, D., FRYAR, C. M., MURPHY, J. P. & CHANG, E. S. 2022. Operative vs. nonoperative treatment of distal biceps ruptures: a systematic review and meta-analysis. *J Shoulder Elbow Surg*, 31, e169-e189.
- MAZZOCCA, A. D., BURTON, K. J., ROMEO, A. A., SANTANGELO, S., ADAMS, D. A. & ARCIERO, R. A. 2007a. Biomechanical evaluation of 4 techniques of distal biceps brachii tendon repair. *Am J Sports Med*, 35, 252-8.
- MAZZOCCA, A. D., COHEN, M., BERKSON, E., NICHOLSON, G., CAROFINO, B. C., ARCIERO, R. & ROMEO, A. A. 2007b. The anatomy of the bicipital tuberosity and distal biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg*, 16, 122-7.
- MAZZOCCA, A. D., SPANG, J. T. & ARCIERO, R. A. 2008. Distal biceps rupture. *Orthop Clin North Am*, 39, 237-49, vii.
- MCKEE, M. D., HIRJI, R., SCHEMITSCH, E. H., WILD, L. M. & WADDELL, J. P. 2005. Patient-oriented functional outcome after repair of distal biceps tendon ruptures using a single-incision technique. *J Shoulder Elbow Surg*, 14, 302-6.
- MEHERIN, J. M. & KILGORE, E. S. 1960. The treatment of ruptures of the distal biceps brachii tendon. *The American Journal of Surgery*, 99, 636-640.
- MICHNA, H. 1987. Tendon injuries induced by exercise and anabolic steroids in experimental mice. *Int Orthop*, 11, 157-62.
- MIYAMOTO, R. G., ELSER, F. & MILLETT, P. J. 2010. Distal biceps tendon injuries. *J Bone Joint Surg Am*, 92, 2128-38.
- MORREY, B. F., ASKEW, L. J., AN, K. N. & DOBYNS, J. H. 1985. Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*, 67, 418-21.

- NELSON, C. O., SILEO, M. J., GROSSMAN, M. G. & SERRA-HSU, F. 2008. Single-row modified mason-allen versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a biomechanical and surface area comparison. *Arthroscopy*, 24, 941-8.
- NIGRO, P. T., CAIN, R. & MIGHELL, M. A. 2013. Prognosis for recovery of posterior interosseous nerve palsy after distal biceps repair. *J Shoulder Elbow Surg*, 22, 70-3.
- O'DRISCOLL, S. W., GONCALVES, L. B. & DIETZ, P. 2007. The hook test for distal biceps tendon avulsion. *Am J Sports Med*, 35, 1865-9.
- OZYÜREKOĞLU, T. & TSAI, T. M. 2003. Ruptures of the distal biceps brachii tendon: results of three surgical techniques. *Hand Surg*, 8, 65-73.
- PARK, M. C., ELATTRACHE, N. S., TIBONE, J. E., AHMAD, C. S., JUN, B. J. & LEE, T. Q. 2007a. Part I: Footprint contact characteristics for a transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row repair technique. *J Shoulder Elbow Surg*, 16, 461-8.
- PARK, M. C., TIBONE, J. E., ELATTRACHE, N. S., AHMAD, C. S., JUN, B. J. & LEE, T. Q. 2007b. Part II: Biomechanical assessment for a footprint-restoring transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row repair technique. *J Shoulder Elbow Surg*, 16, 469-76.
- PEREIRA, D. S., KVITNE, R. S., LIANG, M., GIACOBETTI, F. B. & EBRAMZADEH, E. 2002. Surgical repair of distal biceps tendon ruptures: a biomechanical comparison of two techniques. *Am J Sports Med*, 30, 432-6.
- QUACH, T., JAZAYERI, R., SHERMAN, O. H. & ROSEN, J. E. 2010. Distal biceps tendon injuries--current treatment options. *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 68, 103-11.
- RAMSEY, M. L. 1999. Distal biceps tendon injuries: diagnosis and management. *J Am Acad Orthop Surg*, 7, 199-207.
- RANTANEN, J. & ORAVA, S. 1999. Rupture of the distal biceps tendon. A report of 19 patients treated with anatomic reinsertion, and a meta-analysis of 147 cases found in the literature. *Am J Sports Med*, 27, 128-32.
- ROSE, D. M., ARCHIBALD, J. D., SUTTER, E. G., BELKOFF, S. M. & WILCKENS, J. H. 2011. Biomechanical analysis suggests early rehabilitation is possible after single-incision EndoButton distal biceps repair with FiberWire. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19, 1019-22.
- RULAND, R. T., DUNBAR, R. P. & BOWEN, J. D. 2005. The biceps squeeze test for diagnosis of distal biceps tendon ruptures. *Clin Orthop Relat Res*, 128-31.
- SAFRAN, M. R. & GRAHAM, S. M. 2002. Distal biceps tendon ruptures: incidence, demographics, and the effect of smoking. *Clin Orthop Relat Res*, 275-83.
- SALDUA, N., CARNEY, J., DEWING, C. & THOMPSON, M. 2008. The effect of drilling angle on posterior interosseous nerve safety during open and endoscopic anterior single-incision repair of the distal biceps tendon. *Arthroscopy*, 24, 305-10.
- SCHMIDT, A., JOHANN, K. & KUNZ, M. 2006. [Operative treatment of ruptures of distal tendon of biceps muscle with a minimally invasive technique using suture anchors--clinical results]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 144, 614-8.
- SEILER, J. G., 3RD, PARKER, L. M., CHAMBERLAND, P. D., SHERBOURNE, G. M. & CARPENTER, W. A. 1995. The distal biceps tendon. Two potential mechanisms involved in its rupture: arterial supply and mechanical impingement. *J Shoulder Elbow Surg*, 4, 149-56.
- SETHI, P., OBOPILWE, E., RINCON, L., MILLER, S. & MAZZOCCA, A. 2010. Biomechanical evaluation of distal biceps reconstruction with cortical button and interference screw fixation. *J Shoulder Elbow Surg*, 19, 53-7.
- SHAIEB, M. D., SINGER, D. I., GRIMES, J. & NAMIKI, H. 2000. Evaluation of tendon-to-bone reattachment: a rabbit model. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 29, 537-42.

