

Aus dem
CharitéCentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie
Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie
Ärztlicher Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Ulrich Stöckle

Habilitationsschrift

Ergebnisoptimierung der inversen Schultertotalendoprothetik bei Defektarthropathie

zur Erlangung der Lehrbefähigung
für das Fach Orthopädie und Unfallchirurgie

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Florian Freislederer

Eingereicht: März 2024

Dekan: Prof. Dr. med. Joachim Spranger

1. Einleitung.....	6
1.1. Die Defektarthropathie – klassische Indikation für die iSTEP	6
1.2. Designänderungen der iSTEP	9
1.3. Limitationen der Vergleichsmöglichkeit verschiedener inverser Endoprothesendesigns.....	13
1.4. Wissenschaftliche Fragestellung	15
2. Ergebnisse	17
2.1. Die inverse Schultertotalendoprothese in der sehr alten Bevölkerung – der Nutzen überwiegt dem Risiko!	17
2.2. Bessere Aussenrotation und weniger skapuläres Notching der lateralisierten inversen Schultertotalendoprothese im Vergleich zu einem Grammont-Design bei Hamada 1–3 Defektarthropathie	20
2.3. Fortgeschrittene Defektarthropathien – die bipolare Lateralisierung bringt eine bessere Rotation und weniger skapuläres Notching.....	22
2.3. Vergleich von drei weit verbreiteten inversen Endoprothesendesigns bei Patienten mit Defektarthropathie – bester Bewegungsumfang mit kombinierter Lateralisierung und Distalisierung	26
2.4. Die radiologischen Messungen LSA und DSA haben keine klinische Bedeutung	29
3. Diskussion.....	31
3.1. Die inverse Schultertotalendoprothese für sehr alte Patienten	31
3.2. Kontroverse über Designvorteile der inversen Schultertotalendoprothese – Auswirkungen der Lateralisierung und der kombinierten Lateralisierung und Distalisierung.....	34

3.3. Können wir das klinische Ergebnis nach inverser Schultertotalendoprothese radiologisch messen?	46
4. Zusammenfassung und Ausblick	47
5. References	49
6. Danksagung	56
7. Eidesstattliche Erklärung	58

Legenden zu Abbildungen

Abbildung 1: Schematische Darstellung der zu (a) Baseline und (b) 2-Jahres-Follow-up gemessenen Röntgenparameter mit Beschreibung der Messungen (Übernommen aus¹).

Abbildung 2: (a) Präoperatives anteroposteriores Röntgenbild, das die Länge des Schulterblatthalses hervorhebt, wie durch die blaue Linie (lang) angezeigt, und den Scapula-Hals-Winkel, der zwischen den beiden dunkelgrünen Linien liegt (\sphericalangle); (b) Farbige Linien auf dem postoperativen Bild zeigen verschiedene radiologische Messungen der Prothesenposition an: laterales Humerus-Offset (rot), Distalisationsschulterwinkel (grün), inferiorer Glenosphärenüberhang (lila) und Glenosphärenneigungswinkel (blau). (Übernommen aus²).

Abbildung 3: Grafiken der Outcome-Scores (CS, SPADI), Schmerz, Innenrotation (Apley Scratch-Test) und Abduktionsstärke zu verschiedenen Zeitpunkten (Übernommen aus²).

Abbildung 4: Graphiken des aktiven und passiven Bewegungsumfanges zu verschiedenen Zeitpunkten (Übernommen aus²).

Abkürzungen

iSTEP	inverse Schultertotalendoprothese
LSA ³	Lateralization shoulder angle (deutsch: Lateralisierungsschulterwinkel)
DSA ³	Distalization shoulder angle (Deutsch: Distalisierungsschulterwinkel)
AE	Adverse event(s) (deutsch: unerwünschtes Ereignis)
CS	Constant-Murley Score
SSV	Subjective Shoulder Value
SPADI	Shoulder Pain and Disability Index
ASES-Score	American Shoulder and Elbow Society- Score
HEP	Hemiendoprothese
BIO-RSA ⁴	Bony-increased offset RSA: (deutsch: knöchern erweitertes Offset) reverse shoulder arthroplasty
tGLO	Total global lateral offset (deutsch: gesamtes, globales laterales Offset)
ASA	American Society of Anesthesiologists
SD	Standarddifferenz

1. Einleitung

1.1. Die Defektarthropathie – klassische Indikation für die iSTEP

Das Glenohumeralgelenk ist das beweglichste Gelenk des menschlichen Körpers. Der Humeruskopf ist bezüglich Krümmung und Grösse nicht kongruent zur kleineren und flacheren Glenoidpfanne und damit ist das Gelenk intrinsisch instabil. Stabilität wird durch intrinsische Stabilisatoren (Kapsel und Labrum) und extrinsische Stabilisatoren (Muskeln, v.a. die Rotatorenmanschette) gegeben. Der Verlust der Rotatorenmanschette als horizontaler Kraftvektor führt zu einer Dominanz der vertikalen Traktion des Deltamuskels. Patienten mit Defektarthropathie verlieren die Balance der vertikalen und horizontalen Kraftvektoren, welche den Humeruskopf physiologisch während der aktiven Bewegung im Glenoid zentrieren. Dies führt zu einer Instabilität und Dezentrierung des Humeruskopfes nach cranial, zu Reibung unter dem Akromion und damit zu einem schmerzhaften Bewegungsverlust. Hierdurch entstehen im Folgenden arthrotische Veränderungen, welche zudem Schmerzen verursachen und den Gelenkverschleiss vorantreiben. Diese Erkrankung mit arthrotischen Veränderungen und funktionellen Einschränkungen wurde von Charles Neer als «cuff tear arthropathy», im Deutschen Defektarthropathie, beschrieben⁵. Es kommt zu einem typischen pathologischen Verlauf, der mit einer schmerzhaften irreparablen Rotatorenmanschettenruptur beginnt, dann über die zunehmende superiore Dezentrierung zu einer Acetabulisierung (Neogelenk zwischen Acromion und Humeruskopf) führt und schliesslich im arthrotischen Verschleiss mit finalem Humeruskopfkollaps endet. Dieser stadienhafte Verlauf wurde von Hamada und Fukuda beschrieben und klassifiziert (Hamada 1-5)⁶. Das vierte Stadium wurde später von Walch et al. noch in eine glenohumerale Arthrose mit und ohne komplette Acetabulisierung subklassifiziert⁷. Im Stadium 1 besteht eine irreparable

Rotatorenmanschettenruptur ohne konventionell-radiologisch glenohumerale arthrotische Veränderungen. Die statische kraniale Dezentrierung ist noch nicht oder nur leicht vorhanden und die acromiohumerales Distanz (AHD) ist $\geq 6\text{mm}$. Es bestehen jedoch bereits gewisse Zeichen für eine Irreparabilität der Rotatorenmanschettenruptur und die Retraktion der gerissenen Sehne/-n, die Atrophie und die fettige Degeneration spiegeln dies wieder. Im zweiten Stadium zeigt sich eine fortgeschrittene Kranialisierung des Humeruskopfes mit einer AHD von $\leq 5\text{mm}$. Eine Reparabilität ist nun aufgrund der kranialen Dezentrierung sicher nicht mehr erfolgsversprechend. Im dritten Stadium ist die statische Kranialisierung noch grösser, beträgt $\leq 5\text{mm}$ und der Humeruskopf hat sich mit einem Pseudogelenk unter dem Acromion eingeschliffen, ein Phänomen, welches Acetabulisierung genannt wird. Hier kann mitunter auch das Phänomen der Femuralisierung des Humeruskopfes im Bereich des Tuberculum majus auftreten, welches eine Deformität des lateralen Humeruskopfes im Bereich des freiliegenden Footprints (Sehnenansatzstelle) beschreibt, was den Humeruskopf an eine Femurkopfform ähneln lässt. Die ersten 3 Stadien beschreiben noch keine arthrotischen Veränderungen glenohumeral und dadurch auch keine Medialisierung des Gelenkzentrums. Sie sind hierdurch biomechanisch abzugrenzen von den Stadien 4 und 5. Ab dem vierten Stadium kommen zusätzlich Zeichen einer glenohumeralen Arthrose (Gelenkspaterverschmälerung, subchondrale Sklerose und Zysten, Osteophyten) hinzu. Im Stadium 4a besteht eine Arthrose mit keiner höhergradigen Kranialisierung und ohne Acetabulisierung (AHD $< 7\text{mm}$). Im Stadium 4b zeigt sich eine fortgeschrittene Kranialisierung mit Acetabulisierung und AHD $\leq 5\text{mm}$. Im fünften Stadium zeigt sich eine starke Zerstörung des Gelenkes mit Kollaps des Humeruskopfes.

Erste Versuche Patienten mit fortgeschrittener Defektarthropathie zu helfen basierten auf der Implantation einer Hemiprothese humeral. Das biomechanische Problem der Gelenkdezentrierung war hierdurch jedoch nicht beseitigt und die Ergebnisse waren nicht gut. Man erkannte dann, dass eine Prothese mit fixem Drehzentrum erschaffen werden musste, welche die Instabilität mit Dezentrierung beseitigt. Gekoppelte Prothesen ohne medialisiertes Drehzentrum, wie die Kessel-Prothese z.B. (1973), scheiterten aufgrund der massiven Scherkräfte auf die glenoidale Komponente. Weiterentwicklungen erkannten, die Notwendigkeit das Drehzentrum zu distalisieren und medialisieren. Hierdurch konnten stabile Prothesen geschaffen werden. Die Implantation der iSTEP revolutionierte die Behandlung dieser schmerzgeplagten und/oder unter deutlicher Schulterfunktionseinschränkung leidenden Patienten. Die iSTEP, wie wir sie heute kennen, basiert auf dem Konzept von Paul Grammont aus den 1980er Jahren⁸. Indem die Konkavitäten invertiert wurden, wurde ein fixes Drehzentrum generiert. Hiermit wurde die superiore Migration des Kopfes verhindert und der Deltamuskel vom Destabilisator in eine stabilisierende Kraft umgewandelt, welcher den Arm nun um das stabile Drehzentrum rotieren kann. Die Medialisierung und Kaudalisierung des Drehpunkts durch eine Glenosphäre mit großem Durchmesser reduziert die Scherkräfte auf die Verankerung und verbessert die Hebelwirkung des Deltamuskels um diesen neuen stabilen Drehpunkt^{8, 9}. Dieses Prothesenkonzept ermöglichte es Patienten mit Defektarthropathie einen Teil der Schulterfunktion zurückzugewinnen, insbesondere Flexion und Abduktion. Überkopftätigkeiten des täglichen Lebens waren wieder möglich und konnten auch langfristig aufrechterhalten werden^{8, 10, 11}. Aufgrund der hohen Patientenzufriedenheit und der guten kurz- und mittelfristigen Ergebnisse bei Patienten mit Defektarthropathie erlangte die iSTEP schon früh große Aufmerksamkeit und Popularität und die klassische Indikation für die Implantation dieses Prothesenmodells ist und bleibt die Defektarthropathie. Die iSTEP

ist eine bewährte Methode, die auch langfristig gute Ergebnisse liefert, und sie hat sich im letzten Jahrzehnt zu der am häufigsten verwendeten Schulterendoprothese weltweit entwickelt¹²⁻¹⁴. Infolgedessen haben Schulterchirurgen größeres Vertrauen hinsichtlich der Ausweitung der Indikationen auf ein breiteres Altersspektrum gewonnen. Bei der Bestimmung der Zielpopulation wurde laut mehreren nationalen Registern das zum Zeitpunkt der Operation bestehende Durchschnittsalter zwischen 70 und 76 Jahren ermittelt, während in Traumasituationen ein Durchschnittsalter von 79 Jahren berichtet wird^{15, 16}. Die Entwicklung einer Defektarthropathie ist proportional zum Rotatorenmanschettenverschleiss, und dieser wiederum proportional zum Alter der Patienten. Ein Gelenkersatz kann, bei schmerzhaft eingeschränkter Schulterfunktion, eine Möglichkeit darstellen Autonomie und Lebensqualität auch in einem höheren Alter zurückzugewinnen.

1.2. Designänderungen der iSTEP

Durch die Umkehrung der anatomischen Bedingungen, welche das biomechanische Grundprinzip der iSTEP ausmachen, führten die Medialisierung und Distalisierung des Rotationszentrums (COR) des Humerus zu einem erhöhten Hebelarm des Deltamuskels. Dies führte zu einer verbesserten Bewegung des Arms um ein stabiles Drehzentrum, die Glenosphäre⁹. Durch die Benutzung eines 155° Hals-Schaft-Winkels der humeralen Komponente (der physiologische Winkel zwischen Kopf und Hals ist ca. 125°) konnte die vermehrte Kaudalisierung des Oberarmkopfes erreicht werden. Die Vorspannung des Deltamuskels konnte somit das Defizit der insuffizienten Rotatorenmanschette teilweise ausgleichen. Die Bewegung des Armes unter physiologischen Bedingungen wird durch beide, die Rotatorenmanschette und den Deltamuskel bedingt. Die Fähigkeit des Muskels eine Rotationskraft zu generieren

kann durch das Messen seines Hebelarms entlang einer spezifischen Achse berechnet werden. Weitere wichtige Faktoren, die ebenfalls eine Rolle spielen, sind die Vorspannung und Integrität des Muskels. Der Deltamuskel ist ein Abduktor, Flexor und in geringerem Umfang auch ein Aussen- und Innenrotator. In herabhängender Startstellung des Armes in Neutralstellung hat der mittlere Deltaanteil einen Abduktions-Hebelarm von 16mm, deutlich kleiner als der des Supraspinatus, welcher einen Abduktions-Hebelarm von 23mm aufweist. Nach der initialen Abduktionsbewegung wächst der Hebelarm des Deltamuskels jedoch auf 30-35mm und macht aus ihm, wenn die initiale Abduktionsbewegung bereits vollführt wurde, den stärksten Abduktor¹⁷. Die Rotationsbewegung wird durch die anteriore und posteriore Rotatorenmanschette und respektive die anterioren und posterioren Deltaanteile begonnen. Der Subscapularis hat einen Innenrotations-Hebelarm von 23mm und ist damit der stärkste Innenrotator. Für die Aussenrotation besteht ein 17mm Hebelarm für den Teres Minor und ein 24mm Hebelarm für den Infraspinatus. Die anterioren resp. posterioren Anteile des Delta zeigen für die Innenrotation (anteriore Anteile) lediglich einen Hebelarm von 5mm und für die Aussenrotation (posterioren Anteile) 4mm. Durch die Distalisierung und Medialisierung, welche durch die iSTEP Implantation durchgeführt wird, steigt der Hebelarm des Delta in Abduktion auf 50-60mm¹⁸. Zusätzlich wird durch die Medialisierung des Drehzentrums ein grösserer Anteil des Deltamuskels für die Abduktion gewonnen, da ein grösserer Anteil des Muskels nun lateral des Drehzentrums liegt. Im Umkehrschluss stehen nun beim klassischen medialisierten und distalisierten iSTEP-Design (s.g. Grammontdesign) weniger der anterioren und posterioren Deltaanteile für die Rotation zur Verfügung. Die Medialisierung des Humerus hat auch zu Folge, dass sich der starke Innenrotationshebelarm des Subscapularis und der Aussenrotationshebelarm des Infraspinatus und Teres minor verringern. Bei der überwiegenden Anzahl der

