

Aus der Klinik für Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates

der Universität Lübeck

Direktor: Prof. Dr. med. C. Jürgens

Sektion Orthopädie

Leitung: Prof. Dr. med. M. Russlies, Dr. med. R. Kirchner

**Etablierung eines biomechanischen Modells zur Untersuchung
der Auswirkung der Glenosphären-Exzentrizität
der inversen Schulterprothese
auf die Primärstabilität der Glenosphären
- Metaglène - Verankerung am
Glenoid**

Inauguraldissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde

der Universität zu Lübeck

- Aus der Sektion Medizin -

vorgelegt von

Matthias Knerr

aus Krefeld

Lübeck 2013

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Martin Russlies
2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Christian Ottomann

Tag der mündlichen Prüfung: 26.05.2014

zum Druck genehmigt. Lübeck, den 26.05.2014

-Promotionskommission der Sektion Medizin-

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis.....	IV
1. Einleitung	1
1.1 Das Schultergelenk und die Rotatorenmanschette	1
1.2 Die Defektarthropathie und die veränderte Kinematik des Schultergelenks.....	1
1.3 Die inverse Schultertotalendoprothese.....	3
1.4 Indikationen der inversen Schulterendoprothese	5
1.5 Komplikationen und scapular notching	7
1.6 Strategien zur Vermeidung des scapular notching	10
2. Ziel und Fragestellung	12
3. Material	13
3.1 Testmaterial	13
3.2 Implantate	13
4. Methoden.....	15
4.1 Testmaschine	15
4.2 Sensorik	15
4.3 Software	16
4.4 Durchführung	16
4.4.1 Folienkraftsensoren	16
4.4.2 Implantation	17
4.4.3 Abduktionswinkel	18
4.5 Versuchsaufbau	19
4.5.1 Sensorik des Messaufbaus.....	19
4.5.2 Messung der Mikroverschieblichkeit	20
4.5.3 Messung der Verkipfung des Implantats.....	20
4.6 Auswertung und Effektstärkenberechnung.....	22
4.6.1 Auswertung.....	22
4.6.2 Effektstärkenberechnung.....	23

5. Ergebnisse	24
5.1 Mikroverschieblichkeit	24
5.1.1 30° Abduktion	25
5.1.2 60° Abduktion	25
5.2 Verkipfung	26
5.2.1 30° Abduktion	27
5.2.2 60° Abduktion	27
5.3 Kompressionskräfte.....	28
5.3.1 30° Abduktion	28
5.3.2 60° Abduktion	30
5.3.3 90° Abduktion	32
6. Diskussion	37
6.1 Methode im Vergleich.....	39
6.2 Primärstabilität	41
6.3 Ergebnisse im Vergleich.....	43
6.4 Interindividuelle Unterschiede	43
6.5 Limitationen der Methode.....	43
7. Zusammenfassung und Fazit.....	46
8. Literaturverzeichnis.....	48
9. Anhang	62
10. Danksagung.....	69
11. Lebenslauf	70
12. Publikationen	71

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Normales Schultergelenk und inverse Schulterendoprothese.....	3
Abb. 2: Sirveaux-Klassifikation der Knochendefekte durch <i>scapular notching</i>	9
Abb. 3: Einfluss einer um 5 mm nach inferior exzentrischen Glenosphäre auf den Winkel des Adduktionsdefizites.	10
Abb. 4: Prothesenmaterial	14
Abb. 5: Glenoidale Prothesenkomponente mit der konzentrischen 36 mm Glenosphäre in Relation zu der Variante mit der exzentrischen 44 mm Glenosphäre	15
Abb. 6a: Befestigung der Folienkraftsensoren auf der dem Knochen zugewandten Seite der Metaglène.	17
Abb. 6b: Position der Folienkraftsensoren zwischen Metaglène und Kunstknochen.	17
Abb. 7: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus unter der Traverse der Materialprüfmaschine in 90°, 60° und 30° Abduktion.	18
Abb. 8: Versuchsaufbau vor Installation der Sensorik.	19
Abb. 9: Messaufbau mit Sensorik.	19
Abb. 10: Schematische Darstellung des Verkipfungswinkels	21