- SHIN, S. H., JEON, I. H., KIM, H. J., MCCULLOUGH, M., YI, J. H., CHO, H. S. & PARK, I. H. 2010. Articular surface area of the coronoid process and radial head in elbow extension: surface ratio in cadavers and a computed tomography study in vivo. *J Hand Surg Am*, 35, 1120-5.
- SIEBENLIST, S., BUCHHOLZ, A., ZAPF, J., SANDMANN, G. H., BRAUN, K. F., MARTETSCHLAGER, F., HAPFELMEIER, A., KRAUS, T. M., LENICH, A., BIBERTHALER, P. & ELSE, F. 2013. Double intramedullary cortical button versus suture anchors for distal biceps tendon repair: a biomechanical comparison. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.
- SIEBENLIST, S., ELSE, F., SANDMANN, G. H., BUCHHOLZ, A., MARTETSCHLAGER, F., STOCKLE, U. & LENICH, A. 2011a. The double intramedullary cortical button fixation for distal biceps tendon repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 19, 1925-9.
- SIEBENLIST, S., LENICH, A., BUCHHOLZ, A., MARTETSCHLAGER, F., EICHHORN, S., HEINRICH, P., FINGERLE, A., DOEBELE, S., SANDMANN, G. H., MILLETT, P. J., STOCKLE, U. & ELSE, F. 2011b. Biomechanical in vitro validation of intramedullary cortical button fixation for distal biceps tendon repair: a new technique. *Am J Sports Med*, 39, 1762-8.
- SIEBENLIST, S., SCHMIDT-HORLOHE, K., HOFFMANN, R., STOCKLE, U. & ELSE, F. 2010. [Surgical therapy of distal biceps tendon ruptures]. *Z Orthop Unfall*, 148, 477-86; quiz 487-8.
- SOTERANOS, D. G., PIERCE, T. D. & VARITIMIDIS, S. E. 2000. A simplified method for repair of distal biceps tendon ruptures. *J Shoulder Elbow Surg*, 9, 227-33.
- SPANG, J. T., WEINHOLD, P. S. & KARAS, S. G. 2006. A biomechanical comparison of EndoButton versus suture anchor repair of distal biceps tendon injuries. *J Shoulder Elbow Surg*, 15, 509-14.
- SRINIVASAN, R. C., PEDERSON, W. C. & MORREY, B. F. 2020. Distal Biceps Tendon Repair and Reconstruction. *J Hand Surg Am*, 45, 48-56.
- ST PIERRE, P., OLSON, E. J., ELLIOTT, J. J., O'HAIR, K. C., MCKINNEY, L. A. & RYAN, J. 1995. Tendon-healing to cortical bone compared with healing to a cancellous trough. A biomechanical and histological evaluation in goats. *J Bone Joint Surg Am*, 77, 1858-66.
- STUBY, F. M., LANGENBECK, J. E., EINGARTNER, C., WEISE, K. & ROLAUFFS, B. 2007. [Bone tunnel fixation versus suture anchor: mid- and long-term results after distal biceps tendon rupture]. *Z Orthop Unfall*, 145, 181-5.
- SUTTON, K. M., DODDS, S. D., AHMAD, C. S. & SETHI, P. M. 2010. Surgical treatment of distal biceps rupture. *J Am Acad Orthop Surg*, 18, 139-48.
- TAN, H., WANG, D., LEBASCHI, A. H., HUTCHINSON, I. D., YING, L., DENG, X. H., RODEO, S. A. & WARREN, R. F. 2018. Comparison of Bone Tunnel and Cortical Surface Tendon-to-Bone Healing in a Rabbit Model of Biceps Tenodesis. *J Bone Joint Surg Am*, 100, 479-486.
- THIEL, W. 1992. [The preservation of the whole corpse with natural color]. *Ann Anat*, 174, 185-95.
- TOCZYLOWSKI, H. M., BALINT, C. R., STEINER, M. E., BOARDMAN, M. & SCHELLER, A. D., JR. 2002. Complete rupture of the distal biceps brachii tendon in female patients: a report of 2 cases. *J Shoulder Elbow Surg*, 11, 516-8.
- UNGER, S., BLAUTH, M. & SCHMOELZ, W. 2010. Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. *Bone*, 47, 1048-53.
- VISURI, T. & LINDHOLM, H. 1994. Bilateral distal biceps tendon avulsions with use of anabolic steroids. *Med Sci Sports Exerc*, 26, 941-4.
- WILEY, W. B., NOBLE, J. S., DULANEY, T. D., BELL, R. H. & NOBLE, D. D. 2006. Late reconstruction of chronic distal biceps tendon ruptures with a semitendinosus autograft technique. *J Shoulder Elbow Surg*, 15, 440-4.
- WILSON, B. P., KOCHETA, A. A. & FORGACS, B. 2008. Two-level complete rupture of the distal biceps tendon in a woman: a case report. *J Shoulder Elbow Surg*, 17, e1-3.
- WINGERTER, S., CALVERT, G., TUCCI, M., BENGHUZZI, H., RUSSELL, G. & PUCKETT, A. 2006. Mechanical strength repercussions of various fixative storage methods on bone. *Biomed Sci Instrum*, 42, 290-5.