Defektarthropathien sind Anteile des Subscapularis und des Teres minor noch intakt. Die meisten Defektarthropathien gehen initial von einem posterosuperioren Rotatorenmanschettenschaden aus. Die gerissenen Sehnen und meist degenerierten Muskeln sind bei diesen Defektarthropathien immer der Supraspinatus und meist der Infraspinatus. Die unteren Anteile des Subscapularis und der Teres minor sind oft noch intakt. Neben verringerter Vorspannung verlieren die Rotations-Hebelarme des Subscapularis und Teres minor durch die Medialisierung beim klassischen Grammont-iSTEP-Design 24% respektive 36%¹⁷. Ein weiteres Problem des medialisierten Designs ist die verringerte Bewegungsfreiheit der medialen proximalen Prothesenteile um den Skapulahals. Dieses mechanische Problem stellt das s.g. Notching (Einkerben) der Polyethyleneinsätze der humeralen Komponente am Skapulahals dar (skapuläres Notching). Dies kann zu Polyethylenabrieb und Metallose und, wie aktuelle Studien zeigen, hierdurch indirekt zu Lockerungen, sowie bei hochgradigem Notching direkt zu Glenoidlockerungen führen¹⁹. Zudem kann durch den mechanischen Konflikt, das Impingement der medialen Humerussteile/Polyethylens am Skapulahals, der Humerus aus der Glenosphäre herausgehoben werden und dadurch ist das biomechanische potenzielle Risiko der Instabilität beim klassischen Grammontdesign erhöht. Zusammenfassend stellten sich demnach das skapuläre Notching, die Instabilität und die eingeschränkte axiale Rotation des klassischen medialisierten Grammontdesigns als Nachteile heraus, die zu Designänderungen führten^{20, 21}. Durch die Verringerung der Neigung des humeralen Hals-Kopfwinkels und die Lateralisierung des Drehzentrums sollte durch einen größeren impingementfreien Bewegungsbogen die Inzidenz des skapulären Notchings abnehmen und sich die axialen Rotationen durch höhere Spannung der verbleibenden Rotatorenmanschette mit besserem Hebelarm der anterioren und posterioren Manschettenanteile verbessern²²⁻³⁰. Anteile des vorderen und hinteren

Deltamuskel konnten zudem erneut für die Rotation gewonnen werden und Kraft der restlichen mittleren Anteile für die Abduktion durch das s.g. Delta-Wrapping (Höhere Abduktionskraft durch Tuberculum majus als Hypomochlion) erhalten bleiben. Desweiteren erhöht das Delta-Wrapping auch die Gelenkstabilität³¹. Die Lateralisierung kann auf einzelner Ebene (glenoidal oder humeral) oder globaler Ebene (glenoidal und humeral) stattfinden³². Durch eine rein glenoidale Lateralisierung (z.B. durch eine lateralisierte (breitere) Glenosphäre (nicht mehr Halbkugel, sondern 2/3 Sphäre) oder eine metallern oder knöchern lateralisierte Basisplatte) kann das Notching verringert werden sowie das Rotationszentrum lateralisiert und damit die oben erwähnten Vorteile für die Rotations-Hebelarme erreicht werden. Durch die distalisierte humerale Komponente ist die globale Lateralisierung umschrieben und es verbleibt eine Distalisierung um einen suffizient starken Deltaabduktions-/flexions-Hebelarm zu generieren. Nachteil dieses Designs sind vermehrte inferiore Schärkräfte auf die glenoidale Komponente. Eine rein humerale Lateralisierung (durch ein lateralisiertes humerales Prothesendesign (z.B. Hals-Kopf-Winkel von 135°/145° und/oder Onlaysysteme und/oder Systeme mit gebogenem Schaft (curved-stem)³³) bringt ähnliche Vorteile mit weniger Schärkräften auf die glenoidale Verankerung, bei weniger Abduktions-/Flexions-Hebelarm des Delta aber einem vorteilhaften Delta-Wrapping. Ein potenzieller Nachteil ist weniger impingementfreie Bewegung in Abduktion, da durch das Höhertreten des Tuberculum majus ein subacromiales Impingement möglich ist. Eine maximale Lateralisierung erzielt eine sowohl glenoidale als auch humerale Lateralisierung. Dieses Konzept erreicht die besten Rotations-Hebelarme und Vorspannungen der für die Rotation verantwortlichen Muskelgruppen. Ein potenzieller Nachteil ist der zunehmende Stress auf das Acromion und die Spina scapulae, da durch das Deltawrapping, welches bei dieser Variante am höchsten ist, ein stärkerer initialer Kraftmoment des Delta nötig ist. Eine stärkere Lateralisierung

kann das Risiko von Ermüdungsfrakturen des Akromions und der Spina scapulae erhöhen^{34, 35}. Generell ist neben dem klassischen, medialisierenden und distalisierenden Grammont-Design jedoch auch bei den lateralisierenden Konzepten immer die Distalisierung, welche die Vorspannung des Delta verstärkt, mit zu beachten. Als Beispiel wäre ein gebogener Onlay-Schaft (Polyethyleninlay sitzt in einem metallernen "Tray" (deutsch: Becher) überhalb der Resektionsfläche) aufzuführen, welcher maximal lateralisiert, jedoch auch stark distalisiert. Eine übermäßige Distalisierung ist neben den biomechanischen Vorteilen auf die Deltafunktion mit einer grösseren Armverlängerung und damit möglichen pathologischen Dehnung/Verletzungen des Plexus brachialis verbunden^{36, 37}.

1.3. Limitationen der Vergleichsmöglichkeit verschiedener inverser Endoprothesendesigns

Die biomechanischen Vor- und Nachteile des Designs der heutzutage existierenden beiden grossen Lager der iSTEP, Grammont-Design und lateralisiertes Design, sind umfangreich beschrieben. Auch wenn das lateralisierte Design biomechanisch favorisiert wird, wird die klassische Grammont-Prothese weiterhin eingesetzt, da die bisher in der Literatur beschriebenen Langzeitergebnisse der funktionellen und subjektiven Patienten-Scores sowie das Implantatüberleben vergleichbar mit dem lateralisierten Design sind. Eine systematische Überprüfung der Auswirkungen der Lateralisierung des Drehzentrums ergab eine bessere Aussenrotation und weniger skapuläres Notching der lateralisierten Prothese, insbesondere im Hinblick auf die funktionellen Ergebnisse konnten sich jedoch keine signifikanten Unterschiede finden²⁹. Das klassische distalisierte und medialisierte Design zeigte eine tiefere Rate an Basisplattenversagen (2.8 vs. 5%)²⁹. Da bei dieser Review jedoch die

Drehzentrums-lateralisierung analysierte wurde (also die glenoidale Lateralisierung) sind Aussagen über die humerale Lateralisierung nicht zu treffen und höhere Scherkräfte auf die Basisplatte mit einer reinen glenoidalen Lateralisierung können die höhere Versagensrate erklären. Klinische Vergleiche der verschiedenen Designs bleiben weiterhin schwierig, da viele Variablen bedacht werden müssen und Störfaktoren für einen echten Vergleich ausgeschaltet werden müssten. Studien haben gezeigt, dass die Heterogenität von Implantaten und Konfigurationen selbst bei kleinen Unterschieden, wie z. B. einem variierenden Glenosphärendurchmesser, den postoperativen Bewegungsumfang beeinflussen kann^{38, 39}. Aufgrund der vielfältigen Faktoren, die den postoperativen Bewegungsumfang, die Kraftvektoren und ein Impingement zwischen Prothese und Knochenteilen beeinflussen, ist es von entscheidender Bedeutung beim Vergleich verschiedener iSTEP-Designs diese relevantesten Störfaktoren zu beseitigen. Beim Vergleich von Implantaten muss eine bestimmte, sehr ähnliche Patientengruppe, genau definierte zu vergleichende Implantateigenschaften sowie anatomische und pathologische Bedingungen berücksichtigt werden. Die meisten Studien, die die Ergebnisse der iSTEP für Defektarthropathien auswerten, umfassen heterogene Patientengruppen. Massive irreparable Rotatorenmanschettenrupturen ohne arthrotische Veränderungen und fortgeschrittene Defektarthropathien mit glenohumeraler Arthrose und Gelenkzerstörung aufgrund eines Humeruskopfkollapses werden oft zusammen ausgewertet. Es gibt nur wenige Studien^{11, 40-42}, die die Ergebnisse der iSTEP für die spezifische Indikation einer fortgeschrittenen Defektarthropathie untersucht haben und ein Vergleich verschiedener Implantat-Designs für diese spezifische, aber klassische Indikation steht aus.

Noch unklar ist, ob eine individuelle Vorhersage für ein möglichst gutes Ergebnis anhand des gewählten Prothesendesigns und der Komponentengrößen gemacht werden kann. Um dies dann reproduzierbar zu evaluieren wäre eine systematische Methode zur Vorhersage des funktionellen Ergebnisses durch radiologische Messungen hilfreich. Gültige und reproduzierbare Röntgenmessungen der Schulter stellen eine Herausforderung dar, wobei selbst scheinbar einfache Messungen der Glenoidneigung Schwierigkeiten bereiten können. Mehrere Messungen zur Beurteilung der Lateralisierung und Distalisierung der iSTEP nutzen meist zweidimensionale postoperative anteroposteriore Röntgenaufnahmen⁴³. Messungen der Lateralisierung neigen dazu, entweder nicht reproduzierbar zu sein (schlechte Vergleichbarkeit der Messungen zwischen den Bewertern), für die klinische Praxis ungeeignet zu sein oder keine prognostische Korrelation mit dem klinischen Ergebnis zu haben⁴⁴.

1.4. Wissenschaftliche Fragestellung

Die Indikationen für die iSTEP breiten sich immer weiter aus und es besteht die Notwendigkeit, pathologische und implantatbezogene Ergebnisse zu kontrollieren. Darüber hinaus muss noch ermittelt werden, welche Ergebnisse unterschiedliche Designkonzepte bei vergleichbaren Patientenpopulationen bringen, um den Chirurgen basierend auf der Verknüpfung *Indikation-Prothesenwahl* für ein möglichst gutes Ergebnis zu unterstützen. Der Zweck dieser Arbeit bestand darin, Faktoren zur Ergebnisoptimierung der iSTEP zu finden und Antworten auf die folgenden Fragen zu geben:

- Welche Ergebnisse können wir für die iSTEP in der sehr alten Bevölkerung erwarten?
- Welches Design schneidet beim Vergleich standardisierter Implantate des klassischen Grammont-Designs und einer Prothese mit 135° Neigung und lateralisierter Glenosphäre am besten ab:
 - bei Patientenkohorten mit homogener irreparabler Rotatorenmanschettenruptur Hamada 1-3¹ ohne glenohumerale Arthritis?
 - bei Patientenkohorten mit fortgeschrittener Defektarthropathie Hamada Grad 4 und 5⁴⁵ mit glenohumeraler Arthrose?
- Vergleich dreier häufig verwendeter unterschiedlicher Prothesendesignphilosophien hinsichtlich ihres Einflusses auf das klinische Ergebnis in homogenen Patienten-Kohorten mit Defektarthropathie: welches Implantat liefert die besten Ergebnisse?
- Welchen prognostischen klinischen Wert haben die häufig verwendeten Messungen von LSA und DSA⁴⁶ (zur Visualisierung von LSA und DSA siehe *Abbildung 1*) in einer großen, homogenen Kohorte von Patienten mit Defektarthropathie, die mit verschiedenen iSTEP-Systemen behandelt wurden?

2. Ergebnisse

2.1. Die inverse Schultertotalendoprothese in der sehr alten Bevölkerung – der Nutzen überwiegt dem Risiko!

Entspricht dem Abstrakt aus der Arbeit: *“Is it worth the risk? Clinical and radiological outcomes 24 months after reverse shoulder arthroplasty in an advanced geriatric population”*⁴⁷ übersetzt durch den Autor.

David Endell, Laurent Audige, Jan-Philipp Imiolczyk, Markus Scheibel, **Florian Freislederer**

JSES Int, 2022; Vol 6, Issue 5:795-801

<https://doi.org/10.1016/j.jseint.2022.05.005>

“Einführung

Die Anwendung der iSTEP hat in den letzten Jahrzehnten insbesondere aufgrund ihrer hervorragenden Langzeitergebnisse zugenommen. Mit diesem positiven Trend haben sich die Indikationen für die iSTEP schrittweise auf ein breiteres Altersspektrum ausgeweitet. Ziel dieser Studie war es, die Vorteile der primären iSTEP in einer fortgeschrittenen geriatrischen Population mit erheblicher Komorbiditätsbelastung und höherem perioperativen Risiko zu ermitteln.

Methoden

Für diese Beobachtungsstudie, welche Daten aus unserem lokalen iSTEP-Register benutzte, identifizierten wir 73 Patienten (77 % weiblich) mit einem Mindestalter von

85 Jahren (Bereich: 85–93 Jahre) zum Zeitpunkt der Operation und einem vollständigen Follow-up von 24 Monaten nach der Operation. Es wurden klinische Bewertungen der Schmerzen, des subjektiven Schulterwerts⁴⁸, des Constant Scores^{48, 49}, des Shoulder Pain and Disability Index (SPADI)⁵⁰, der Lebensqualität (European Quality of Life 5-Dimension 5-Level Utility)⁵¹ und der Patientenzufriedenheit durchgeführt. Die radiologische Auswertung folgte einer Reihe von Analysen, welche mittels einem internationalen Consensus definiert wurden⁵². Unerwünschte Ereignisse wurden systematisch dokumentiert.

Ergebnisse

Vorerkrankungen, die nach dem Klassifizierungssystem für den physischen Status der American Society of Anaesthesiologists kategorisiert wurden, zeigten nur 22 % der Patienten mit leichten Komorbiditäten (American Society of Anaesthesiologists³⁸ (ASA) I-II), wohingegen schwere (ASA³⁸ III-IV) Komorbiditäten häufig auftraten (78 %). Indikationen für eine Operation waren Defektarthropathien (72 %), posttraumatische Zustände (18 %) und primäre Arthrose (10 %). Bis zu 24 Monate nach iSTEP kam es in allen klinischen Bewertungen zu einer signifikanten Verbesserung: Die mittleren Schmerzwerte sanken von 6,2 auf 1,6 Punkte, wobei 0 keine Schmerzen bedeutet ($P < 0,001$). Der subjektive Schulterwert, der Constant Score, der SPADI und der European Quality-of-Life 5-Dimension 5-Level 5 utility stiegen von 36 % auf 76 %, 26 auf 61 Punkte, 29 auf 74 Punkte bzw. 0,58 auf 0,79 ($P < 0,001$). Die meisten Patienten (88 %) hätten sich zurückblickend erneut für eine Operation entschieden. 24 Monate nach der Operation gab es keine Anzeichen einer frühen Lockerung, Migration oder Luxation der Prothese. Allerdings wurden 6 periprothetische Frakturen identifiziert, von

denen 5 konservativ behandelt wurden. Unerwünschte Ereignisse wurden bei 39 % der Patienten gemeldet, führten jedoch selten dazu, dass eine Revisionsoperation (1,8 %) oder eine Wiedereintritt ins Krankenhaus (3,6 %) erforderlich wurde.