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Postoperative Inzidenz des <i>scapular notching</i> bei prothetischer Versorgung mit einem inversen System.	8
Tab. 2: Literaturvergleich – Kraftaufwand des Musculus deltoideus bei verschiedenen Abduktionswinkeln im Glenoumeralgelenk.	22
Tab. 3: Mikroverschieblichkeit bei 30° und 60° Abduktion.	24
Tab. 4: Verkippungswinkel bei 30° und 60° Abduktion.	26
Tab. 5: Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager bei 30° Abduktion.	28
Tab. 6: Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager bei 60° Abduktion.	30
Tab. 7: Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager bei 90° Abduktion.	32
Tab. 8: Effektstärke und erforderliche Stichprobenanzahl zum Erreichen einer Teststärke von >80% zu den jeweiligen Versuchskonstellationen	35
Tab. 9: Biomechanische Testung der Reverse Shoulder Prosthesis® (Encore Medical, Austin, Texas, USA) mit konzentrischer Glenosphäre im Vergleich.	41
Tab. 10: Biomechanische Evaluierung verschiedener Glenosphären der inversen SMR® Schulterendoprothese des Herstellers LIMA (Udinese, Italien).	42

1. Einleitung

1.1 Das Schultergelenk und die Rotatorenmanschette

Das Schultergelenk wird von einem im Verhältnis großen Oberarmkopf und der relativ kleinen, längsoval geformten Schulterblattgelenkspfanne, auch Glenoid genannt, gebildet. Dieses offensichtliche Missverhältnis ermöglicht im Vergleich zu den anderen Gelenken des menschlichen Körpers einen außerordentlichen Bewegungsumfang, da die Bewegungen kaum durch knöcherne Strukturen eingeschränkt werden. Diese Tatsache macht das glenohumerale Gelenk zum beweglichsten Gelenk des Menschen. Die ohnehin schon hohe Beweglichkeit in der Schulter wird durch weitere Teilgelenke des Schultergürtels ergänzt. Hierbei ist das Akromioklavikulargelenk, das Sternoklavikulargelenk sowie das Scapulothorakalgelenk zu erwähnen.

Durch die extreme Beweglichkeit im Schultergelenk wird eine potentielle Instabilität in Kauf genommen (IRLENBUSCH, 2000). Das Schultergelenk kompensiert das Missverhältnis zwischen Glenoid und Oberarmkopf mit dem umgebenden Weichteilgewebe, welches für statische und dynamische Stabilität sorgt (BIGLIANI et al., 1996). Die maßgebliche Stabilität des Glenohumeralgelenks wird durch eine aktive neuromuskuläre Kontrolle erreicht, vor allem durch die sogenannte Rotatorenmanschette. Diese besteht aus einer Gruppe von vier Muskeln und deren Sehnen: Musculus supraspinatus, Musculus infraspinatus, Musculus teres minor und Musculus subscapularis. Die Aufgabe dieser Muskel-Sehnen-Kappe besteht darin, den Humeruskopf in der sehr flachen Gelenkpfanne des Schulterblattes, dem Glenoid, zu zentrieren (RÖSSLER und RÜTHER, 2005).

1.2 Die Defektarthropathie und die veränderte Kinematik des Schultergelenks

Mit dem Alter erhöht sich das Auftreten einer fettigen Degeneration der Rotatorenmanschette. Infolgedessen steigt auch das Risiko, einen Rotatorenmanschettendefekt zu erleiden (ASHRY et al., 2007). Bei einer größeren Läsion oder Ruptur der Rotatorenmanschette, die eine Instabilität im Glenohumeralgelenk provoziert, kann sich eine Defektarthropathie („*cuff tear arthropathy, CTA*“) entwickeln. Gefolgt von einem massiven Riss in der Rotatorenmanschette führen

Inaktivität, Verlust von Synovialflüssigkeit und Instabilität des Humeruskopfes zu nutritiven und mechanischen Problemen. Diese Faktoren führen potentiell zu einer Atrophie des Gelenkknorpels sowie zu subchondraler Osteoporose des Humeruskopfes bis hin zum Endstadium der vollständigen Zerstörung des Gelenks (NEER et. al., 1983).