WIRTH, C. J. & BOHNSACK, M. 2003. Distale Bizepssehnenruptur und Refixation der Sehne über zwei Zugänge. *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 15, 415-427.

Double intramedullary cortical button versus suture anchors for distal biceps tendon repair: a biomechanical comparison

Sebastian Siebenlist · Arne Buchholz · Julian Zapf · Gunther H. Sandmann · Karl F. Braun · Frank Martetschläger · Alexander Hapfelmeier · Tobias M. Kraus · Andreas Lenich · Peter Biberthaler · Florian Elser

Received: 19 March 2013 / Accepted: 24 June 2013
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013

Abstract

Purpose The aim of this biomechanical in vitro study was to compare the novel technique of double intramedullary cortical button (DICB) fixation with the well-established method of suture anchor (SA) fixation for distal biceps tendon repair.

Methods A matched-pair analysis (24 human cadaveric radii) was performed with respect to cyclic loadings and failure strengths. Twelve specimens per group were cyclically loaded for 1,000 cycles at 1.5 Hz from 5 to 50 N and from 5 to 100 N, respectively. The tendon–bone displacement was optically analysed using the Image J Software (National Institute of Health). Afterwards, all specimens were pulled to failure. Maximum load to failure and mode of failure were recorded.

Results All DICB constructs passed the cyclic loading test, whereas 4 of the 12 specimens within the SA group failed by anchor pull-out. Cyclic loading showed a mean tendon–bone displacement of 0.6 ± 1.4 mm for the DICB group and 1.4 ± 1.4 mm for the SA group (n.s.) after 1,000 cycles with 50 N, and a mean displacement of 2.1 ± 2.4 mm for the DICB group and 3.5 ± 3.7 mm for the SA group (n.s.) after 1,000 cycles with 100 N. Load to failure testing showed a mean failure load of 312 ± 76 N and a stiffness of 67.1 ± 11.7 N/mm for the DICB technique. The mean load to failure for the SA repair was 200 ± 120 N (n.s.) and the stiffness was 55.9 ± 21.3 N/mm (n.s.).

Conclusions The novel technique of DICB fixation showed small tendon–bone displacement during cyclic testing and reliable fixation strength to the bone in load to failure. Moreover, all DICB constructs passed cyclic loadings without failure. Based on the current findings, a more aggressive postoperative rehabilitation may be allowed for the DICB repair in clinical use.

S. Siebenlist and A. Buchholz contributed equally to this article.

S. Siebenlist (✉) · A. Buchholz · J. Zapf · G. H. Sandmann · K. F. Braun · P. Biberthaler
Department of Trauma Surgery, Klinikum rechts der Isar, Technical University Munich, Ismaningerstr. 22, 81675 Munich, Germany
e-mail: sebastian.siebenlist@mri.tum.de

F. Martetschläger · A. Lenich
Department of Orthopaedic Sports Medicine, Klinikum rechts der Isar, Technical University Munich, Munich, Germany

A. Hapfelmeier
Institute of Medical Statistics and Epidemiology, Klinikum rechts der Isar, Technical University Munich, Munich, Germany

T. M. Kraus
BG Trauma Center, Eberhard Karls University, Tübingen, Germany

F. Elser
Centre of Orthopaedic Surgery, Hessianpark-Clinic, Augsburg, Germany

Keywords Distal biceps rupture · Tendon repair · Intramedullary cortical button · Suture anchor · Biomechanics

Introduction

Distal biceps tendon rupture is the most common tendon injury around the elbow with an incidence of 1.2 per 100,000 [34]. Typically, male patients between the ages of 30 and 60 years are affected [32]. Comparative studies have shown better results for surgical repair of these injuries as it leads to improved strength and endurance when compared to nonoperative treatment [4, 14]. For

anatomical reattachment of the distal biceps tendon, double- and single-incision approaches have been described. Grewal et al. [12] found no significant differences in a randomized clinical trial between single- and double-incision repair techniques other than a 10 % advantage in final flexion strength with the latter. Chavan et al. [6], in a systematic review, however, revealed significantly more unsatisfactory clinical results in the double-incision repair group (31 vs. 6 %), with the majority of unsatisfactory results in the double-incision group due to the loss of forearm rotation or rotational strength.

In the last decade, various single-incision repair techniques have been emerged and have shown both good clinical results and sufficient strength restoration in the majority of cases [3, 13, 19, 20, 23, 30]. Due to the good availability in most surgical centres, suture anchor (SA) fixation is one of the most commonly used methods for distal biceps tendon repair. Further, most surgeons are familiar with SA repair for soft-tissue reattachment based on experiences in shoulder and knee surgery. Nevertheless, the optimal repair technique for distal biceps tendon rupture is still the focus of interest in the current literature.

In a previous study, Siebenlist et al. [38] described the novel technique of double intramedullary cortical button (DICB) fixation and found significant higher fixation strengths to the bone for when compared to single intramedullary or single extramedullary cortical button repair. With the intramedullary positioning of the buttons, the posterior interosseous nerve (PIN) injury as a potential iatrogenic complication may also be minimized. In recent years, several authors underlined the potential risk of PIN injury for SA and cortical button-based techniques, respectively [29, 35]. The preliminary clinical results of the DICB technique were encouraging and served as rationale for further biomechanical evaluation [37].

The purpose of the present study was to biomechanically compare the DICB fixation with the well-established technique of double-SA repair in matched-pair cadaveric specimens. The hypothesis was that DICB fixation has less displacement of the tendon from the bone under cyclic loading and superior loads to failure.

Materials and methods

Specimens

A total of 24 Thiel-preserved [40], matched cadaveric radii, obtained from 12 paired elbows, were used in this study. The specimens had a mean age of 82 (range, 67–94 years). All soft tissues were removed from the bone of the radius

and each distal biceps tendon was dissected off at its bicipital insertion. The radii were shortened with a consistent length of 10 cm starting from the radial head.