Schlussfolgerung

Trotz eines fortgeschrittenen Alters von über 85 Jahren und zahlreicher damit verbundener Komorbiditäten zeigte unsere geriatrische Bevölkerung eine deutliche klinische Verbesserung ihrer täglichen Aktivitäten bei hoher Patientenzufriedenheit. Die Röntgenanalyse 24 Monate nach der Operation ergab eine ausreichende Implantatstabilität. Die iSTEP ist selbst bei diesen älteren Patienten ein sicheres Verfahren mit einem akzeptablen Risiko ungünstiger medizinischer und chirurgischer Ereignisse.”

Die Hauptzielgruppe der iSTEP liegt jedoch bei Patienten mit einem Durchschnittsalter von 72 Jahren⁵³. Dieses Alter wird in Zukunft weiter sinken⁵⁴. Das hochgradige skapuläre Notching, welches einen Zusammenhang mit glenoidalen Lockerungen zeigt¹⁹ sowie Limitierungen der Bewegungen in Rotation sind potenzielle Nachteile des klassischen medialisierten Designs. Die Entwicklung des lateralisierten Prothesendesigns versucht diese Limitierungen zu beseitigen. Bisherige Studien zeigen wenig Unterschiede, jedoch muss eine guter Design-Vergleich anatomische und komponentenbasierte Störfaktoren beseitigen, um einen echte Aussage zum Einfluss des Prothesendesigns machen zu können.

2.2. Bessere Aussenrotation und weniger skapuläres Notching der lateralisierten inversen Schultertotalendoprothese im Vergleich zu einem Grammont-Design bei Hamada 1–3 Defektarthropathie

Entspricht dem Abstrakt aus der Arbeit: *“Lateralized vs. classic Grammont-style reverse shoulder arthroplasty for cuff deficiency Hamada stage 1-3: does the design make a difference?”*¹ übersetzt durch den Autor.

Florian Freislederer, Felix Toft, Laurent Audige, Alex Marzel, David Endell, Markus Scheibel

JSES, 2022; Vol 31, Issue 2:341-51

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2021.07.022>

“Einführung

Man geht davon aus, dass eine iSTEP mit lateralisiertem Design die Ergebnisse verbessert. Unser Ziel war es die klassische Grammont-Prothese mit einer Prothese mit 135° Neigung und lateralisierter Glenosphäre für Defektarthropathien Hamada 1-3 zu vergleichen.

Methoden

Patienten mit irreparabilem, massivem posterosuperioren Rotatorenmanschettenriss Hamada Grad 1–3 wurden einer iSTEP unterzogen und bis zu 24 Monate nach der Operation prospektiv dokumentiert. Die zu vergleichenden iSTEP-Gruppen waren „lateralisiert“ (L) mit 135° Humerusneigung und 36+4 mm lateralisierter Glenosphäre

(n = 44) und „Grammont“ (G) mit 155° Humerusneigung und 36+ 2-mm-exzentrische Glenosphäre (n = 23). Bewertet wurden der Bewegungsumfang einschließlich des Apley-Scratch Test⁵⁵, die Abduktionsstärke, der Constant-Murley-Score (CS)^{48, 49} und der Shoulder Pain and Disability Index (SPADI)⁵⁰. Nach 24 Monaten wurden anteroposteriore und axiale Röntgenaufnahmen ausgewertet und es wurden zusätzliche Messungen der Schulterblatthals- und Glenoidanatomie, der Baseplate- und Glenosphärenposition, des Rotationszentrums, des Humerusoffsets sowie der Lateralisierungs- (LSA) und Distalisationsschulterwinkel (DSA)³ durchgeführt. Es wurden die lineare Regression und gemischte Modelle angewendet, angepasst an Geschlechtsunterschiede und präoperative Werte.

Ergebnisse

Die CS- und SPADI-Ergebnisse unterschieden sich insgesamt nicht signifikant zwischen den Gruppen ($p = 0,654$). Bei Gruppe L blieb die Außenrotation bis zum 2-Jahres-Follow-up stabil und war höher als bei Gruppe G ($p = 0,012$); Ein größerer Anteil der Patienten der Gruppe L konnte den Lendenwirbel 3 (L3) erreichen (70 % gegenüber 48 % in Gruppe G) ($p = 0,26$). Gruppe G hatte einen höheren unteren Überhang der Glenosphäre ($p = 0,020$) und eine höhere Medialisierung des Rotationszentrums (COR) ($p < 0,001$) mit einem Trend zu einer höheren Baseplatepositionierung ($p = 0,045$). Die Rate des skapulären Notchings war in Gruppe G 2,9-mal höher als in Gruppe L ($p = 0,001$).

Schlussfolgerung

Eine iSTEP mit 135° Humerusneigung und lateralisierter Glenosphäre zeigt ähnliche Ergebniswerte wie das klassische Grammont-Design, ermöglicht jedoch eine bessere Erhaltung der Außenrotation und reduziert die Rate des skapulären Notchings im Vergleich zum klassischen Grammont-Design bei Hamada 1–3 Patienten mit irreparablen posterosuperioren Rotatorenmanschettenrissen.“

Diese Ergebnisse beziehen sich auf Patienten, welche keinen Gelenkverschleiss haben. Bei fortgeschrittener Defektarthropathie medialisiert sich das glenohumerale Drehzentrum. Es bestehen meist fortgeschrittene glenohumerale, arthrotische Veränderungen mit chronischer Synovialitis, Kapsel elastizitätsveränderungen und fortgeschrittenen strukturellen Veränderungen der Rotatorenmanschette, mit Verkürzung der Kraftvektoren durch die Medialisierung. Es fragt sich hierdurch wie sich das klassische medialisierte und das lateralisierte Design bei fortgeschrittener Defektarthropathie mit glenohumeraler Arthrose verhalten.

2.3. Fortgeschrittene Defektarthropathien – die bipolare Lateralisierung bringt eine bessere Rotation und weniger skapuläres Notching

Entspricht dem Abstrakt aus der Arbeit: *“Advanced cuff tear arthropathy – classic indication for a Grammont style RSA-implant or does bipolar lateralization perform better?”*⁴⁵ übersetzt durch den Autor

Florian Freislederer, Felix Toft, Jan-Philipp Imiolczyk, Markus Scheibel, Laurent Audige

JSES Arthro, 2023; Vol 34, issue 1:17-26

“Einführung

Eine fortgeschrittene Defektarthropathie ist mit einer proximalen Humerusmigration und einer Medialisierung der Gelenklinie verbunden. Durch die Verwendung einer lateralisierten iSTEP kann die Spannung der verbleibenden Manschette und ein besseres “Delta-Wrapping” die funktionellen Ergebnisse und insbesondere die Rotationsbewegung verbessern. Unser Ziel war es, eine nicht lateralisierte Prothese mit einer exzentrischen Glenosphäre mit einer lateralisierten Prothese in einer vergleichbaren Kohorte mit fortgeschrittener Defektarthropathie zu vergleichen.

Methoden

Patienten mit einer Defektarthropathie vom Typ 4 und 5 nach Hamada wurden zwischen März 2014 und Juni 2018 einer iSTEP unterzogen und prospektiv bis zu 2 Jahre nach der Operation dokumentiert. Die zu vergleichenden iSTEP-Gruppen waren: „lateralisiert“ (LAT) mit 135° Humerusneigung und 36+4 mm lateralisierter Glenosphäre und „nicht-lateralisiert“ (NONLAT) mit 155° Humerusneigung und 36+2 mm exzentrischer Glenosphäre. Bewertet wurden der Bewegungsumfang einschließlich des Apley-Scratch-Tests⁵⁵, die Abduktionskraft, der Constant-Murley-Score (CS)^{48, 49} und der Shoulder Pain and Disability Index (SPADI)⁵⁰. Nach 2 Jahren wurden anteroposteriore und axiale Röntgenaufnahmen ausgewertet, und es wurden zusätzliche Messungen der Schulterblatthals- und Glenoidanatomie, der Grundplatten- und Glenosphärenposition, des Rotationszentrums, des Humerusoffsets sowie der Lateralisierungs- (LSA) und Distalisationsschulterwinkel

(DSA)³ durchgeführt (Abbildung 1). Die Morphologie des Rotatorenmanschettenrisses wurde nach Collin klassifiziert⁵⁶. Wir verwendeten lineare Regression und gemischte Modelle, angepasst an Alter, Geschlecht und präoperative Werte.

Ergebnisse

Einunddreißig Patienten erfüllten die Einschlusskriterien, darunter 20 LAT- und 11 NONLAT-Implantationen. Die Ausgangsparameter waren vergleichbar, einschließlich der Morphologie des Rotatorenmanschettenrisses (100 % Typ C in der Gruppe LAT; 80 % C/D in der Gruppe NONLAT). Bei der Nachuntersuchung nach 2 Jahren unterschieden sich CS (Differenz 5 Punkte; 95 %-KI -14 bis 3; $p = 0,727$) und SPADI (Differenz 4 Punkte; 95 %-KI -12 bis 21; $p = 0,456$) zwischen den Gruppen nicht signifikant. Die Außenrotation war bei der Gruppe LAT (durchschnittlich 36°) höher als bei der Gruppe NONLAT (durchschnittlich 20°) (16°; 3 bis 29; $p = 0,026$); Ein größerer Anteil der Patienten der Gruppe LAT konnte den Lendenwirbel 3 (L3) erreichen (75 % gegenüber 36 % in der Gruppe NONLAT), es gab jedoch keinen statistischen Unterschied ($p = 0,119$). Die Gruppe NONLAT hatte einen größeren unteren Überhang der Glenosphäre (2,3 mm; 0,4 bis 4,1; $p = 0,025$), eine grössere Medialisierung des Rotationszentrums (7,5 mm; 3,9 bis 11,2; $p < 0,001$) eine grössere Absenkung des Zentrums der Glenohumeralrotation (7,9 mm; 3,3 bis 12,3; $p = 0,002$) und einen höheren DSA (16,3°; 8,3 bis 24,3; $p = 0,001$), während Gruppe LAT ein grösseres Humerus-Offset (11,9 mm; 7,9 bis 15,8; $p < 0,001$) und einen höheren LSA (15,8°) aufwies; 8,0 bis 23,7; $p = 0,001$). In der NONLAT-Gruppe zeigten 60 % ein skapuläres Notching, in der LAT-Gruppe 35 % ($p = 0,306$).

Schlussfolgerung

Patienten mit einer iSTEP mit 135° Humerusneigung und einer lateralisierten Glenosphäre zeigen im Vergleich zu Patienten mit einem nicht lateralisierten Design und einer exzentrischen Glenosphäre bei fortgeschrittener Defektarthropathie Hamada 4 und 5 eine bessere Rotation und weniger skapuläres Notching. Die funktionellen Scores unterschieden sich nicht.”

Um weitere potentielle Desginvorteile der iSTEP zu erhalten, gab es Weiterentwicklungen, die humeral einen gekurvten Schaft benützten, welcher sich der Humerusform anglich, stark distalisiert und lateralisiert³³ und dessen Polyethylen-Insert auf der Resektionsfläche lag (s.g. Onlay Technik) und nicht in den metaphysären Köcher eingebracht wird (Inlay-Technik). Zudem zeigten Computeranalysen beste Bewegungsamplituden mit einem Hals-Schaft-Winkel von 145°⁵⁷, so dass diese neue Generation der Prothesen mit diesem Winkel eingebaut werden. Wie verhalten sich nun die klassische medialisierte iSTEP (Hals-Schaft Winkel 155°), das bipolar lateralisierte Design (Hals-Schaft Winkel 135°) und die kurven Onlay-Prothesen mit 145° Hals-Schaft Winkel bei Patienten mit Defektarthropathie?

2.3. Vergleich von drei weit verbreiteten inversen Endoprothesendesigns bei Patienten mit Defektarthropathie – bester Bewegungsumfang mit kombinierter Lateralisierung und Distalisierung

Entspricht dem Abstrakt aus der Arbeit: *“Analysis of three different reverse shoulder arthroplasty designs for cuff tear arthropathy – the combination of lateralization and distalization provides best mobility”*² übersetzt durch den Autor.

Florian Freislederer, Phillip Moroder, Laurent Audigé, Tim Schneller, Yacine Ameziane, Raphael Trefzer, Jan-Philipp Imiolczyk, Markus Scheibel

BMC Musculoskelet Disord. Vol 25, art. number 204

<https://doi.org/10.1186/s12891-024-07312-5>

“Einführung

Die beiden wichtigsten iSTEP-Designs sind das Grammont-Design und das lateralisierte Design. Auch wenn das lateralisierte Design biomechanische Vorteile hat, wird weiterhin die klassische Grammont-Prothese verwendet. Die bisher in der Literatur beschriebenen funktionellen und subjektiven Patientenbewertungen/Scores sowie das Implantatüberleben sind mit dem lateralisierten Design vergleichbar. Ein gezielter Vergleich, wie unterschiedliche Designs der iSTEP das Ergebnis bei Patienten mit Defektarthropathie beeinflussen, ist weiterhin zu ermitteln und war das Ziel dieser Studie.

Methoden

Es wurden Registerdaten von 696 CTA-Patienten analysiert, die prospektiv zwischen 2012 und 2020 in zwei spezialisierten orthopädischen Zentren bis zu 2 Jahre nach iSTEP-Implantation gesammelt wurden. Komplette Teres-Minor-Risse wurden ausgeschlossen. Es wurden drei Gruppen definiert: Gruppe 1 (Inlay, 155° Humerusneigung, 36+2 mm exzentrische Glenosphäre (n=50)), Gruppe 2 (Inlay, 135° Humerusneigung, 36+4 mm lateralisierte Glenosphäre (n=141)) und Gruppe 3 (Onlay, 145° Humerusneigung, +3 mm lateralisierte Basisplatte, 36+2 mm exzentrische Glenosphäre (n=35)) Wir verglichen Gruppenunterschiede in den klinischen Ergebnissen (z. B. aktiver und passiver Bewegungsumfang (ROM), Abduktionsstärke, Constant-Murley-Score (CS)^{48, 49}), radiologische Beurteilungen der Prothesenposition, der Skapulaanatomie und Komplikationen anhand gemischter Modelle, angepasst an Alter und Geschlecht.

Ergebnisse

Der adjustierte p-Wert des CS für alle Zeitpunkte zeigte keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,466$). Die Flexion der Gruppe 3 (Mittelwert 155° (SD 13)) war höher als die der Gruppen 1 (Mittelwert, 142° (SD 18)) und 2 (Mittelwert 132° (SD 18)) ($p < 0,001$). Die Abduktion der Gruppe 3 (Mittelwert, 145° (SD 23)) war auch höher als in Gruppe 1 (Mittelwert 130° (SD 22)) und Gruppe 2 (Mittelwert 118° (SD 25)) ($p < 0,001$) ($p < 0,001$). Die mittlere Außenrotation für Gruppe 3 (Mittelwert 41° (SD 23)) und Gruppe 2 (Mittelwert 38° (SD 17)) war höher als die Außenrotation der Gruppe 1 (Mittelwert: 24° (SD 16) ($p < 0,001$); ein größerer Anteil der Patienten der Gruppen 2 (78 %) und 3 (69 %) erreichte LWK3-Niveau bei Innenrotation im Vergleich zu Gruppe

1 (44 %) ($p=0,003$). Die Messungen der Parameter zur Prothesenposition ergaben keinen design-unabhängigen Unterschied. Gruppe 3 wies deutlich weniger skapuläres Notching auf (10 % gegenüber 24 % (Gruppe 2) und 50 % (Gruppe 1) ($p=0,001$).