Bei einem Defekt der muskulären Manschette erhöht sich die Instabilität im Schultergelenk und die Kinematik des Schultergelenks verändert sich (ILLYÉS und KISS, 2006). Ohne die komprimierende Kraft einer intakten Rotatorenmanschette erhöhen sich die Scherkräfte und damit der Knorpelabrieb im Gelenk (PARSONS et al., 2002). Es gibt jedoch keine Korrelation zwischen dem Status der Rotatorenmanschette und der Erosion des Glenoids (MIDDERNACHT et al., 2011). Der Musculus supraspinatus ist entscheidend für die Zentrierung des Oberarmkopfes im Glenoid verantwortlich. Insbesondere dessen Dysfunktion führt aber zu einem erhöhten Anteil von ungünstigen Scherkräften an der Gesamtkraft, die dann zu Anstoßphänomenen am Schulterdach führen können (APRELEVA et al., 2000; HOPKINS et al., 2007). Der Humeruskopf wird durch die Supraspinatussehne also zentriert, beziehungsweise kaudalisiert, um eine schmerzfreie Abduktion bis 60° zu ermöglichen. Bei einer Abduktion von über 60° beeinflusst der Musculus supraspinatus die Gelenkfunktion kaum noch (THOMPSON et al., 1996). Besonders bei niedrigen Abduktionswinkeln besitzt der Musculus deltoideus eine relativ große, kranialwärts gerichtete Scherkraft (POPPEN und WALKER, 1978). Durch eine anterosuperiore Verlagerung und Instabilität des glenohumeralen Drehzentrums kommt es bei der Defektarthropathie zur Insuffizienz der Deltamuskulatur, einer Unfähigkeit des Deltamuskels trotz Kontraktion eine adäquate Abduktion auszuführen (SEEBAUER et al., 2005). LOEW et al. (2007) charakterisierten symptom basiert drei Typen der Defektarthropathie: Ein stabiler und arthrotischer Typ I, ein instabiler und areaktiver Typ II sowie ein destruktiver und nekrotischer Typ III. Wenn das Krankheitsbild der Defektarthropathie erst einmal bis mindestens Typ II (Instabilität) fortgeschritten ist, sind eine Wiederherstellung der Rotatorenmanschette und konventionelle, anatomische Endoprothesen kaum noch Erfolg versprechend (SEEBAUER et al., 2005, LOEW et al., 2007).

1.3 Die inverse Schultertotalendoprothese

Bei der fortgeschrittenen Defektarthropathie ist die Indikation zur Implantation einer Schultertotalendoprothese zu stellen (siehe 1.4), um auch bei abwesender, beziehungsweise defekter Rotatorenmanschette die Schulterfunktion sowie die Funktion des Deltamuskels weitgehend wiederherstellen zu können (GRAMMONT und BAULOT, 1993). Konventionelle Prothesen führen bei Defektarthropathien allenfalls zu einer gewissen Schmerzbefreiung und nicht zu funktionell akzeptablen Ergebnissen (SEEBAUER et al., 2005).