Before biomechanical testing, all radii were scanned on a clinical 256-slice multi-detector CT (Brilliance iCT, Philips Healthcare, Hamburg, Germany) to exclude differences of bone mineral density or cortical thicknesses between repair groups. The bone mineral density of the bicipital tuberosity was defined simultaneously using a phantom consisting of water- and bone-equivalent solid materials (0 and 200 mg/cm³ calcium equivalent). Thicknesses of the anterior and posterior cortices were measured in the proximal, central and distal area of the radial tuberosity.

Repair techniques

The DICB fixation technique was performed as previously described [38]. We used two BicepsbuttonsTM (Arthrex, Naples, USA) that were inserted within the medullary canal anchoring monocortically at the anterior cortex of the bicipital tuberosity. Both buttons, each single loaded with one nonabsorbable suture (No. 2 FibreWire, Arthrex, Naples, USA), were implanted with a defined 12-mm distance between the drill holes to prevent buttons interfering with each other inside the medullary canal. At its distal end, the preserved biceps tendons were distally and proximally sutured using interlocking Krackow stitches with one end of both FibreWires (Fig. 1). The free strand of each FibreWire was used as a lead suture to move the tendon to the radial tuberosity. Then, both sutures were tied and secured with five surgical knots.

The SA repair was performed according to previous published studies [19, 27]. Two 3.5 × 12 mm titanium corkscrew anchors (Arthrex, Naples, USA) were placed into the radial tuberosity at its proximal and distal area according to the manufacturer's instructions. For comparability of repair groups, a distance of 12 mm between both SAs was defined and each anchor was single loaded with one nonabsorbable suture (No. 2 FibreWire, Arthrex, Naples, USA), respectively. Similarly to the DICB repair, the distal biceps tendon was augmented with both FibreWires using interlocking Krackow stitches and secured with five surgical knots (Fig. 1).

Before biomechanical testing, a lateral radiograph of each radius was performed to confirm proper placement of both the intramedullary buttons and the anchors.

Biomechanical testing

For the first paired specimens, the DICB repair was performed on a right radius, and SA repair was performed on a

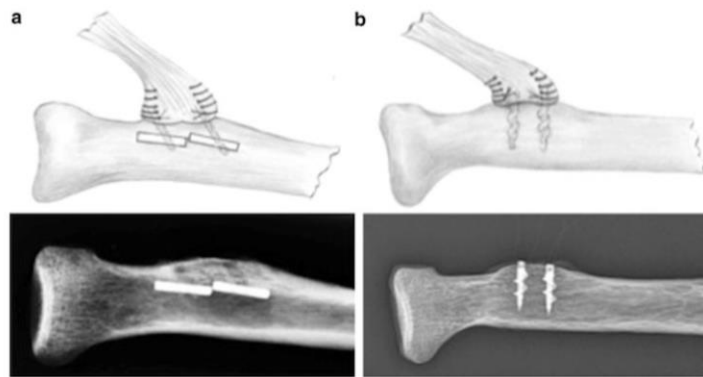


Fig. 1 Schema and radiographic control of different repair techniques. **a** Double intramedullary cortical button fixation, **b** double-suture anchor repair

left radius. The assignment of left and right was alternately changed with each successive pair of constructs.

The specimens were securely fixed in a custom-built angle-adjustable jig that was mounted on a material testing machine (Zwick 2.5 TN, Zwick/Roell, Ulm, Germany). The tension vector was oriented at 45° to the radial shaft to simulate the *in vivo* loading of the biceps tendon more precisely [24]. At the musculotendinous junction, the proximal end of distal biceps tendons was fixed to a sinusoidal-profile clamp with a predetermined distance of 7 cm from the radial tuberosity. A low-force load cell was used (2.5 kN) to monitor the tests and a preload of 5 N was applied to precondition the constructs and warrant a consistent starting point.

First, all repaired specimens were cyclically loaded at 1.5 Hz between 5 and 50 N for 1,000 cycles, and subsequently, the same specimens were cycled again for 1,000 cycles between 5 and 100 N. Following each 1,000 cycles, the load was returned to 5 N (preload) and an accurate lateral view of the mounted constructs was photographed with a Panasonic Lumix DMC-FZ28 digital camera (Panasonic Marketing Europe GmbH, Germany). The tendon-bone displacement (distance between restored distal biceps footprint and radial tuberosity) was optically analysed using the Image J software (National Institute of Health). This processing and analysis software has been previously used in laboratory studies [16, 17, 36]. To adjust the real tendon-bone displacement to the computer image calculation, an analogue measure was also photographed within the same image for calibration (Fig. 2). For displacement measurements, three hand-drawn regions of interest (ROIs) were appointed at the proximal, central and distal area of the restored footprint of distal biceps tendon as shown in Fig. 3.

Afterwards, all repaired specimens in which failure did not occur during cyclic loading were loaded to failure with

an extension rate of 4 mm/s. Maximum load to failure was defined when the testing machine stopped at a drop in force of 50 % from the applied maximum force (F^{\max} 50 %). The recorded F^{\max} was equated with the load to failure. Load-displacement graphs were generated from the load to failure test using the data-acquisition software (testXpert®, Zwick/Roell, Ulm, Germany). Then, the slope of the linear portion of these graphs was used to determine the stiffness of constructs. The mode of failure for each construct was finally recorded.