Schlussfolgerung

Die verschiedenen iSTEP-Designs für Defektarthropathie ergaben vergleichbare Ergebnisse in den Scores. Allerdings war eine lateralisierte und distalisierte iSTEP-Konfiguration mit einer besseren Flexion und Abduktion und weniger skapulärem Notching verbunden. Bei Patienten mit einem der lateralisierten Designs bestand ein Zusammenhang mit einer besseren Rotation im Vergleich zur klassischen Grammont-Prothese.

Zur Planung der Ergebnisse und Monitorisierung des Erfolges wären einfache radiologische Messungen hilfreich. Daher ist der Versuch gestartet worden Messungen mit den klinischen Scores der Patienten zu korrelieren. Viel Aufmerksamkeit haben die Werte LSA (Lateralisierungsschulterwinkel) und DSA (Distalisierungsschulterwinkel) bekommen, welche auf ap Röntgenbildern einfach gemessen werden können³. Eine Kontroverse besteht, ob diese Messungen eine prognostische Vorhersage der klinischen Ergebnisse zulassen?

2.4. Die radiologischen Messungen LSA und DSA haben keine klinische Bedeutung

Entspricht dem Abstrakt aus der Arbeit: *“Lateralization and distalization shoulder angles do not predict outcome in reverse shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy”*⁴⁶ übersetzt durch den Autor.

Jan-Philipp Imiolczyk, Tankred Imiolczyk, Adrian Góralczyk, Markus Scheibel,

Florian Freislederer

JSES, 2023; Vol 33, Issue 1:121-129

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2023.05.031>

“Einführung

Bei der iSTEP bestehen eine Vielzahl von Messungen zur Implantatlateralisierung und -distalisierung, um das Rotationszentrum zu optimieren. Zwei spezifische Messungen, bekannt als Lateralisierungsschulterwinkel (LSA) und Distalisierungsschulterwinkel (DSA), standen kürzlich im Mittelpunkt von Studien, um ihren Zusammenhang mit der postoperativen Funktion zu bewerten³. Ziel dieser Studie war es, den prognostischen klinischen Wert von LSA und DSA in einer großen Kohorte von Patienten mit Defektarthropathie, die mit verschiedenen iSTEP-Systemen behandelt wurden, zu bewerten.

Methoden

Für alle Patienten wurden zwei örtliche Schulterendoprothesenregister überprüft, die durch eine radiologische Beurteilung und eine vollständige Nachuntersuchung nach

zwei Jahren dokumentiert waren. Das Haupteinschlusskriterium war die primäre iSTEP für Patienten mit Defektarthropathie. Alle Patienten mit einer kompletten Teres-minor-Ruptur, einem Os acromiale oder akromialen Stressfrakturen, die zwischen dem Zeitpunkt der Operation und der 24-Monatsnachuntersuchung diagnostiziert wurden, wurden ausgeschlossen. Bewertet wurden fünf verschiedene Implantatsysteme mit vier unterschiedlichen Hals-Schaft-Winkeln. Der CS^{48, 49}, der subjektive Schulterwert (SSV)⁴⁸ und der Bewegungsumfang nach zwei Jahren wurden mit dem LSA und dem DSA, die auf anteroposterioren Röntgenaufnahmen nach 6 Monaten gemessen wurden, korreliert. Für beide Schulterwinkel, für jedes Prothesensystem und für die gesamte Patientenkohorte wurden lineare und parabolische univariable Regressionen berechnet.

Ergebnisse

Zwischen Mai 2006 und November 2019 wurden insgesamt 630 Patienten mit Defektarthropathie, die eine iSTEP bekommen hatten, in diese Studie eingeschlossen. Von dieser großen Kohorte wurden 270 mit dem Promos Reverse (Hals-Schaft-Winkel 155°), 44 mit dem Aequalis Reversed II (155°), 62 mit dem Lima SMR Reverse (150°), 25 mit Aequalis Ascend Flex (145°) und 229 mit dem Prothesentyp Univers Revers (135°) behandelt. Der mittlere Wert des LSA betrug 78° (SD 10; Bereich: 6–107) und die mittlere des DSA betrug 51° (SD 10; 7–91). Der durchschnittliche CS^{48, 49} nach 24 Monaten Nachbeobachtung betrug 68,1 (SD 13; 13–96) Punkte. Weder die linearen noch die parabolischen Regressionsberechnungen für LSA oder DSA ergaben signifikante Zusammenhänge mit den klinischen Ergebnissen.

Schlussfolgerung

Verschiedene Patienten können trotz identischer LSA- und DSA-Werte unterschiedliche klinische Ergebnisse erzielen. Es besteht kein Zusammenhang zwischen radiologischen Winkelmessungen und dem 2-Jahres-Funktionsergebnis. LSA und DSA sind einfache und reproduzierbare Winkelmessungen, die den Grad der Implantatlateralisierung und -distalisierung nach iSTEP abschätzen. Ihr Wert als prognostischer Faktor für klinische Ergebnisse bei Patienten nach iSTEP wurde jedoch nicht nachgewiesen.”

3. Diskussion

3.1. Die inverse Schultertotalendoprothese für sehr alte Patienten

Der demographische Wandel und der aktive Lebensstil verlangen auch im hohen Alter funktionierende Gelenke zur möglichst guten Selbständigkeit. Der Bedarf an Schultertotalendoprothesen ist stetig gestiegen und wird über die nächsten 15 Jahre noch deutlicher zunehmen. Diese Zuwächse werden diejenigen der Knie- und Hüftendoprothetik überschreiten, was aktuelle Prognosen zeigen⁵⁴. Vor allem die Zahl der iSTEP Implantation hat in den letzten Jahren deutlich zugenommen und es zeigt sich in gut dokumentierten Schulterprothesenregistern, dass die Zahl der inversen Prothesen seit 15 Jahren bereits höher ist als die der anatomischen Prothesen und diese Schere immer weiter aufgeht⁵³.

Das Abwägen zwischen Risiko und Benefit einer solchen Operation im hohen Alter ist jedoch besonders gut abzuwägen. Es gibt Daten, die einen Zusammenhang zwischen dem Vorhandensein von Komorbiditäten und einem schlechteren Ergebnis nach einem endoprothetischen Gelenktotaleinsatz bei älteren Menschen belegen. Diese Informationen stammen jedoch hauptsächlich von Patienten mit Hüft- und Kniegelenkersatz. Nur eine Studie stellte den gleichen Zusammenhang zwischen Komorbiditäten bei Patienten über 80 Jahren und einem schlechten Ergebnis nach primärer iSTEP fest⁵⁸.

Patienten ab 85 Jahren können gute klinische Ergebnisse nach iSTEP Implantation erzielen und im dokumentierten frühen und mittelfristigen Verlauf (12-bis-24 Monate) zeigten sich zufriedene Patienten⁴⁷. Alle postoperativen klinischen Ergebnisse verbesserten sich deutlich und die Patienten zeigten eine hohe Gesamtzufriedenheit, was mit dem hervorragenden funktionellen Ergebnis von iSTEP-Patienten über 80 Jahren übereinstimmt, dass in mehreren früheren Studien⁵⁸⁻⁶⁰ publiziert wurde. Es ergab sich kein schlechteres klinisches Ergebnis bei Patienten mit höheren Komorbiditäten (ASA III-IV) im Vergleich zu gesünderen Patienten (ASA I-II)⁴⁷. Darüber hinaus stieg die Lebensqualität der Patientenkohorte, was mit der generellen, altersunabhängigen Kosten-Nutzen-Analyse der Schulterendoprothetik übereinstimmt^{47,61}. In einer großen Serie von Patienten, welche einen Zeitraum von 10 Jahren beobachtete und keine Altersklasse direkt eingrenzte, mussten 6 von 363 Patienten (1,7 %) innerhalb der ersten 90 Tage erneut operiert werden⁶². Bei älteren Patienten über 85 Jahren konnte in den ersten drei Monaten keine höhere Rate an Reoperationen festgestellt werden⁴⁷. Des Weiteren gab es nach 24 Monaten keine Anzeichen einer frühen Lockerung, Migration oder Luxation⁴⁷. 6.9% der Patienten erlitten eine periprothetische Fraktur⁴⁷. Kriechling et al⁶³ untersuchten die Ergebnisse

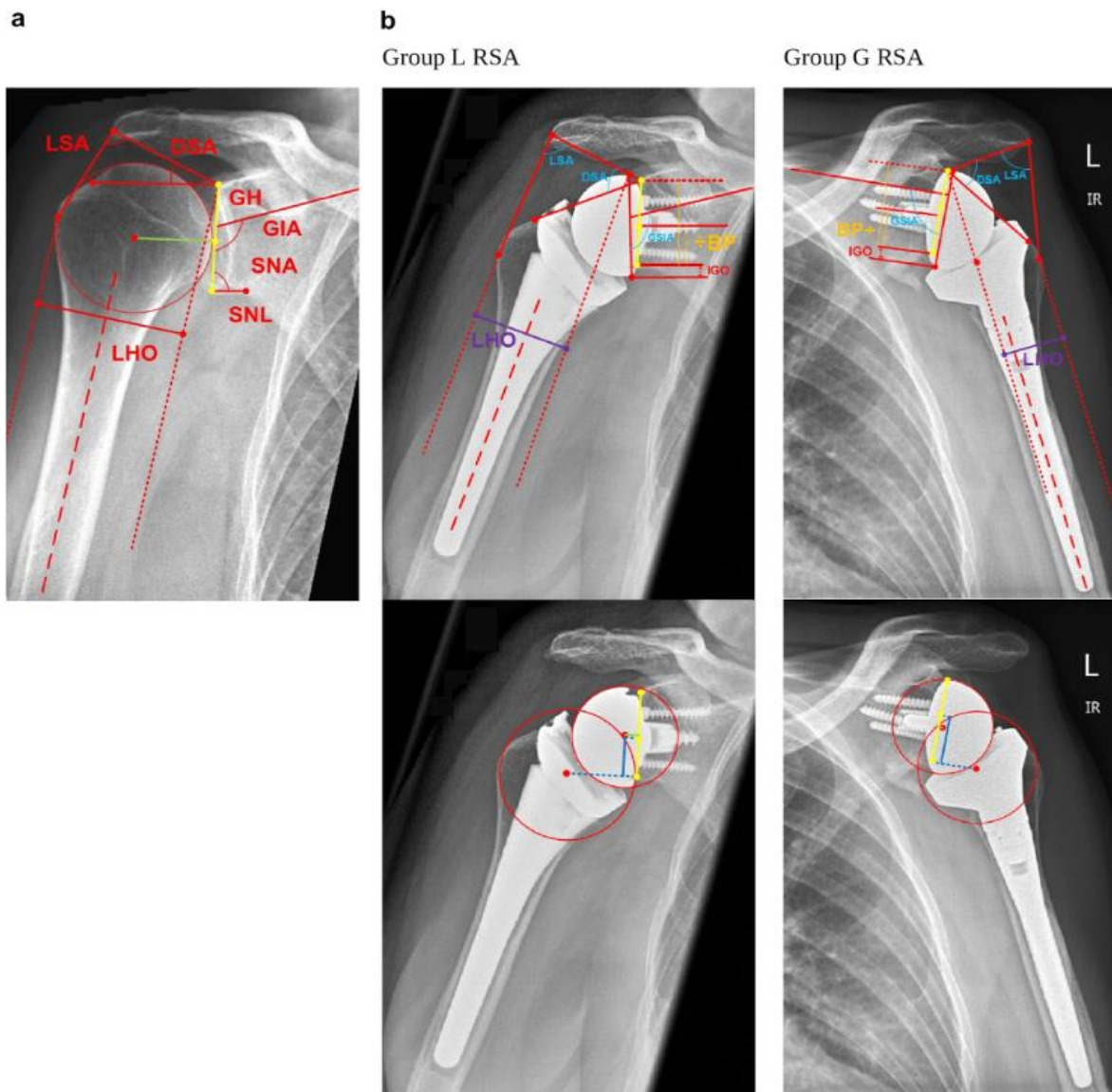
von 159 etwas jüngeren Patienten (Durchschnittsalter: 84 Jahre); Sie berichteten von 14 (9 %) postoperativen Frakturen, von denen 5 eine Revisionsoperation erforderten. Darüber hinaus kam es in 9 Fällen zu einer Glenoidlockerung, von denen 4 aufgrund eines Sturzes disloziert waren und eine Revisionsoperation erforderten. Bei insgesamt 30 lokalen Komplikationen (18 %) mussten 13 (8 %) dieser revidiert werden⁶⁰. Diese Zahlen sind vergleichbar mit dem Prozentsatz lokaler Komplikationen (13,4 %) der Patienten über 85 Jahren⁴⁷ sowie mit Daten aus weiteren Studien^{59, 64}. Die gesamte 24-Monats-Revisionsrate der Patienten über 85 Jahren betrug 1,8 %; Die Gesamtsterblichkeitsrate dieser Patienten betrug 9,8 %, und keiner der Patienten verstarb innerhalb der ersten 3 Monate nach der Operation⁴⁷. Mangano et al.⁶⁵ veröffentlichten eine 90-Tage-Sterblichkeitsrate von 0 % für primäre iSTEP-Patienten, bei Patienten über 80 Jahren. Umstritten ist, dass Clark et al.⁶⁶ eine Gesamtsterblichkeitsrate von 19 % für eine Kohorte von 179 primären iSTEP-Patienten mit einer Nachbeobachtungszeit von mindestens 24 Monaten berichteten, wobei nur 1 Patient (0,4 %) aus ihrem ursprünglichen Kollektiv von 242 Patienten innerhalb der ersten 3 Monate nach der Operation verstarb. Die 4 gemeldeten schweren medizinischen Komplikationen (3,5 %) traten bei Patienten über 85 Jahren während des Krankenhausaufenthalts auf⁴⁷. Diese Rate steht im Einklang mit früheren Daten^{63, 66}. Postoperative Anämie, die eine Transfusion erforderte, war die häufigste Komplikation (16 %)⁴⁷. Triplet et al.⁵⁸ berichtete über höhere Transfusionsraten von 22 % bei 51 Patienten über 80 Jahren, die sich einer iSTEP unterzogen. Wir fanden keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Auftretens von Komplikationen zwischen gesünderen Patienten (30,4 % bei ASA I/II) und denen mit mehr Komorbiditäten (29,2 % bei ASA III/IV)⁴⁷. Kommt es nach einer RSA zu einem Wiedereintritt ins Krankenhaus, erfolgt dieses Ereignis in der Regel frühzeitig. Auch bei älteren Patienten über 85 Jahren war diese Wiedereintrittsrate mit 3,6 % tief⁴⁷.