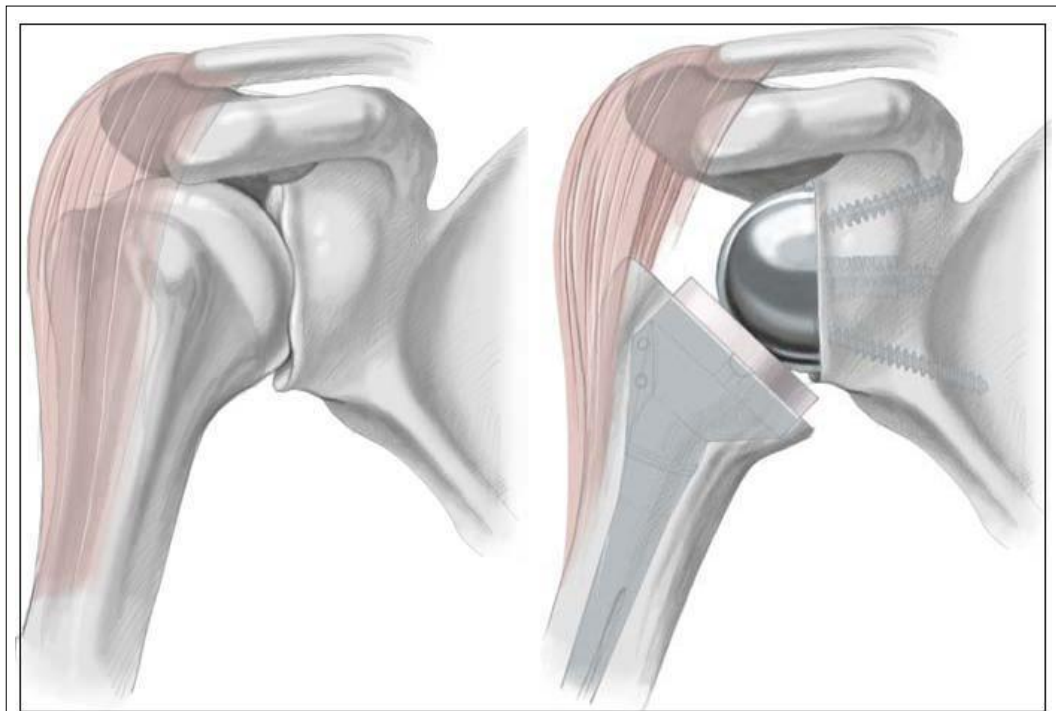


Abb. 1: Normale Anatomie des knöchernen Aufbaus des Schultergelenkes (mitabgebildet: Musculus deltoideus) und inverse Schulterendoprothese

Quelle: WITT und STEINBECK, 2009

Um eine Verbesserung der Deltamuskelfunktion zu erhalten ist es wichtig, das Rotationszentrum des Glenohumeralgelenks ausreichend weit nach kaudal und medial zu verlagern und dort zu halten. Dies lässt sich durch Implantation einer inversen Schultertotalendoprothese erreichen (GRAMMONT und BAULOT, 1993). Das biomechanische Prinzip der inversen Schultertotalendoprothese beruht auf einer Umkehr der anatomischen Verhältnisse im Schultergelenk (Abb. 1).

Bei dieser anatomisch inversen Prothese findet die Artikulation zwischen einem konvexen, hemisphärischen Körper am Glenoid, der Glenosphäre genannt wird, und einem konkaven Gelenkpartner am Humerus statt. Die Glenosphäre ist mittels einer Basisplatte, die als Metaglène bezeichnet wird, mit dem Glenoid der Skapula verbunden. Die so veränderten anatomischen Verhältnisse führen zu einer Verlagerung des Drehzentrums nach medial und kaudal, wodurch der Hebelarm des Musculus deltoideus verlängert wird und so das Drehmoment der Deltamuskulatur zunimmt. Durch die Kaudalisierung des Humerus werden mehr anteriore und posteriore Fasern des Musculus deltoideus als Abduktoren eingesetzt und die Vorspannung des Musculus deltoideus erhöht sich (WITT und STEINBECK, 2009). Die Fähigkeit der Armabduktion kann durch Dehnung des Musculus deltoideus um 10% signifikant verbessert werden (DE WILDE et al., 2002). Voraussetzung für den Einsatz der inversen Schultertotalendoprothese ist daher ein strukturell und neurologisch intakter Deltamuskel, welcher der wichtigste Elevator des Armes ist (LAURSEN et al., 1998; BILLUART et al., 2006). Er produziert von allen Schultermuskeln das größte Drehmoment im Glenohumeralgelenk (VAN DER HELM, 1994). Die physiotherapeutische Schulung des Deltamuskels ist ein wichtiger Aspekt in der Rehabilitation bei Patienten mit einer Rotatorenmanschettenruptur (GAGEY und HUE, 2000). So wird die inverse Schultertotalendoprothese aufgrund der Relevanz des Deltamuskels auch Deltaprothese oder nach ihrem Erfinder Grammont-Prothese genannt.

Prothesen, die das Rotationszentrum medialisieren, den Musculus deltoideus verlängern und dessen Hebelarm vergrößern, führen, biomechanisch gesehen, zu einer kraftvolleren Abduktion trotz fehlender Rotatorenmanschette. Dies lässt sich durch anatomische Prothesen nicht erreichen (DE WILDE et al., 2004). Aufgrund der vergrößerten, glenoidalen Oberfläche einer inversen Schulterendoprothese verbessert sich ebenfalls die Stabilität im Schultergelenk (VAN DER HELM, 1998). Durch die Medialisierung des Drehzentrums wird das Torsionsmoment auf die glenoidale Prothesenkomponente verringert und das Risiko einer Lockerung der glenoidalen Komponente sinkt (LAM et al., 2007). Da mehr posteriore Anteile des Deltamuskels zur Abduktion verwendet werden, schränkt sich die Außenrotation im Gelenk jedoch ein. Die Außenrotation bleibt limitiert, besonders bei fehlendem oder fettig degeneriertem Musculus teres minor. Auch bei intaktem Musculus teres minor, dem wichtigsten Akteur bei der