Statistical analysis

Statistical analysis was performed using PASW software, version 18.0.2 (SPSS Inc, Chicago, Illinois). Data were presented as mean \pm SD. The comparison between the

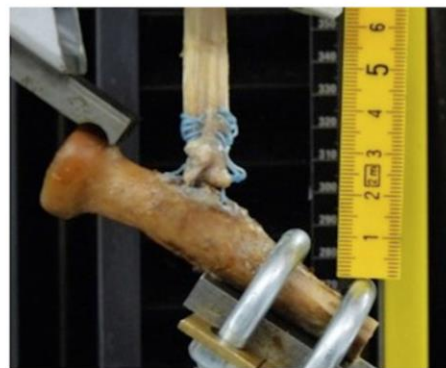


Fig. 2 Photograph after cyclic loadings for digital image analysis including analogue measure (yellow scale on the right side)

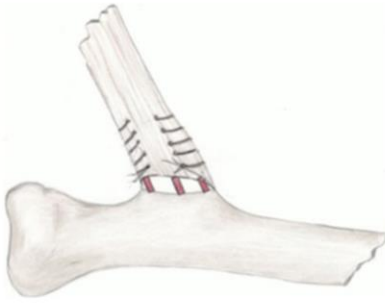


Fig. 3 Schema of ROIs for displacement measurements: proximal, central and distal at the restored distal biceps footprint (red dashes). The measurements were averaged for evaluation

different repair groups was done using the paired *t* test or the Wilcoxon signed-rank test where appropriate. A pre-testing power analysis revealed that a sample size of 9 in each group is sufficient to achieve 80 % power to detect a difference in load to failure of 150 N with a common SD of 100 N using a two-sided *t* test with a 5 % significance level.

Results

In CT analysis, no significant differences were seen between both reattachment groups with respect to bone mineral density (n.s.) or thicknesses of the anterior or posterior cortex (n.s.). However, the anterior cortex was significantly thinner than the posterior in all specimens tested (1.04 ± 0.18 vs. 2.13 ± 0.38 mm; $P < 0.001$).

Cyclic loading

All 12 constructs of the DICB group completed the cyclical testing without failure. In contrast, 4 out of 12 constructs of the SA group (34 %) failed by pull-out of one or both SAs during cyclic testing. One SA construct failed (pull-out of both anchors) with 50 N after 521 cycles, and three SA constructs failed (pull-out of the distal SA in each construct) with 100 N after a mean of 309 cycles (187, 230, 511) (Fig. 4). Because of the limited sample size, this failure rate in the SA group was not statistically higher than in the DICB group, which had no failures.

As these specimens failed during cyclic testing, they were not included in the statistical analysis for measurements of tendon–bone displacement. After 1,000 cycles with 50 N, the mean tendon–bone displacement was 0.6 ± 1.4 mm for the DICB group and 1.4 ± 1.4 mm for the SA group (n.s.). After 1,000 cycles with 100 N, a mean

displacement of 2.1 ± 2.4 mm for the DICB group and 3.5 ± 3.7 mm for the SA group was measured (n.s.) (Fig. 4).

Static loading

The mean load to failure for the DICB group was 312 ± 76 N, whereas the SA group showed a lower mean load to failure of 200 ± 120 N. The mean difference of 112 N (35 %) in load to failure between both repair groups was not statistically significant. The mean stiffness of the DICB group was 67.1 ± 11.7 N/mm, which was 16 % stiffer than the SA group (55.9 ± 21.3 N/mm). Differences in values for stiffness during load to failure testing were not statistically significant.

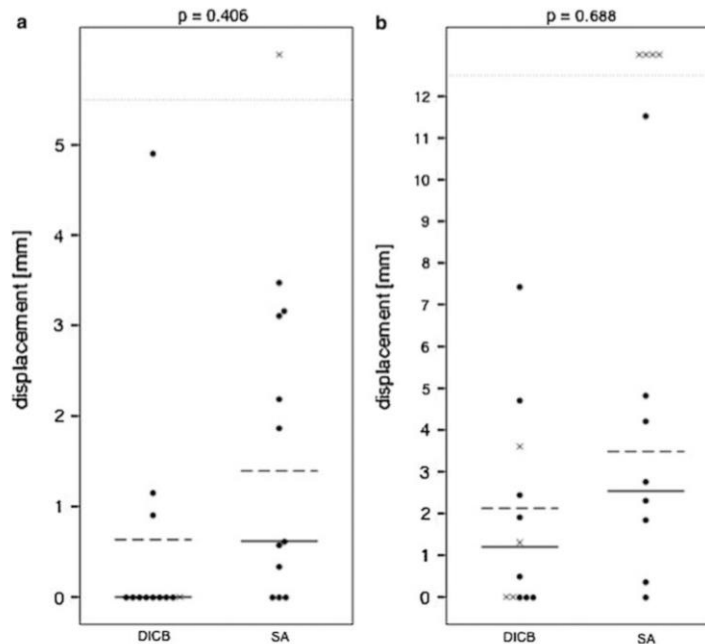
In the DICB group, 7 (58 %) constructs failed by button pull-out with fracture avulsion of the anterior cortex at the osseous bridge between the implanted buttons. Remaining 5 (42 %) constructs failed because of suture breakage at the knot side or suture tearing through the tendon. The SA repair technique failed by SA pull-out in 8 of 8 (100 %) specimens tested for load to failure. Except one during cyclic testing, no suture tearing through the tendon was seen in the SA group.

Discussion

The most important finding of the present study was that all constructs of the novel DICB repair passed the cyclic loading test without failure. As hypothesized, moreover, the present findings confirm that DICB fixation performed better than the double-SA fixation, showing less tendon–bone displacement under cyclic loading conditions and higher failure loads (+35 %) under static loading conditions. However, we could not find any significant differences between both repair groups.