Die iSTEP bietet im hohen Alter eine verbesserte Lebensqualität, da vor allem die sehr zuverlässigen Verbesserungen in der Flexion und der Schmerzreduktion den Alltag dieser Patienten deutlich einfacher gestalten. Der Stellenwert des peri- und postoperativen Komplikationsrisikos ist, wie gezeigt wurde⁴⁷, dem Nutzen auch im hohen Alter unterlegen. Der Anspruch an ein solches Implantat ist in einem jüngeren Kollektiv jedoch noch grösser und die Hauptzielgruppe der iSTEP liegt bei Patienten in der 8. Lebensdekade, was das Durchschnittsalter von 72 Jahren in iSTEP Registern zeigt⁵³. Dieses Alter wird prognostisch weiter sinken⁵⁴ und die Standzeit der Prothese wird noch wichtiger werden, um multiple Revisionsoperationen zu verhindern. Das skapuläre Notching, welches im Endstadium einen Zusammenhang mit glenoidalen Lockerungen zeigt¹⁹ sowie Limitierungen der Rotation sind potenzielle Nachteile des klassischen Grammont-Designs. Die Entwicklung des lateralisierten iSTEP Designs versucht diese Limitierungen zu beseitigen, jedoch zeigen Ergebnisse der klinischen Scores bisher keine Unterschiede. Ein möglichst guter Design-Vergleich hinkt jedoch ohne das Beseitigen einiger Störfaktoren.

3.2. Kontroverse über Designvorteile der inversen Schultertotalendoprothese – Auswirkungen der Lateralisierung und der kombinierten Lateralisierung und Distalisierung

Die meisten Studien, die die Ergebnisse der iSTEP bei Defektarthropathien auswerten, umfassen heterogene Patientengruppen, Implantateigenschaften (z.B. Glenosphärengrößen) sowie unterschiedliche anatomische und pathologische Bedingungen. Diese Faktoren beeinflussen jedoch den postoperativen Bewegungsumfang und den impingementfreien Bewegungsradius des Armes. Daher

ist es wichtig, beim Vergleich verschiedener Prothesendesigns den Versuch zu unternehmen die relevantesten Störfaktoren für einen reinen Designvergleich zu beseitigen. Ein objektiver Vergleich sollte das Messen spezifischer Parameter für die Anatomie des Glenoids, v.a. des Scapulahalses, und der Positionierung des Implantats beinhalten.



Parameter	Description
Glenoid height (GH) (yellow line)	Distance (mm) between a drawn line from superior to inferior glenoid tubercle
Scapular neck length (SNL) ^{67, 68}	Distance (mm) between the inferior glenoid tubercle and the medial end point of the scapular neck

Scapular neck angle (SNA) ⁶⁹	Angulation (°) between the glenoid (line GH) and the scapular neck (line SNL)
Glenoid inclination angle (GIA) ⁶⁹	Angulation (°) between the the sclerotic line representing the bottom of the supraspinatus fossa and glenoid (line GH)
Lateral humeral offset (LHO) (purple line)	Distance (mm) between 2 lines parallel to the humerus shaft axis, with one starting at the superior glenoid tubercle and the other starting at the most lateral border of the greater tuberosity
Lateralization shoulder angle (LSA) ³	Angulation (°) between a line connecting the superior glenoid tubercle an the most lateral border of the acromion and a line connecting the superior glenoid tubercle and the most lateral border of the greater tuberosity
Distalization shoulder angle (DSA) ³	Angulation (°) between a line connecting the most lateral border of the acromion and the superior glenoid tubercle and a line connecting the superior glenoid tubercle and the most superior border of the greater tuberosity
Inferior glenosphere overhang (IGO) ^{67, 70}	Distance (mm) between 2 parallel lines passing through the inferior point of the GH line and the most inferior point of the glenosphere, which are draw perpendicular to the line from the superior to inferior point of the glenosphere
Glenosphere inclination angle (GSIA)	Angulation (°) between the sclerotic line representing the bottom of the supraspinatus fossa and the line from the superior to inferior point of the glenosphere
Inferior baseplate tilt (IT)	Difference (°) between the GIA and GSIA (IT = GIA – GSIA)
Baseplate position (BP) ^{70, 71}	Drawn on a parallel line to the GH line passing through the center peg of the baseplate. BP is the ratio between the line from the center of the beaseplate central peg to the inferior glenoid tubercle and glenoid (GH line)
Lowering of the center of glenohumeral rotation (LOWCGHR) (blue line) ⁷²	Distance (mm) calculated on a line (presented in blue) parallel to the GH line between the point of the perpendicular of the native center of rotation (COR) and the point of the perpendicular of the best-fit center of the same COR circle in projection with the former humeral head after implantation of the RSA
Medialization of COR (MedCOR) (difference between pre- and postoperative green line) ²⁵	Difference (mm) between the perpendicular on the GH line of the center of the former COR (center of best fit circle

	around the humeral head) and the perpendicular on the GH line of the center of the new glenoid COR of the prosthesis (center of best fit circle around the glenosphere)
--	---

Abbildung 1: Schematische Darstellung der zu (a) Baseline und (b) 2-Jahres-Follow-up gemessenen Röntgenparameter mit Beschreibung der Messungen (Übernommen aus ¹). Abdruck mit Genehmigung von Elsevier.

Darüber hinaus müssen Analysen an Unterschiede in den Basisparameterwerten der Patienten angepasst werden. Ein pathoanatomisch wichtiger Ansatz ist das Wählen einer Gruppe von Patienten mit vergleichbarem Rotatorenmanschettenstatus und -rissmuster. Dies ermöglicht einen echten implantatbasierten Vergleich für Patienten mit Defektarthropatie zwischen einem lateralisierten und einem nicht lateralisierten iSTEP-Design.

Im Rahmen eines solchen Vergleiches bestätigten die designbedingten postoperativen Implantatmessungen die an das Design gestellten Erwartungen. Alle Parameter der direkten und indirekten Lateralisierung (**Abbildung 1**) respektive Distalisierung zeigten einen signifikanten Unterschied. Somit konnten designfremde Störfaktoren ausgeschlossen werden und ein möglichst reiner Vergleich durchgeführt werden^{1, 2, 45}. Es konnte gezeigt werden, dass bei Patienten mit irreparablen posterosuperioren Rotatorenmanschettenrissen im Hamada-Stadium 1–3⁶ die klinischen und vom Patienten berichteten Ergebnisse der Schulterfunktion nach der Behandlung mit einem Grammont-Implantat oder einer lateralisierten Prothese mit reduziertem Hals-Kopf-Winkel (135°, und daher lateralisiertem humeralen Prothesenanteil) und lateralisierter Glenosphäre (zur Veranschaulichung der Implantate siehe **Abbildung 1** (L=lateralisiert, G=Grammont)) ähnlich waren¹. Die Aussenrotation war, während der

2-Jahres-Nachbeobachtungszeit für die lateralisierte Gruppe signifikant besser als die der nicht-lateralisierten (Grammont-) Gruppe. In einer prospektiven Studie berichtete die Arbeitsgruppe von Streit ebenfalls in ähnlichem Ausmass über eine bessere Aussenrotation bei der lateralisierten Prothese (35,0°) gegenüber dem Grammont-Implantat (28,3°)⁷⁰. Bei nicht-lateralisiertem Implantatdesign wurde in der Literatur über eine bessere Flexion berichtet^{73, 74}. Streit et al.⁷⁰ verglichen prospektiv neun nicht-lateralisierte Prothesen mit einem Hals-Schaft-Winkel von 155° mit 9 lateralisierten Implantaten mit einem Hals-Schaft-Winkel von 135°; eine höhere Flexion wurde nur mit der ursprünglichen (nicht-lateralisierten) Grammont-Prothese erreicht. Im fokussierten Designvergleich wurden keine signifikanten Unterschiede in der Implantatdistalisierung gemessen, was die ähnlichen Ergebnisse einer verbesserten Vorwärtsflexion in beiden Gruppen erklären könnte¹; Es gab keine negativen Auswirkungen der reinen Lateralisierung auf die Flexion. Durch die Verwendung von 145°-Hals-Schaft-Winkel-Onlay-Designs (zur Veranschaulichung des Designs siehe **Abbildung 2**) mit gebogenem Schaft wurde eine andere Art von iSTEP-Konfiguration eingeführt. Eine Computer-Bewegungsanalyse für verschiedene Humerus- und Glenosphären-Designkonzepte zeigte eine ausreichende Wiederherstellung des glenohumeralen Bewegungsumfanges nur für eine lateralisierte iSTEP mit Hals-Schaft-Winkel von 145° in Kombination mit exzentrischen, großen oder lateralisierten Glenosphären⁷⁵. Das 145°-Humerus-Onlay-Design mit gebogenem Schaft in Kombination mit einer metallischen +3-mm-Basisplatte und einer 2-mm-exzentrischen Glenosphäre zeigt eine bessere Beweglichkeit im Vergleich zum Standard-Grammont-Design oder dem lateralisierten 135°-Design in einer Kohorte von 226 Patienten mit Defektarthropathie (**Abbildung 3 und 4**). Die besten Flexionswerte fanden sich in der Gruppe mit einem deutlich höheren DSA (zur Veranschaulichung der Messung des DSA siehe **Abbildung 1**) im Vergleich zu den anderen Studiengruppen².

Die distalisierte iSTEP bringt auch passiv eine deutlich bessere Flexion und Abduktion, was möglicherweise auf eine geringere impingementfreie subakromiale Bewegung bei der rein lateralisierten iSTEP zurückzuführen ist. Diese verbesserte passive Beweglichkeit zeigte sich noch ausgeprägter und in allen Bewegungsebenen für ein sowohl lateralisiertes als auch distalisiertes Design².

Die Lateralisierung des Implantats geht mit einer geringeren Rate an skapulärem Notching einher^{1, 2, 45}. Nolan et al. untersuchten 71 nicht-lateralisierte iSTEP, welche von einem Chirurgen operiert wurden. Bei 49 % der Patienten trat ein Notching auf und die Verbesserung der Aussenrotation war nicht signifikant⁵. Andererseits fanden Frankle et al. bei 60 RSA-Patienten keinen einzigen Fall von Notching mit bipolar lateralisiertem Design²⁹.

Obwohl mehrere Studien bestätigten, dass ein geringeres Notching mit lateralisierten Designs verbunden ist⁵⁸⁻⁶⁰, wurde in weiteren Arbeiten betont, dass der untere Prothesenüberhang der beste Weg ist, ein skapuläres Notching zu verhindern^{11, 61-63}. Im Vergleich einer glenoidal und humeral (bipolar) lateralisierten Prothese mit einer Grammont-Prothese mit exzentrischer Glenosphäre bei irreparabler posterosuperiorer Rotatorenmanschettenruptur war der IGO-Unterschied (**Abbildung 1**) von 1,5 mm zu gering, als dass er damit das skapuläre Notching ähnlich verringern konnte wie die lateralisierte Prothese. Bei einem weiteren Vergleich im Rahmen von Hamada 4-5 Patienten zeigte sich ein grösserer IGO-Unterschied von 2.3mm. Hier zeigte sich nur noch ein Trend für weniger Notching in der lateralisierten Gruppe aber keine statistische Signifikanz. Dies unterstreicht das Potential des unteren Prothesenüberhanges das Notching zu verringern. Die summative protektive Wirkung gegen das Notching zeigt sich, wenn man die Konzepte des unteren Prothesenüberhanges und der Lateralisierung kombiniert. Eine Kombination aus unterem Prothesenüberhang, lateralisierter Grundplatte und lateralisiertem

(145°/gebogener Schaft mit Onlay-Design) Humerus konnte das Notching auf 13% (lediglich Grad 1) reduzieren² oder auch vollständig eliminieren⁷⁶. In einer randomisierten, kontrollierten Studie mit 100 RSA-Patienten, die ein iSTEP-Implantat mit anpassbarem Inlay erhielten, welches vor dem Einsetzen entweder bei 135° oder 155° arretiert werden kann, wurde das Notching bei der Nachuntersuchung nach 2 Jahren durch die humerale Lateralisierung deutlich verringert (155°-Gruppe 58 % vs. 135°-Gruppe 21 %)⁷⁷. Diese Ergebnisse stimmen mit unseren Erkenntnissen überein. Akromion- oder Spina scapulae Frakturen, Polyethylen- und prothetischer Verschleiß des Glenoids sind theoretische Nachteile der Lateralisierung des Rotationszentrums⁷⁸⁻⁸⁰. Die Glenoidlateralisierung ist jedoch ein akzeptierter Ansatz, um das skapuläre Notching zu verringern^{4, 62, 81, 82} und die impingementfreie Bewegung zu erhöhen^{75, 83}. Da sich das Rotationszentrum mehr nach lateral verschiebt, nehmen die Scherkräfte in Elevation und Abduktion zu^{75, 83}. Infolgedessen nehmen auch die akromiale Belastung^{79, 80} und die Scherkräfte auf das Glenoid zu, was möglicherweise langfristig zu Ermüdungsfrakturen der Spina scapulae³⁵ oder einer Lockerung des Glenoids führen kann⁸⁴. Ein Zusammenhang zwischen Glenoidlockerungen und Lateralisierung wird in der Literatur nicht einstimmig beschrieben. Zum einen zeigen Langzeitdaten im Vergleich eine erhöhte Inzidenz, zum anderen zeigen systematische Reviews, dass mit modernen lateralisierten Implantaten weniger glenoidale Lockerungen als mit klassischen Grammont-Prothesen entstehen^{36, 85}. Die theoretisch erhöhten Scherkräfte bei glenoidal lateralisierten Prothesen können durch einen inferioren Tilt der Baseplate, welche einen orthogonalen Winkel (RSA-Winkel) zwischen Basisplatte und Boden der Fossa supraspinata herstellen, verringert werden⁸⁶. Wir beobachteten keine Lockerung der Basisplatte und nur ein lateralisierter Patient erlitt eine Akromionfraktur. Bei der Verwendung von iSTEP mit sowohl lateralisiertem und distalisiertem Onlay-Schaftdesign wurde, vor allem in älteren weiblichen Patienten, eine vermehrte Rate an

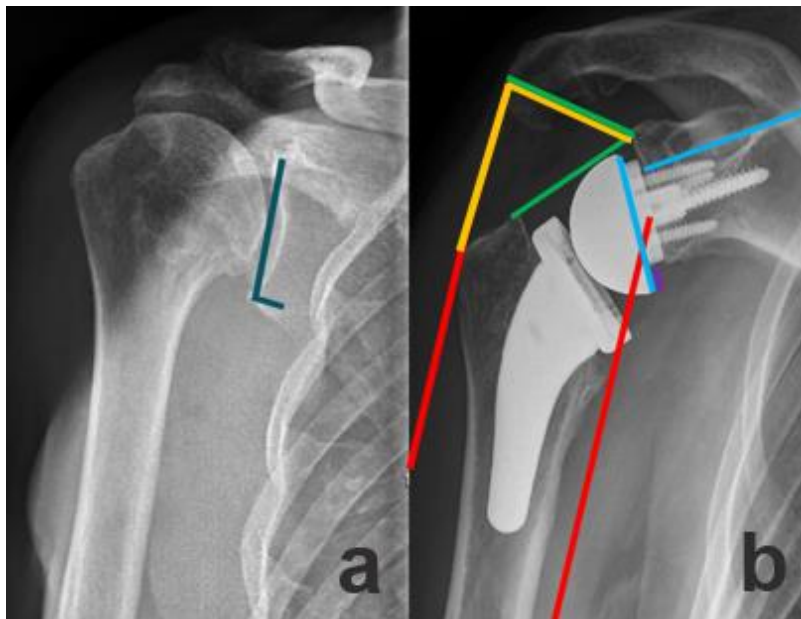
Spina scapulae Frakturen beschrieben³⁵. Vergleiche eines sowohl lateralisierten und distalisierten Onlay-Schaftdesigns mit einer pur lateralisierten iSTEP und einer medialisierten und distalisierten Grammont-Prothese zeigten jedoch keine vermehrte Rate von Spina scapulae Frakturen des Onlay-Schaftdesigns².