Außenrotation, beträgt die Außenrotation nach Implantation einer inversen Schultertotalendoprothese nur bis zu 15° (BOILEAU et al., 2006). Die Innenrotation wird durch inverse Prothesendesigns ebenfalls nicht verbessert (BOILEAU et al., 2005; KARELSE et al., 2008). Bei präoperativ über längere Zeit sehr steifen Schultern mit geschrumpften Weichteilen sind die funktionellen Ergebnisse in der Regel bescheidener (FARRON, 2006). Frühresultate bei Patienten, die mit einer inversen Schultertotalendoprothese versorgt wurden, sind ermutigend, jedoch sind Langzeitergebnisse wichtig, um die Überlebensdauer der Implantate zu prüfen. Besonders die Vermeidung eines Lockerungsmechanismus am glenoidalen Implantatlager (siehe 1.5) ist von großem Interesse für den Schulterchirurgen und den Patienten, da Lockerungen eben am Glenoid zuerst auftreten und so die Standzeit der Prothese begrenzen (GUTIÉRREZ et al., 2007a).

1.4 Indikationen der inversen Schulterendoprothese

Die inverse Schulterendoprothese ist bei jeder schmerzhaften Schulterarthropathie mit insuffizienter und nicht rekonstruierbarer Rotatorenmanschette indiziert. Insbesondere die primäre Defektarthropathie, die Arthropathie nach Rekonstruktion der Rotatorenmanschette, die destruktive rheumatoide Arthritis und die kristallinduzierte Arthropathie stellen die Hauptindikationen dar (BOILEAU et al, 2005). Viele Patienten mit rheumatoider Arthritis entwickeln eine Rotatorenmanschettenläsion und haben ein der Defektarthropathie sehr ähnliches Krankheitsbild (EKELUND und NYBERG, 2011). Auch diese Patienten profitieren von einer anatomisch inversen Schultertotalendoprothese und haben postoperativ eine beachtliche Verbesserung des Constant-Scores, der eine klinisch praktikable Methode zur Prüfung der Schulterfunktion darstellt (CONSTANT und MURLEY, 1987; GRAMMONT und BAULOT, 1993; JACOBS et al., 2001; NOLAN et al., 2011). Bei komplexen Frakturen beim älteren Menschen mit zu schlechter Knochenqualität für eine Refixierung oder Osteosynthese und einem schlechten Status der Rotatorenmanschette ist die inverse Prothese eine sehr gute Behandlungsoption. Hauptindikation sind hier die 4-Fragment-Frakturen, in besonderen Fällen auch 3-Fragment-Frakturen und Luxationsfrakturen (CAZENEUVE und CRISTOFARI, 2006).

Darüber hinaus ist die inverse Schulterprothese auch eine in Betracht zu ziehende Behandlungsmöglichkeit nach Resektion von malignen Knochentumoren des proximalen Humerus einschließlich der infiltrierten Rotatorenmanschette (JULIEN et al. 2003). Eine relative Indikation findet sich bei Versagen einer primären Schulterendoprothese bei irreparabler Rotatorenmanschettenruptur. Eine schwer beeinträchtigte Deltafunktion, ein isolierter Supraspinatussehnenriss, das Vorliegen einer nicht beeinträchtigten, aktiven Elevation und eine fortgeschrittene Glenoiddestruktion stellen Kontraindikationen dar (SEEBAUER et al., 2005; DRAKE et al., 2010).

Aufgrund noch fehlender Langzeitergebnisse sollte die inverse Schulterprothese bei älteren Menschen mit einem Lebensalter von über 65 Jahren zum Einsatz kommen (SIRVEAUX et al. 2004; SEEBAUER et al. 2005; MATSEN et al. 2006). Inverse Schultertotalendoprothesen sind bei Revisionseingriffen nach Versagen von anatomischen Schultertotalendoprothesen verglichen mit primärer Implantation von inversen Schultertotalendoprothesen mit schlechteren funktionellen Ergebnissen verbunden. Dabei spielt ein durch Voroperationen vorgeschädigter oder degenerierter Deltamuskel eine entscheidende Rolle. Revisionsoperationen versprechen trotzdem klinische und funktionelle Verbesserungen, obwohl sie mit einer höheren Komplikationsrate behaftet sind (LEVY et al., 2007), die sich aufgrund wachsender Erfahrung mit dem Umgang der inversen Schulterendoprothese zu verringern scheint (AUSTIN et al., 2011).