In the first part of this study, cyclic loading was tested with applied forces of 50 N and 100 N. In previous studies, the force of 50 N was estimated to flex the elbow at 90° against gravity [1, 5, 33]. Therefore, a minimum of 50 N has to be required during cyclic testing to support early postoperative range of motion. In the present findings, the standard SA repair showed a mean tendon–bone displacement of 1.4 mm (excluded one construct that failed by SA pull-out) after 1,000 cycles, which was more than twice as high than the novel technique of DICB fixation (0.6 mm). We additionally performed cyclic testing with 100 N in order to simulate a more aggressive rehabilitation protocol. The tendon–bone displacement of the DICB technique was marked inferior when compared to the SA group (2.1 mm vs. 3.5 mm). As four SA constructs failed, the matched pair also failed, and therefore, data lacked sufficient power to

Fig. 4 Scatter plot of the tendon–bone displacement after cyclic loading: **a** With 50 N and **b** with 100 N. Data were presented as mean (*dotted line*) and median (*solid line*) of each repair group. Criss-crosses (*x*) present the values of the suture anchor (SA) group failures during cyclic loading and the correspondent value of the double intramedullary cortical button (DICB) group. These values were not included in the statistical analysis



detect group differences based on our prestudy power analysis. This fact has to be stated as a weakness of the present study; however, the availability of human cadaveric specimens for controlled laboratory investigations is limited.

There were no construct pull-outs in the DICB group, whereas 4 out of 12 (34 %) constructs of the SA group failed during cyclic loadings. One might speculate that SA pull-outs were caused by poor bone quality due to the age of the specimens tested. The specimens were significantly older (mean age of 82 years) than the typical age for distal biceps tendon ruptures (40 and 50 s). However, we tried to control this variable by using matched-pair specimens and identical testing protocols for both groups. CT measurements of all specimens revealed a significantly thinner anterior cortex at the bicipital tuberosity (1.04 mm vs. 2.13 mm; $P < 0.001$) when compared to the posterior cortex. This may favour failures of anterior cortex-based repair techniques. Nevertheless, in the present study, no failures in the DICB groups occurred, whereas four SA constructs failed during cyclic testing. To this effect, it can be assumed that intramedullary placed buttons may compress the cancellous bone within the bicipital tuberosity and therefore reinforce the resistance of the anterior cortex.

For clinical application, however, it has to be mentioned that the treatment options after breakout of two intramedullary buttons with avulsion of the anterior cortex may be more difficult to treat than breakout of SAs.

In contrast to DICB repair, SAs were only anchored to the poorer anterior cortex. With the use of larger SAs that are bicortically anchored to the anterior and posterior cortex at the bicipital tuberosity, the disadvantage of a poorer anterior cortex could be diminished. By doing so, however, the risk of an iatrogenic PIN injury increases if the posterior cortex is drilled through during surgical procedure or penetrated by the anchor itself [26, 35]. This potential PIN injury, first described by Bain et al. [3] and Greenberg et al. [11] for single-incision extramedullary cortical button fixation, may be prevented by the DICB technique because the posterior cortex at the bicipital tuberosity remains intact.

The present findings are comparable to other biomechanical studies of the last decade that tested different advanced fixation techniques under cyclic and static loading conditions for distal biceps tendon repair. However, there are limitations in comparability to the previously published studies according to different cyclic and static loading parameters (yield strength, tensile strength,

ultimate tensile load, load to failure, stiffness, load–displacement, gap formation) [11, 21, 22, 25, 27, 39]. Spang et al. [39], who used a comparable testing set-up to our study, evaluated Endobutton versus two single-loaded 5-mm SAs in 11 matched-pair cadaveric arms. After 1,000 cycles with 50 N, the authors found a mean final displacement of 2.6 mm for the Endobutton and 2.1 mm for SAs. These values were different to those of the present study (0.6 mm for DICB repair; 1.4 mm for SA repair). It should be noted, however, that Spang and colleagues [39] recorded the displacement of the clamp (for distal biceps tendon fixation) relative to its position after preloading, whereas in our study, the real tendon–bone displacement was measured. Mazzocca et al. [27] also performed cyclic loading with a load of 50 N for 3,600 cycles for bone tunnel, Endobutton, double-SA and interference screw repair techniques. The authors pointed out that these fixation methods except for SAs all involve a repair technique where the tendon is inserted within the bicipital tuberosity, and therefore, a displacement of 2–3 mm would have minimal clinical significance. For the SA repair, however, where the tendon is reattached to the surface of the anterior cortex of the bicipital tuberosity, the authors supposed a predisposition for gap formation. Thus, they recommended a more conservative rehabilitation programme following this repair technique. The DICB fixation, evaluated in this study, also did show a tendon–bone displacement (synonymous gap formation) of 0.6 mm at 50 N and 2.1 mm at 100 N of applied load force. Nevertheless, one might argue that even such a small displacement of the reattached distal biceps tendon from the bone may result in an impaired tendon healing, especially when a more aggressive rehabilitation protocol should be exercised.

With respect to maximum failure loads and stiffness of constructs, published data differed for various fixation techniques. Lemos et al. [25] reported superior yield strength for SA fixation compared to bone tunnel fixation, whereas Berlet et al. [5] and Pereira et al. [31] found significantly greater failure loads as well as a greater stiffness for transosseous bone tunnel fixation when compared to different SA repairs. The results of the present DICB technique (load to failure 312 N, stiffness 66.1 N/mm) are comparable to the aforementioned studies. Furthermore, a 35 % higher maximum failure load and a 16 % greater stiffness were seen when compared to the SA repair (n.s. for load to failure; n.s. for stiffness) in specimens tested. Similar to these findings, Siebenlist et al. [38] found superior fixation strengths to the bone for the novel DICB technique when compared to an extramedullary cortical button (Endobutton) that is deployed on the posterior cortex of bicipital tuberosity.