Bei zusätzlicher humeraler Lateralisierung wurde ein besseres funktionelles Ergebnis mit Glenoidlateralisierung und einem BIO-RSA⁴ (CS: 70–71 Punkte)^{87, 88} oder einer metallischen Basisplatten-Lateralisierung (CS: 79 Punkte)⁷⁶ erzielt. Ein 145° Hals-Schaft-Winkel eines gebogenen Schaftes mit Onlay-Design verringerte das skapuläre Notching und verbesserte die Aussenrotation im Vergleich zu einem Grammont-Schaft (155°, Gradschaft, Inlay) bei Patienten, welche alle eine lateralisierte BIO-RSA⁴ glenoidal erhalten hatten⁸⁹.

Eine vergleichende Untersuchung zweier übereinstimmender Kohorten mit 135°-Hals-Schaft-Winkel, einer mit Inlaydesign (tGLO 23,5 mm) und einer mit lateralisiertem Onlaydesign (tGLO 29,3 mm), ergab keine Unterschiede bzgl. Notching oder Akromionfrakturen, aber eine bessere Aussenrotation und Flexion für das Onlay-Design nach 2 Jahre⁹⁰.

Ogleich Vorteile für die Aussenrotationsbewegung für das lateralisierte Design gesehen wurden und mit einem kombiniert lateralisierten und distalisierten Design alle Bewegungsebenen im Vergleich zum klassischen Grammont-Design und dem rein lateralisierten Prothesenmodell signifikant besser waren, konnten für die Outcome-Scores der Patienten keine Unterschiede gesehen werden. Dies zeigt, dass die subjektiven Ergebnisse der Patienten nach einer iSTEP Operation mit allen Prothesenmodellen sehr gut sind. Das verringerte Notching und das in Reviews angegebene geringere Risikoprofil für Instabilität, intraoperative Frakturen und

glenoidale Lockerungen moderner Implantate unterstreichen jedoch den Vorteil des lateralisierten Prothesendesigns^{36, 85}.



Parameter	Description
Scapular neck length (SNL)	Distance (mm) between the inferior glenoid tubercle and medial end point of the scapular neck
Scapular neck angle (SNA)	Angulation (°) between the glenoid (line GH) and scapular neck (line SNL)
Lateral humeral offset (LHO)	Distance (mm) between two lines parallel to the humeral shaft axis with one starting at the center of rotation and the other starting at the most lateral border of the greater tuberosity
Distalization shoulder angle (DSA)	Angulation (°) between a line connecting the most lateral border of the acromion and the superior glenoid tubercle and a line connecting the superior glenoid tubercle and the most superior border of the greater tuberosity
Lateralization shoulder angle (LSA)	Angulation (°) between a line connecting the superior glenoid tubercle and the the most lateral border of the acromion and a line connecting the most lateral border of the acromion and the most lateral border of the greater tuberosity
Inferior glenosphere overhang (IGO)	Distance (mm) between two parallel lines passing through the inferior point of the GH line and most inferior point of the glenosphere, which are drawn perpendicular to the line from the superior to inferior point of the glenosphere
Glenosphere inclination angle (GSIA)	Angulation (°) between the sclerotic line representing the bottom of the supraspinous fossa and the line from the superior to inferior point of the glenosphere

Abbildung 2: (a) Präoperatives anteroposteriores Röntgenbild, das die Länge des Schulterblatthalses hervorhebt, wie durch die blaue Linie (lang) angezeigt, und den Scapula-Hals-Winkel, der zwischen den beiden dunkelgrünen Linien liegt (\sphericalangle); (b) Farbige Linien auf dem postoperativen Bild zeigen verschiedene radiologische Messungen der Prothesenposition an: laterales Humerus-Offset (rot), Distalisationsschulterwinkel (grün), inferiorer Glenosphärenüberhang (lila) und

Glenosphärenneigungswinkel (blau) (Übernommen aus²). Abdruck mit Genehmigung von Springer Nature.

Eine Objektivierbarkeit der Prothesenposition und eine "Kontrolle" des jeweiligen Designs (medialisiert, distalisiert, lateralisiert und Kombinationen) bieten radiologische Parameter, welche auf Röntgenaufnahmen gemessen werden können. Der laterale humerale Offset (**Abbildung 2**) ist bei einer humeralen Komponente mit gebogenem Schaft und Onlay-Prinzip höher als bei einer reinen bipolaren Lateralisierung, obwohl der Hals-Schaft-Winkel 10° valgischer ist². Dies wird durch die Erkenntnisse von Werthel et al. gestützt. Aufgrund von Designänderungen (z. B. Onlay oder gebogene Schäfte) konnte auf der Humerusseite eine doppelt so große Lateralisierung erreicht werden³³. Die Distalisierung ist ebenfalls grösser als bei einem klassischen Grammont-Design (gleicher DSA-Wert bei höherer Lateralisierung), obgleich der Hals-Schaft-Winkel 10° varischer ist².

Bei gleichen Pathologien der Rotatorenmanschette können die Einflüsse des iSTEP-Designs auf die glenohumerale Beweglichkeit bestimmt werden. Bei keinem vollständigen Teres Minor Riss, gleicher operativer Subscapularissehnenversorgung und gleichmäßiger Verteilung vollständiger Infraspinatus- und Subscapularisrupturen schränkt das klassische medialisierte Grammont-Design die Innenrotation ein, während das rein bipolar (glenoidal und humeral) lateralisierte „anatomischste“ Design ähnliche Ergebnisse für die Innenrotation zeigte, wie die kombiniert lateralisierte und distalisierte iSTEP².

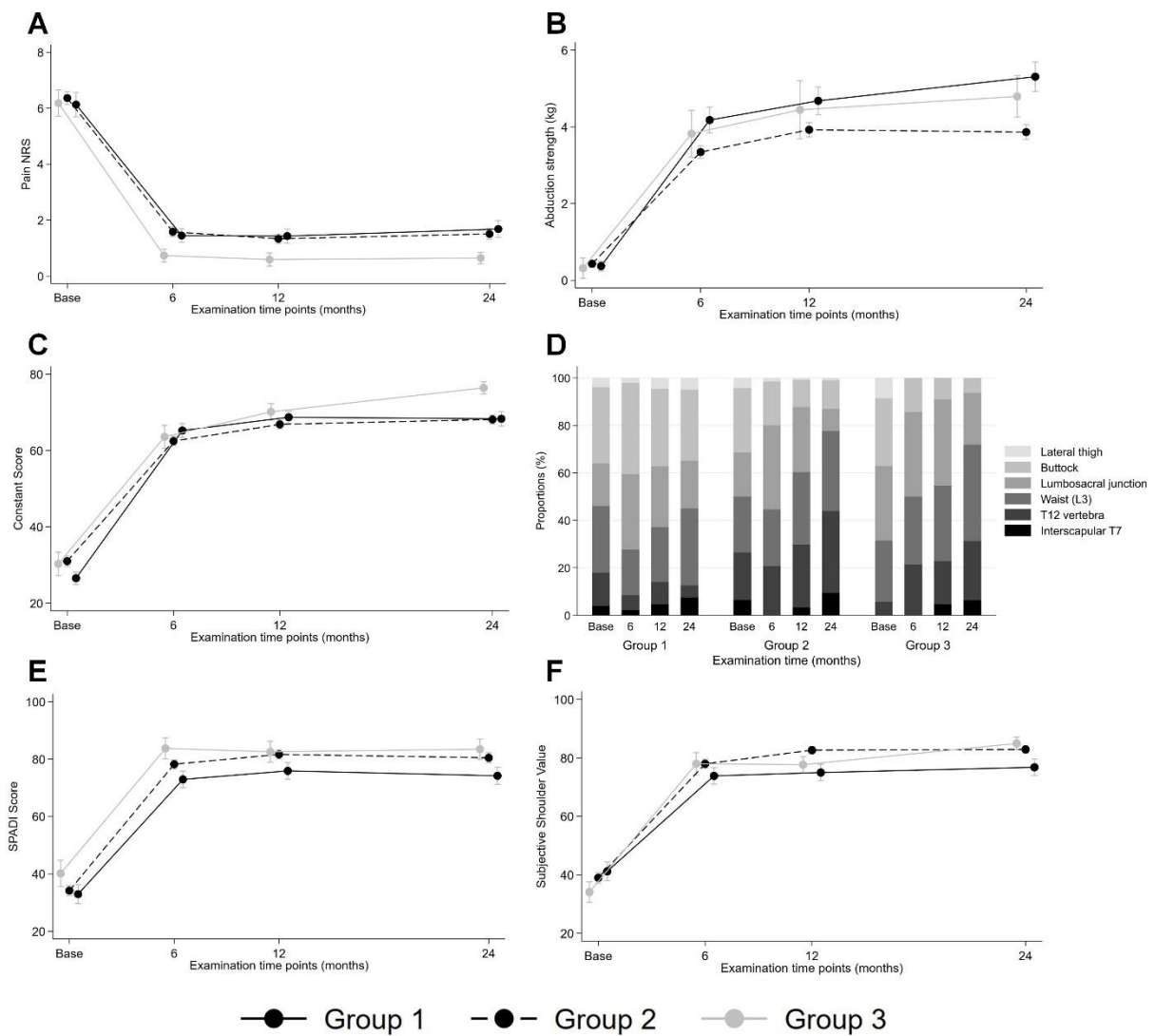


Abbildung 3: Grafiken der Outcome-Scores (CS, SPADI), Schmerz, Innenrotation (Apley Scratch-Test) und Abduktionsstärke zu verschiedenen Zeitpunkten, DIST=Group 1, LAT=Group2, LAT+DIST=Group3 (Übernommen aus²). Abdruck mit Genehmigung von Springer Nature.

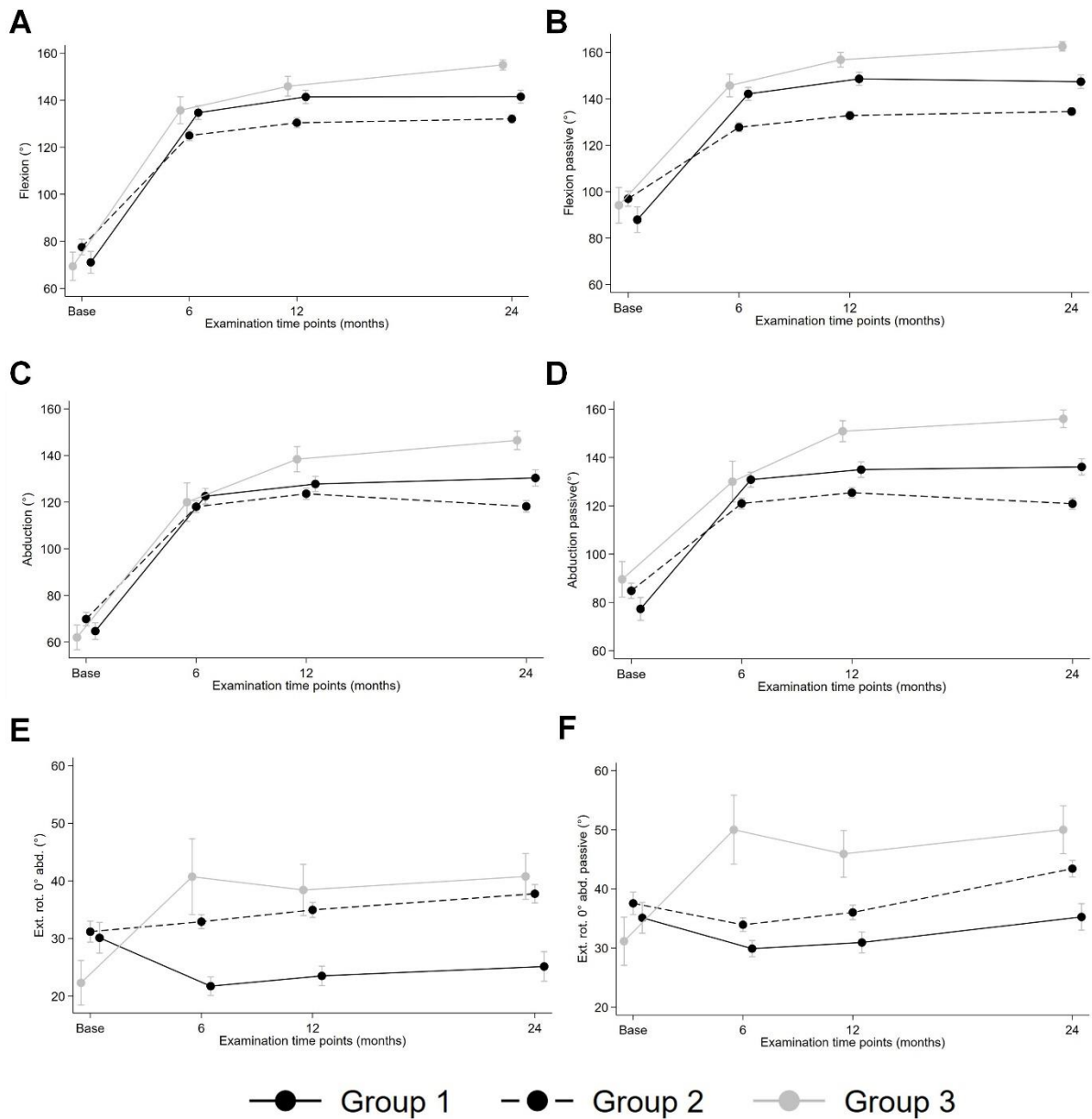


Abbildung 4: Graphiken des aktiven und passive Bewegungsumfanges zu verschiedenen Zeitpunkten, DIST=Group 1, LAT=Group2, LAT+DIST=Group3 (Übernommen aus²). Abdruck mit Genehmigung von Springer Nature.

Die Kombination aus Humeruslateralisierung und -distalisierung führte zu einer besseren Abduktion, während die lateralisierte Prothese die schlechtesten Abduktionswerte aufwies². Dies könnte auf Fälle von subakromialem Impingement, auf

einen höheren Kraftbedarf für die Abduktion aufgrund des dominanten Delta-Wrapping um das rein lateralisierte Implantat und eine geringere Rekrutierung (weniger Muskelanteile) des Delta-Muskels für die Abduktion zurückzuführen sein.

Für die Planung und Vorhersehbarkeit des klinischen Ergebnisses verschiedener Endoprothesendesigns wäre eine direkte Korrelation der radiologischen Parameter mit den Outcome Scores ein einfaches und wünschenswertes Tool.

3.3. Können wir das klinische Ergebnis nach inverser Schultertotalendoprothese radiologisch messen?

Es wurden bereits Versuche unternommen, einfache und reproduzierbare radiologische Messungen zu finden, die das Ergebnis nach iSTEP vorhersagen können³.

In den meisten Studien wurden LSA und DSA³ als reproduzierbare Messungen beschrieben, was die gute Intra- und Inter-Beobachter-Zuverlässigkeit dieser Schulterwinkelmessungen unterstreicht^{3, 44, 91, 92}. In einer retrospektiven Studie zur Analyse des prognostischen Werts von LSA und DSA (zur Visualisierung von LSA und DSA siehe Abbildung **1**) an einer großen Patientenkohorte mit Defektarthropathie (n=630), die mit fünf verschiedenen iSTEP-Systemen behandelt wurde, war das Hauptergebnis, dass beide Schulterwinkel direkt weder mit den postoperativen Funktionsergebnissen noch mit dem Bewegungsumfang 2 Jahre postoperativ korrelierten. Die fehlende Korrelation von LSA und DSA mit der Funktion war konsistent, unabhängig davon, ob alle Implantate oder die einzelnen Prothesentypen gesondert betrachtet wurden.

Es fand sich kein signifikanter Zusammenhang weder zwischen LSA und aktiver Aussenrotation noch zwischen DSA und aktiver Flexion, was dem Ergebnis der Studie von Boutsiadis et al.³ an 48 Patienten widerspricht. Darüber hinaus ermittelten diese Autoren³ optimale Bereichswerte für LSA (75–95°) und DSA (40–65°), die den für unsere Kohorte gemessenen Mittelwerten nicht entsprechen.

Weitere Studien haben ebenfalls den prognostischen Wert von LSA und DSA in Frage gestellt. Bei einem Vergleich von Onlay- und Inlay-Schäften fanden Beltrame et al.⁹¹ (n=42) weder eine signifikante positive Korrelation zwischen LSA und aktiver Außenrotation noch zwischen DSA und aktiver Flexion. Mahendraraj et al.⁹³ kamen zu dem Schluss, dass LSA und DSA bei 237 Patienten reproduzierbare Messungen ergaben, es fehlte jedoch eine starke Korrelation zwischen diesen Messungen und dem Bewegungsumfang oder den Outcome Scores (ASES-Score). Berthold et al.⁹² fanden bei 61 Patienten, die mit einem 135°-Design behandelt wurden, eine vernachlässigbare Korrelation zwischen LSA- und DSA-Messungen und dem postoperativen Bewegungsumfang.

4. Zusammenfassung und Ausblick

Die Anzahl der iSTEP-Implantationen steigt stetig und das Ziel dieser Arbeit ist es Erkenntnisse zur Optimierung der Ergebnisse dieser Operation bei Patienten mit Defektarthropathie zu teilen. Dabei ging es neben dem möglichst reinen Designvergleich auch um die kritische Auseinandersetzung mit objektivierbaren Messmethoden des Prothesendesigns. Des Weiteren wurde im Rahmen der vorhersehbaren Ergebnisoptimierung einer solchen Operation auch eine formal sehr risikobehaftete Population der Ältesten untersucht. Patienten über 85 Jahre, die eine primäre iSTEP erhielten, zeigten eine hervorragende Verbesserung der

Schulterfunktion bei niedriger Komplikationsrate. Gute kurzfristige klinische Ergebnisse und eine hohe Patientenzufriedenheit sind zu erwarten und die iSTEP ist selbst bei diesen ältesten Patienten ein sicheres Verfahren mit niedriger Rate an lokalen und systemischen Komplikationen.

Beim Vergleich lateralisierter und nicht lateralisierter Implantate für verschiedene Hamada-Stadien der Defekarthropathie war bewusst, dass es beim Vergleich von Prothesendesigns mehrere Störfaktoren gibt, und diese wurden so ausführlich wie möglich beseitigt. Es wurde sorgfältig eine Gruppe von Patienten mit vergleichbarem Status der Rotatorenmanschette, Rotatorenmanschettenrissmuster und Gelenkstatus ausgewählt. Berücksichtigung fand auch die Anatomie des Glenoids und des Scapulahalses und die Positionierung des Implantats, indem mehrere spezifische Parameter gemessen wurden, um bereits bestehende anatomische Unterschiede zwischen unseren Gruppen auszuschließen. Der einzige eindeutig signifikante Unterschied zwischen den Prothesengruppen war der Parameter der Lateralisierung, der einen echten Vergleich zwischen einer lateralisierten und einer nicht-lateralisierten iSTEP ermöglichte. Bei der Aussenrotation und dem Skapulanotching wurden Unterschiede zugunsten des lateralisierten Implantats festgestellt. Mit einem ähnlichen Studiendesign verglichen wir drei Implantate um die Variablen der Lateralisierung und Distalisierung, sowie auch deren Kombination zu untersuchen. In einer großen Stichprobe von 226 Patienten und einer homogenen Verteilung der drei Patientenkohorten mit jeweils gleicher Implantatkonfiguration und Diagnose sowie kontinuierlichem Nachuntersuchungsprotokoll wurde gezeigt, dass der Hals-Schaft-Winkel nicht der einzige wichtige Faktor ist. Verantwortlich für die bessere Funktion bei Patienten mit iSTEP bei Defekarthropathie ist vielmehr das kombinierte Ausmass der Humeruslateralisierung und -distalisierung. Darüber hinaus reduziert die

Glenoidlateralisierung in Kombination mit einem Hals-Schaft-Winkel, der niedriger ist als beim ursprünglichen Grammont-Design, das skapuläre Notching, das durch einen suffizienten unteren Überhang der Glenosphäre weiter verringert wird.

Nachdem umfassend versucht wurde, die designabhängigen Auswirkungen zu bestimmen, muss noch ermittelt werden, wie Weichteile (insbesondere Bindegewebe und Muskelstatus/-funktion) und die skapulothorakale Beweglichkeit die Ergebnisse nach iSTEP beeinflussen und dies muss Ziel für künftige gezielte Forschung sein. Des Weiteren ist die Messung des Erfolges der iSTEP-Implantation anhand einfacher Messungen an radiologischer Bildgebung ein wünschenswertes Ziel, dessen Erreichung noch abzuklären ist.

5. References

1. Freisleder F, Toft F, Audige L, Marzel A, Endell D, Scheibel M. Lateralized vs. classic Grammont-style reverse shoulder arthroplasty for cuff deficiency Hamada stage 1-3: does the design make a difference? *J Shoulder Elbow Surg.* 2022 Feb;31(2):341-51. Epub 2021/08/28.
2. Freisleder F, Moroder P, Audigé L, Schneller T, Ameziane Y, Trefzer R, et al. Analysis of three different reverse shoulder arthroplasty designs for cuff tear arthropathy – the combination of lateralization and distalization provides best mobility. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2024 2024/03/07;25(1):204.
3. Boutsiadis A, Lenoir H, Denard PJ, Panisset JC, Brossard P, Delsol P, et al. The lateralization and distalization shoulder angles are important determinants of clinical outcomes in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jul;27(7):1226-34. Epub 2018/04/01.
4. Boileau P, Moineau G, Roussanne Y, O'Shea K. Bony increased-offset reversed shoulder arthroplasty: minimizing scapular impingement while maximizing glenoid fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2558-67. Epub 2011/02/03.
5. Neer CS, 2nd, Craig EV, Fukuda H. Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am.* 1983 Dec;65(9):1232-44. Epub 1983/12/01.
6. Hamada K, Fukuda H, Mikasa M, Kobayashi Y. Roentgenographic findings in massive rotator cuff tears. A long-term observation. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 May(254):92-6. Epub 1990/05/01.
7. Walch G, Edwards TB, Boulahia A, Nové-Josserand L, Neyton L, Szabo I. Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: clinical and

radiographic results of 307 cases. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005 May-Jun;14(3):238-46. Epub 2005/05/13.

8. Berliner JL, Regalado-Magdos A, Ma CB, Feeley BT. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015 Jan;24(1):150-60. Epub 2014/12/03.

9. Baulot E, Sirveaux F, Boileau P. Grammont's idea: The story of Paul Grammont's functional surgery concept and the development of the reverse principle. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2425-31. Epub 2011/01/07.

10. Ernstbrunner L, Andronic O, Grubhofer F, Camenzind RS, Wieser K, Gerber C. Long-term results of reverse total shoulder arthroplasty for rotator cuff dysfunction: a systematic review of longitudinal outcomes. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019 Apr;28(4):774-81. Epub 2019/01/25.

11. Nolan BM, Ankerson E, Wiater JM. Reverse total shoulder arthroplasty improves function in cuff tear arthropathy. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2476-82. Epub 2010/12/01.

12. Committee NS. The national joint Registry (NJR) for England W, Northern Ireland and the Isle of Man. . National joint registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man (2018) 15th annual report. 2018.

13. Familiari F, Rojas J, Nedim Doral M, Huri G, McFarland EG. Reverse total shoulder arthroplasty. *EFORT Open Rev.* 2018 Feb;3(2):58-69. Epub 2018/04/17.

14. Kim SH, Wise BL, Zhang Y, Szabo RM. Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2011 Dec 21;93(24):2249-54. Epub 2012/01/20.

15. Maugendre E, Gadisseux B, Chantelot C, Clavert P, Ramdane N, Werthel JD, et al. Epidemiology and mortality in older patients treated by reverse shoulder arthroplasty for displaced proximal humerus fractures. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2019 Dec;105(8):1509-13. Epub 2019/11/17.

16. Murena L HB, Fattori R, Canton G. Epidemiology and demographics of reverse shoulder arthroplasty. *Reverse shoulder arthroplasty: Current Techniques and complications* Cham: Springer International Publishing. 2019:59-67.

17. Ruckstuhl H, Krzycki J, Petrou N, Favre P, Horn T, Schmid S, et al. Shoulder abduction moment arms in three clinically important positions. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009 Jul-Aug;18(4):632-8. Epub 2009/08/06.

18. Kontaxis A, Johnson GR. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement—a modelling study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009 Mar;24(3):254-60. Epub 2009/03/06.

19. Spiry C, Berhouet J, Agout C, Bacle G, Favard L. Long-term impact of scapular notching after reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop.* 2021 Jun;45(6):1559-66. Epub 2021/03/17.

20. de Wilde LF, Poncet D, Middernacht B, Ekelund A. Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis. *Acta Orthop.* 2010 Dec;81(6):719-26. Epub 2010/11/30.

21. Farshad M, Gerber C. Reverse total shoulder arthroplasty—from the most to the least common complication. *International Orthopaedics.* 2010 2010/12/01;34(8):1075-82.

22. Chan K, Langohr GDG, Mahaffy M, Johnson JA, Athwal GS. Does Humeral Component Lateralization in Reverse Shoulder Arthroplasty Affect Rotator Cuff Torque? Evaluation in a Cadaver Model. *Clin Orthop Relat Res*. 2017 Oct;475(10):2564-71. Epub 2017/06/16.
23. Kim SJ, Jang SW, Jung KH, Kim YS, Lee SJ, Yoo YS. Analysis of impingement-free range of motion of the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty using three different implant models. *J Orthop Sci*. 2019 Jan;24(1):87-94. Epub 2018/10/01.
24. Valenti P, Sauzières P, Katz D, Kalouche I, Kilinc AS. Do less medialized reverse shoulder prostheses increase motion and reduce notching? *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Sep;469(9):2550-7. Epub 2011/03/16.
25. Werner BS, Chaoui J, Walch G. The influence of humeral neck shaft angle and glenoid lateralization on range of motion in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017 Oct;26(10):1726-31. Epub 2017/05/22.
26. Berton A, Gulotta LV, Longo UG, De Salvatore S, Piergentili I, Bandini B, et al. Medialized versus lateralized center of rotation in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Medicine*. 2021;10(24):5868.
27. Cho SH, Lee HJ, Aldhafian OR, Kim YS. Comparison of Lateralized Versus Medialized Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med*. 2022 Jan;10(1):23259671211063922. Epub 2022/01/11.
28. Gruber MD, Kirloskar KM, Werner BC, Lädermann A, Denard PJ. Factors associated with internal rotation after reverse shoulder arthroplasty: a Narrative review. *JSES Reviews, Reports, and Techniques*. 2022;2(2):117-24.
29. Helmkamp JK, Bullock GS, Amilo NR, Guerrero EM, Ledbetter LS, Sell TC, et al. The clinical and radiographic impact of center of rotation lateralization in reverse shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 Nov;27(11):2099-107. Epub 2018/10/21.
30. Samitier G, Alentorn-Geli E, Torrens C, Wright TW. Reverse shoulder arthroplasty. Part 1: Systematic review of clinical and functional outcomes. *Int J Shoulder Surg*. 2015 Jan-Mar;9(1):24-31. Epub 2015/02/25.
31. Roche C. Reverse Shoulder Arthroplasty Biomechanics. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*. 2022 01/19;7:13.
32. Routman HD, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, Hamilton MA, Roche CP. Reverse Shoulder Arthroplasty Prosthesis Design Classification System. *Bull Hosp Jt Dis (2013)*. 2015 Dec;73 Suppl 1:S5-14. Epub 2015/12/04.
33. Werthel JD, Walch G, Vegehan E, Deransart P, Sanchez-Sotelo J, Valenti P. Lateralization in reverse shoulder arthroplasty: a descriptive analysis of different implants in current practice. *Int Orthop*. 2019 Oct;43(10):2349-60. Epub 2019/06/30.
34. Ascione F, Kilian CM, Laughlin MS, Bugelli G, Domos P, Neyton L, et al. Increased scapular spine fractures after reverse shoulder arthroplasty with a humeral onlay short stem: an analysis of 485 consecutive cases. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 Dec;27(12):2183-90. Epub 2018/08/14.
35. Haidamous G, Lädermann A, Frankle MA, Gorman RA, 2nd, Denard PJ. The risk of postoperative scapular spine fracture following reverse shoulder arthroplasty is increased with an onlay humeral stem. *J Shoulder Elbow Surg*. 2020 Dec;29(12):2556-63. Epub 2020/07/28.