In diverse anatomical studies, the distal biceps tendon footprint has been similarly described in terms of length,

width and configuration of the tendon's insertion at the bicipital tuberosity [7, 10, 15, 28]. Jobin et al. [18] verified in a randomized cadaveric study that a double-SA repair (197 mm²) more closely recreates the footprint area of the native distal biceps tendon (259 mm²) compared with an interference screw repair (135 mm²). Similar to a double-SA repair, the DICB technique provides a two-point fixation principle that enables a wider, more anatomical reconstruction of the distal biceps stump to its origin footprint. Several current studies on insertional anatomy of the distal biceps tendon, moreover, found two separated cords with functional parts for elbow and forearm motion [2, 7–9]. Both fixation methods tested in this study address this segmentation of the distal biceps insertion more precisely than interference screw or cortical button-based fixation techniques as a one-point fixation principle.

This study has several strengths. According to the literature research, this is the first study that used an optical measuring system (Image J Software) to verify the real tendon–bone displacement during cyclic loadings for distal biceps tendon repair. Previous biomechanical studies only recorded displacement of repair constructs using indirect measurement systems [27, 39]. In addition, matched-pair cadaveric radii were used including a CT analysis to eliminate the variability of bone mineral density or cortical thicknesses between repair groups. Nevertheless, this study has few limitations. The biomechanical set-up cannot reproduce the clinical situation, and therefore, data lacked in biological healing or failure. It has to be clearly stated that the weakest link of the reconstruction is the torn distal biceps tendon. Moreover, the age and bone quality of tested specimens are not comparable to those of the typical patient with a ruptured biceps tendon, and therefore, the present findings were not transferable with *in vivo* conditions.

For clinical use, the DICB repair may be a more cost-effective repair method than the double-SA fixation. Exclusively related to the implants tested in this study (BicepsbuttonTM vs. 3.5 mm titanium corkscrew anchor), the costs were inferior for the BicepsbuttonTM. However, implant costs can differ from manufacturer's conditions and local regulations. Further, a more aggressive postoperative rehabilitation may be allowed when compared to SA fixation.

Conclusion

In the specimen tested, the novel technique of DICB fixation showed small tendon–bone displacement without failure during cyclic testing and reliable fixation strength to the bone in load to failure. Based on recent findings, a more aggressive postoperative rehabilitation may be allowed in

clinical use. The DICB fixation provides a suitable, alternative method for distal biceps tendon repair with comparable biomechanical properties to SA repair.

Acknowledgments We thank Alexander Fingerle, MD, from the Department of Radiology, Klinikum rechts der Isar, Technical University Munich, Germany, for performing CT scans of the specimens tested. Further, we thank Arthrex for their equipment donation that made this research study possible.