36. Shah SS, Gaal BT, Roche AM, Namdari S, Grawe BM, Lawler M, et al. The modern reverse shoulder arthroplasty and an updated systematic review for each complication: part I. *JSES Int.* 2020 Dec;4(4):929-43. Epub 2020/12/22.
37. Serrano Mateo L, Maranillo Alcaide E, Arvinus C, Sañudo Tejero JR, Marco F. Elongation of the brachial plexus after reverse shoulder arthroplasty: an anatomical study. *Surg Radiol Anat.* 2022 Jun;44(6):861-8. Epub 2022/04/07.
38. Mollon B, Mahure SA, Roche CP, Zuckerman JD. Impact of glenosphere size on clinical outcomes after reverse total shoulder arthroplasty: an analysis of 297 shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 May;25(5):763-71. Epub 2016/02/09.
39. Müller AM, Born M, Jung C, Flury M, Kolling C, Schwyzer HK, et al. Glenosphere size in reverse shoulder arthroplasty: is larger better for external rotation and abduction strength? *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Jan;27(1):44-52. Epub 2017/07/28.
40. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. The Reverse Shoulder Prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2005 Aug;87(8):1697-705. Epub 2005/08/09.
41. Naveed MA, Kitson J, Bunker TD. The Delta III reverse shoulder replacement for cuff tear arthropathy: a single-centre study of 50 consecutive procedures. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 Jan;93(1):57-61. Epub 2011/01/05.
42. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet D, Walch G, Mole D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Apr;86(3):388-95. Epub 2004/05/06.
43. Lädermann A, Williams MD, Melis B, Hoffmeyer P, Walch G. Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009 Jul-Aug;18(4):588-95. Epub 2009/06/02.
44. Erickson BJ, Werner BC, Griffin JW, Gobezie R, Lederman E, Sears BW, et al. A comprehensive evaluation of the association of radiographic measures of lateralization on clinical outcomes following reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2022 May;31(5):963-70. Epub 2021/10/30.
45. Freisleder F, Toft F, Imiolczyk J-P, Scheibel M, Audige L. Advanced cuff tear arthropathy: classic indication for a Grammont-style reverse shoulder arthroplasty implant or does bipolar lateralization perform better? *Seminars in Arthroplasty: JSES.* 2024 2024/03/01;34(1):17-26.
46. Imiolczyk JP, Imiolczyk T, Góralczyk A, Scheibel M, Freisleder F. Lateralization and distalization shoulder angles do not predict outcomes in reverse shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2024 Jan;33(1):121-9. Epub 2023/07/07.
47. Endell D, Audige L, Imiolczyk JP, Scheibel M, Freisleder F. Is it worth the risk? Clinical and radiographic outcomes 24 months after reverse shoulder arthroplasty in an advanced geriatric population. *JSES Int.* 2022 Sep;6(5):795-801. Epub 2022/09/10.
48. Gilbert MK, Gerber C. Comparison of the subjective shoulder value and the Constant score. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2007 2007/11/01;16(6):717-21.

49. Constant CR. Age related recovery of shoulder function after injury. Thesis, University College. 1986.
50. Breckenridge JD, McAuley JH. Shoulder Pain and Disability Index (SPADI). *J Physiother*. 2011;57(3):197. Epub 2011/08/17.
51. Obradovic M, Lal A, Liedgens H. Validity and responsiveness of EuroQol-5 dimension (EQ-5D) versus Short Form-6 dimension (SF-6D) questionnaire in chronic pain. *Health and Quality of Life Outcomes*. 2013 2013/07/01;11(1):110.
52. Durchholz H, Salomonsson B, Moroder P, Lambert S, Page R, Audige L, et al. Core Set of Radiographic Parameters for Shoulder Arthroplasty Monitoring: Criteria Defined by an International Delphi Consensus Process. *JB JS Open Access*. 2019 Oct-Dec;4(4):e0025. Epub 2020/02/12.
53. Marzel A, Schwyzer HK, Kolling C, Moro F, Flury M, Glanzmann MC, et al. The Schulthess local Shoulder Arthroplasty Registry (SAR): cohort profile. *BMJ Open*. 2020 Nov 26;10(11):e040591. Epub 2020/11/28.
54. Wagner ER, Farley KX, Higgins I, Wilson JM, Daly CA, Gottschalk MB. The incidence of shoulder arthroplasty: rise and future projections compared with hip and knee arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2020 Dec;29(12):2601-9. Epub 2020/11/17.
55. Anderson BC, Anderson RJ, Fields KB, Grayzel J. Evaluation of the patient with shoulder complaints. *UpToDate*, Waltham. 2011.
56. Collin P, Matsumura N, Lädermann A, Denard PJ, Walch G. Relationship between massive chronic rotator cuff tear pattern and loss of active shoulder range of motion. *J Shoulder Elbow Surg*. 2014 Aug;23(8):1195-202. Epub 2014/01/18.
57. Lädermann A, Collin P, Denard PJ. Range of motion after reverse shoulder arthroplasty: which combinations of humeral stem and glenosphere work best? *Obere Extremität*. 2020;15(3):172-8.
58. Triplet JJ, Everding NG, Levy JC, Formaini NT, O'Donnell KP, Moor MA, et al. Anatomic and Reverse Total Shoulder Arthroplasty in Patients Older Than 80 Years. *Orthopedics*. 2015 Oct;38(10):e904-10. Epub 2015/10/22.
59. Jeon YS, Rhee YG. Factors associated with poor active anterior elevation after reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2018 May;27(5):786-93. Epub 2017/12/26.
60. Jobin CM, Brown GD, Bahu MJ, Gardner TR, Bigliani LU, Levine WN, et al. Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: the clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. *J Shoulder Elbow Surg*. 2012 Oct;21(10):1269-77. Epub 2011/11/08.
61. Grobet CE, Glanzmann MC, Eichler K, Rickenbacher D, Meier F, Brunner B, et al. Cost-utility analysis of total shoulder arthroplasty: a prospective health economic study using real-world data. *J Shoulder Elbow Surg*. 2021 Sep;30(9):1998-2006. Epub 2021/03/29.
62. Katz D, Valenti P, Kany J, Elkholti K, Werthel J-D. Does lateralisation of the centre of rotation in reverse shoulder arthroplasty avoid scapular notching? Clinical and radiological review of one hundred and forty cases with forty five months of follow-up. *International Orthopaedics*. 2016 2016/01/01;40(1):99-108.

63. Kriechling P, Loucas R, Loucas M, Künzler T, Gerber C, Wieser K. Primary reverse total shoulder arthroplasty in patients older than 80 years: clinical and radiologic outcome measures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2021 Apr;30(4):877-83. Epub 2020/08/11.
64. Kempton LB, Balasubramaniam M, Ankerson E, Wiater JM. A radiographic analysis of the effects of glenosphere position on scapular notching following reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011 Sep;20(6):968-74. Epub 2011/03/15.
65. Mangano T, Cerruti P, Repetto I, Felli L, Ivaldo N, Giovale M. Reverse shoulder arthroplasty in older patients: is it worth it? A subjective functional outcome and quality of life survey. *Aging Clin Exp Res.* 2016 Oct;28(5):925-33. Epub 2015/11/23.
66. Clark NJ, Samuelsen BT, Alentorn-Geli E, Assenmacher AT, Cofield RH, Sperling JW, et al. Primary reverse shoulder arthroplasty in patients older than 80 years of age: survival and outcomes. *Bone Joint J.* 2019 Dec;101-b(12):1520-5. Epub 2019/12/04.
67. Ferrier A, Blasco L, Marcoin A, De Boissieu P, Siboni R, Nérot C, et al. Geometric modification of the humeral position after total reverse shoulder arthroplasty: what is the optimal lowering of the humerus? *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Dec;27(12):2207-13. Epub 2018/07/26.
68. Young BL, Cantrell CK, Hamid N. Classifications in Brief: The Nerot-Sirveaux Classification for Scapular Notching. *Clin Orthop Relat Res.* 2018 Dec;476(12):2454-7. Epub 2018/09/05.
69. Stephenson DR, Oh JH, McGarry MH, Rick Hatch GF, 3rd, Lee TQ. Effect of humeral component version on impingement in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011 Jun;20(4):652-8. Epub 2010/12/15.
70. Streit JJ SY, Gobezie R. Medialized versus lateralized Center of rotation in reverse shoulder arthroplasty. *Orthopedics.* 2015;38:e1090-e103.
71. Kontaxis A, Chen X, Berhouet J, Choi D, Wright T, Dines DM, et al. Humeral version in reverse shoulder arthroplasty affects impingement in activities of daily living. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017 Jun;26(6):1073-82. Epub 2017/02/07.
72. Virani NA, Cabezas A, Gutiérrez S, Santoni BG, Otto R, Frankle M. Reverse shoulder arthroplasty components and surgical techniques that restore glenohumeral motion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013 Feb;22(2):179-87. Epub 2012/05/25.
73. Choi CH, Kim SG, Lee JJ, Kwack BH. Comparison of Clinical and Radiological Results according to Glenosphere Position in Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Short-term Follow-up Study. *Clin Orthop Surg.* 2017 Mar;9(1):83-90. Epub 2017/03/07.
74. Kolmodin J, Davidson IU, Jun BJ, Sodhi N, Subhas N, Patterson TE, et al. Scapular Notching After Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Prediction Using Patient-Specific Osseous Anatomy, Implant Location, and Shoulder Motion. *J Bone Joint Surg Am.* 2018 Jul 5;100(13):1095-103. Epub 2018/07/06.
75. Lädermann A, Denard PJ, Boileau P, Farron A, Deransart P, Walch G. What is the best glenoid configuration in onlay reverse shoulder arthroplasty? *International Orthopaedics.* 2018 2018/06/01;42(6):1339-46.
76. Imiolczyk JP, Audige L, Harzbecker V, Moroder P, Scheibel M. Metallic humeral and glenoid lateralized implants in reverse shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy and primary osteoarthritis. *JSES Int.* 2022 Mar;6(2):221-8. Epub 2022/03/08.

77. Greiner S, Schmidt C, Herrmann S, Pauly S, Perka C. Clinical performance of lateralized versus non-lateralized reverse shoulder arthroplasty: a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015 Sep;24(9):1397-404. Epub 2015/07/15.
78. Giles JW, Langohr DGG, Johnson JA, Athwal GS. Implant Design Variations in Reverse Total Shoulder Arthroplasty Influence the Required Deltoid Force and Resultant Joint Load. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 2015;473(11):3615-26.
79. Hess F, Zettl R, Smolen D, Knoth C. Anatomical reconstruction to treat acromion fractures following reverse shoulder arthroplasty. *International Orthopaedics.* 2018 2018/04/01;42(4):875-81.
80. Wong MT, Langohr GDG, Athwal GS, Johnson JA. Implant positioning in reverse shoulder arthroplasty has an impact on acromial stresses. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Nov;25(11):1889-95. Epub 2016/07/05.
81. Athwal GS, MacDermid JC, Reddy KM, Marsh JP, Faber KJ, Drosdowech D. Does bony increased-offset reverse shoulder arthroplasty decrease scapular notching? *J Shoulder Elbow Surg.* 2015 Mar;24(3):468-73. Epub 2014/12/03.
82. Valenti P, Sauzies P, Katz D, Kalouche I, Kilinc AS. Do less medialized reverse shoulder prostheses increase motion and reduce notching? *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2550-7. Epub 2011/03/16.
83. Gutiérrez S, Levy JC, Lee WEI, Keller TS, Maitland ME. Center of Rotation Affects Abduction Range of Motion of Reverse Shoulder Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 2007;458:78-82.
84. Harman M, Frankle M, Vasey M, Banks S. Initial glenoid component fixation in "reverse" total shoulder arthroplasty: A biomechanical evaluation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2005 2005/01/01;14(1, Supplement):S162-S7.
85. Shah SS, Roche AM, Sullivan SW, Gaal BT, Dalton S, Sharma A, et al. The modern reverse shoulder arthroplasty and an updated systematic review for each complication: part II. *JSES Int.* 2021 Jan;5(1):121-37. Epub 2021/02/09.
86. Boileau P, Gauci MO, Wagner ER, Clowez G, Chaoui J, Chelli M, et al. The reverse shoulder arthroplasty angle: a new measurement of glenoid inclination for reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019 Jul;28(7):1281-90. Epub 2019/04/03.
87. Franceschetti E, Ranieri R, Giovanetti de Sanctis E, Palumbo A, Franceschi F. Clinical results of bony increased-offset reverse shoulder arthroplasty (BIO-RSA) associated with an onlay 145 degrees curved stem in patients with cuff tear arthropathy: a comparative study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020 Jan;29(1):58-67. Epub 2019/08/12.
88. Raiss P, Neumann R. Bipolar lateralization in reverse shoulder arthroplasty for avoidance of scapular notching. *Obere Extremität.* 2020;15(3):207-12.
89. Merolla G, Walch G, Ascione F, Paladini P, Fabbri E, Padolino A, et al. Grammont humeral design versus onlay curved-stem reverse shoulder arthroplasty: comparison of clinical and radiographic outcomes with minimum 2-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* 2018 Apr;27(4):701-10. Epub 2018/01/02.
90. Polisetty TS, Baessler AM, Levy JC, Badman BL. Onlay versus inlay reverse total shoulder arthroplasty: a retrospective comparison of radiographic and clinical outcomes. *Seminars in Arthroplasty: JSES.* 2021 2021/07/01;31(2):202-8.

91. Beltrame A, Di Benedetto P, Cicuto C, Cainero V, Chisoni R, Causero A. Onlay versus Inlay humeral stem in Reverse Shoulder Arthroplasty (RSA): clinical and biomechanical study. *Acta Biomed.* 2019 Dec 5;90(12-s):54-63. Epub 2019/12/11.
92. Berthold DP, Morikawa D, Muench LN, Baldino JB, Cote MP, Creighton RA, et al. Negligible Correlation between Radiographic Measurements and Clinical Outcomes in Patients Following Primary Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Clin Med.* 2021 Feb 17;10(4). Epub 2021/03/07.
93. Mahendraraj KA, Colliton E, Muniz A, Menendez ME, Jawa A. Assessing the validity of the distalization and lateralization shoulder angles following reverse total shoulder arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty: JSES.* 2020 2020/11/01;30(4):291-6.

6. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka, ärztlicher Direktor des Centrums für muskuloskeletale Chirurgie der Charité und Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Ulrich Stöckle, geschäftsführender Direktor des Centrums für muskuloskeletale Chirurgie der Charité für die Ermöglichung Lehre und diese Habilitation als externer Dozierender durchführen zu können.

Mein weiterer besonderer Dank gilt dem Chefarzt der Abteilung für Obere Extremität der Schulthess Klinik Zürich Prof. Dr. med. Markus Scheibel für die langjährige Förderung und Unterstützung meiner wissenschaftlichen Tätigkeit.

Ich bedanke mich bei Prof. Dr. Laurent Audige und dem Forschungsteam – Obere Extremität der Schulthess Klinik Zürich für die Unterstützung, die Möglichkeit gemeinsame Projekte durchzuführen und den damit verbundenen regen wissenschaftlichen und persönlichen Austausch.

Des Weiteren bedanke ich mich herzlich beim Co-Chefarzt der Abteilung für Obere Extremität der Schulthess Klinik Zürich Dr. med. Fabrizio Moro für die berufliche Förderung und die vielen wertvollen persönlichen Gespräche.

Danken möchte ich allen Kollegen und Freunden, die mich während dem Erstellen dieser Arbeit unterstützt haben. Insbesondere bedanke ich mich bei Dr. med. Felix Toft, Herrn David Endell, Prof. Dr. med. univ. Philipp Moroder und Herrn Jan-Philipp Imiolczyk.

Mein persönlicher und grosser Dank gilt meiner Frau Dr. med. dent. (RO) Flavia Olivia Freislederer und meiner Tochter Victoria für die Rücksicht, das Verständnis Zeit für wissenschaftliche Tätigkeit aufzuwenden und die bedingungslose Unterstützung sowie meinen Eltern Sabine Freislederer und Dr. med. dent. Thomas Freislederer für ihre Erziehung und Förderung.

7. Eidesstattliche Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.