References

1. An KN, Hui FC, Morrey BF, Linscheid RL, Chao EY (1981) Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis. *J Biomech* 14:659–669
2. Athwal GS, Steinmann SP, Rispoli DM (2007) The distal biceps tendon: footprint and relevant clinical anatomy. *J Hand Surg Am* 32:1225–1229
3. Bain GI, Prem H, Heptinstall RJ, Verhellen R, Paix D (2000) Repair of distal biceps tendon rupture: a new technique using the Endobutton. *J Shoulder Elb Surg* 9:120–126
4. Baker BE, Bierwagen D (1985) Rupture of the distal biceps brachii. Operative versus non-operative treatment. *J Bone Joint Surg Am* 67:414–417
5. Berlet GC, Johnson JA, Milne AD, Patterson SD, King GJ (1998) Distal biceps brachii tendon repair: an in vitro biomechanical study of tendon reattachment. *Am J Sports Med* 26:428–432
6. Chavan PR, Duquin TR, Bisson LJ (2008) Repair of the ruptured distal biceps tendon: a systematic review. *Am J Sports Med* 36:1618–1624
7. Cho CH, Song KS, Choi JJ et al (2011) Insertional anatomy and clinical relevance of the distal biceps tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19:1930–1935
8. Dirim B, Brouha SS, Pretterklieber ML et al (2008) Terminal bifurcation of the biceps brachii muscle and tendon: anatomic considerations and clinical implications. *AJR Am J Roentgenol* 191:245–255
9. Eames MH, Bain GI, Fogg QA, van Riet RP (2007) Distal biceps tendon anatomy: a cadaveric study. *J Bone Joint Surg Am* 89:1044–1049
10. Forthman CL, Zimmerman RM, Sullivan MJ, Gabel GT (2008) Cross-sectional anatomy of the bicipital tuberosity and biceps brachii tendon insertion: relevance to anatomic tendon repair. *J Shoulder Elb Surg* 17:522–526
11. Greenberg JA, Fernandez JJ, Wang T, Turner C (2003) Endo-Button-assisted repair of distal biceps tendon ruptures. *J Shoulder Elb Surg* 12:484–490
12. Grewal R, Athwal GS, Macdermid JC, Faber KJ et al (2012) Single versus double-incision technique for the repair of acute distal biceps tendon ruptures: a randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg* 94:1166–1174
13. Heinzlmann AD, Savoie FH 3rd, Ramsey JR, Field LD, Mazzocca AD (2009) A combined technique for distal biceps repair using a soft tissue button and bionodesis interference screw. *Am J Sports Med* 37:989–994
14. Hetsroni I, Pilz-Burstein R, Nyska M et al (2008) Avulsion of the distal biceps brachii tendon in middle-aged population: is surgical repair advisable? A comparative study of 22 patients treated with either nonoperative management or early anatomical repair. *Injury* 39:753–760
15. Hutchinson HL, Gloystein D, Gillespie M (2008) Distal biceps tendon insertion: an anatomic study. *J Shoulder Elb Surg* 17:342–346
16. Iriuchishima T, Shirakura K, Yorifuji H, Aizawa S, Murakami T, Fu FH (2013) ACL footprint size is correlated with the height and area of the lateral wall of femoral intercondylar notch. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21:789–796
17. Iriuchishima T, Yorifuji H, Aizawa S, Tajika Y, Murakami T, Fu FH (2012) Evaluation of ACL mid-substance cross-sectional area for reconstructed autograft selection. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, doi:10.1007/s00167-012-2356-0
18. Jobin CM, Kippe MA, Gardner TR, Levine WN, Ahmad CS (2009) Distal biceps tendon repair: a cadaveric analysis of suture anchor and interference screw restoration of the anatomic footprint. *Am J Sports Med* 37:2214–2221
19. John CK, Field LD, Weiss KS, Savoie FH 3rd (2007) Single incision repair of acute distal biceps ruptures by use of suture anchors. *J Shoulder Elb Surg* 16:78–83
20. Khan AD, Penna S, Yin Q, Sinopidis C, Brownson P, Frostick SP (2008) Repair of distal biceps tendon ruptures using suture anchors through a single anterior incision. *Arthroscopy* 24:39–45
21. Kettler M, Lunger J, Kuhn V, Mutschler W, Tingart MJ (2007) Failure strengths in distal biceps tendon repair. *Am J Sports Med* 35:1544–1548
22. Kettler M, Tingart MJ, Lunger J, Kuhn V (2008) Reattachment of the distal tendon of biceps: factors affecting the failure strength of the repair. *J Bone Joint Surg Br* 90:103–106
23. King J, Bollier M (2008) Repair of distal biceps tendon ruptures using the Endobutton. *J Am Acad Orthop Surg* 16:490–494
24. Krushinski EM, Brown JA, Murthi AM (2007) Distal biceps tendon rupture: biomechanical analysis of repair strength of the Bio-Tenodesis screw versus suture anchors. *J Shoulder Elb Surg* 16:218–223
25. Lemos SE, Ebrahimzadeh E, Kvitne RS (2004) A new technique: in vitro suture anchor fixation has superior yield strength to bone tunnel fixation for distal biceps tendon repair. *Am J Sports Med* 32:406–410
26. Lo EY, Li CS, Van den Bogaerde JM (2011) The effect of drill trajectory on proximity to the posterior interosseous nerve during cortical button distal biceps repair. *Arthroscopy* 27:1048–1054
27. Mazzocca A, Burton KJ, Romeo AA, Santangelo S, Adams DA, Arciero RA (2007) Biomechanical evaluation of 4 techniques of distal biceps brachii tendon repair. *Am J Sports Med* 35:252–258
28. Mazzocca AD, Cohen M, Berkson E et al (2007) The anatomy of the bicipital tuberosity and distal biceps tendon. *J Shoulder Elb Surg* 16:122–127
29. Mokhtee DB, Brown JM, Mackinnon SE, Tung TH (2009) Reconstruction of posterior interosseous nerve injury following biceps tendon repair: case report and cadaveric study. *Hand* 4:134–139
30. Peeters T, Soon C, Jansen N et al (2009) Functional outcome after repair of distal biceps tendon ruptures using the Endobutton technique. *J Shoulder Elb Surg* 18:283–287
31. Pereira DS, Kvitne RS, Liang M, Giacobetti FB, Ebrahimzadeh E (2002) Surgical repair of distal biceps tendon ruptures: a biomechanical comparison of two techniques. *Am J Sports Med* 30:432–436
32. Rantanen J, Orava S (1999) Rupture of the distal biceps tendon: a report of 19 patients treated with anatomic reinsertion, and a meta-analysis of 147 cases found in the literature. *Am J Sports Med* 27:128–132
33. Rose DM, Archibald JD, Sutter EG, Belkoff SM, Wilkens JH (2011) Biomechanical analysis suggests early rehabilitation is possible after single-incision EndoButton distal biceps repair with FiberWire. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19:1019–1022
34. Safran MR, Graham SM (2004) Distal biceps tendon ruptures: incidence, demographics, and the effect of smoking. *Clin Orthop Relat Res* 404:275–283

35. Saldua N, Carney J, Dewing C, Thompson M (2008) The effect of drilling angle on posterior interosseous nerve safety during open and endoscopic anterior single-incision repair of the distal biceps tendon. *Arthroscopy* 24:305–310
36. Shin SH, Jeon IH, Kim HJ et al (2010) Articular surface area of the coronoid process and radial head in elbow extension: surface ration in cadavers and a computed tomography in vivo. *J Hand Surg Am* 35:1120–1125
37. Siebenlist S, Elser F, Sandmann GH et al (2011) The double intramedullary cortical button fixation for distal biceps tendon repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19:1925–1929
38. Siebenlist S, Lenich A, Buchholz A et al (2011) Biomechanical in vitro validation of intramedullary cortical button fixation for distal biceps tendon repair—a new technique. *Am J Sports Med* 39:1762–1768
39. Spang JT, Weinhold PS, Karas SG (2006) A biomechanical comparison of Endobutton versus suture anchor repair of distal biceps tendon injuries. *J Should Elb Surg* 15:509–514
40. Thiel W (1992) The preservation of the whole corpse with natural color. *Ann Anat* 174:185–195

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich während der Erstellung dieser Dissertation begleitet und unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt dabei Herrn Prof. Dr. med. Siebenlist und PD Dr. med. Buchholz für die sehr gute Einarbeitung sowie die fortwährende Betreuung und insbesondere die aufgebrachte Geduld.

Herrn Prof. Dr. med. Biberthaler möchte ich für die Überlassung des Themas danken.

Den Mitarbeiter*innen des biomechanischen Labors des Klinikum rechts der Isar für ihre Hilfsbereitschaft und ihre organisatorische Unterstützung. Ausdrücklicher Dank gilt hier Herrn Peter Föhr.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern und meiner geliebten Frau, die mir jederzeit zur Seite standen und durch deren Unterstützung mir mein Studium und die Fertigstellung dieser Arbeit erst ermöglicht wurde.