Die postoperativen Instabilitätsraten von primären Eingriffen (5%) und Revisionsoperationen (8%) sind vergleichbar (TRAPPEY et al. 2011). Viele Patienten können nicht das theoretisch mögliche, volle Bewegungsausmaß erreichen, welches die Prothese bietet. Diese Gegebenheit scheint an einem Mangel von generierter Muskelkraft oder einer Schädigung des Deltamuskels zu liegen und nicht am Design der inversen Schultertotalendoprothese. Es gibt hohe interindividuelle Unterschiede in der Muskelkraft und im Bewegungsausmaß des Schultergelenks (BERGMANN et al., 2008).

1.5 Komplikationen und *scapular notching*

Obwohl die Verlagerung des Drehzentrums nach kaudal und medial durch die inverse Prothese zu einer Verringerung von Scherkräften und zu einer verbesserten Deltamuskelfunktion via Verlängerung des Hebelarms führt und damit eine verbesserte biomechanische Situation entsteht, sind Komplikationen nicht selten. Komplikationen wie Dislokation, Infektion, Glenoidfrakturen, Humerusfrakturen, Paresen und Lockerung der glenoidalen Komponente zeigen kumulativ eine Prävalenz von etwa 19% (WALL et al., 2007). WALCH et al. (2006) fanden in einer Multicenterstudie von 457 implantierten inversen Schulterendoprothesen eine intra- und postoperative Komplikationsrate von 25,6%. Laut ROCKWOOD (2007) sollte eine inverse Schulterendoprothese angesichts ihrer Komplikationsrate nur von sehr erfahrenen Schulterchirurgen implantiert werden. Die inverse Endoprothese weist aufgrund ihres Designs zwei für sie spezifische Komplikationen auf: Die Akromionfraktur und das *scapular notching* (BOILEAU et al., 2005). Die häufigste Komplikation nach Implantation der inversen Prothese ist das *scapular notching*, ein mechanischer Kontakt der humeralen Gelenkpfanne an das inferiore Glenoid beziehungsweise an den Skapulahals, der typischerweise in Ruheposition und während der Adduktion auftritt (SIRVEAUX et al., 2004; SIMOVITCH et al., 2007; GUTIÉRREZ et al., 2008a+b; FARSHAD und GERBER, 2010). Dadurch kann es zu einer Knochenatrophie an der Stelle dieses Impingements kommen, die zu einer Lockerung der glenoidalen Prothesenkomponente führen kann (SIRVEAUX et al., 2004).

Tab. 1: Postoperative Inzidenz des *scapular notching* bei prothetischer Versorgung mit einem inversen System.

Studie	Patientenzahl	Mittlere Follow- Up Zeit (Monate)	<i>scapular notching</i>	Prothese
LEVY et al., 2007	19	44	19 (100%)	Encore
SIRVEAUX et al., 2004	77	80	49 (64%)	Delta III
GRASSI et al., 2009	23	26	16 (70%)	Delta III
VANHOVE und BEUGNIES, 2004	14	31	7 (50%)	Delta III
WERNER et al., 2005	58	38	56 (96%)	Delta III
FARSHAD und GERBER, 2010	230	22,3	115 (50%)	Anatomisch Inverse
BOILEAU et al., 2005	45	40	24 (53%)	Delta III
LÉVIGNE et al., 2011	461	51	312 (68%)	Anatomisch Inverse

SIRVEAUX et al. klassifizierten vier Schweregrade des *scapular notching* anhand von konventionellen Röntgenaufnahmen (Abb. 2). Ein Knochendefekt, der sich auf den knöchernen Scapulapfeiler der Margo lateralis begrenzt, entspricht Grad 1 nach SIRVEAUX. Dehnt sich der Defekt aus und erreicht die inferiore Spongiosaschraube kommt dies Grad 2 gleich. Mit Schweregrad 3 ist eine Läsion gemeint, die superior der inferioren Spongiosaschraube reicht. Bei Grad 4 nach SIRVEAUX liegt eine weitere Expansion unter die Metaglene vor. Der Constant-Score wird durch Anwesenheit eines *scapular notching* negativ beeinflusst, sodass eine Revisionsoperation nötig werden kann (SIRVEAUX et al., 2004; NYFFELER et al., 2005; SIMOVITCH et al., 2007). Auch andere Autoren

unterstellen dem Phänomen des *scapular notching* auf lange Sicht ein Induzieren des Versagens der glenoidalen Verankerung (RITTMEISTER und KERSCHBAUMER, 2001; VANHOVE und BEUGNIES, 2004). Das *scapular notching* vom Typ 3 und 4 kann nicht durch einen mechanischen Konflikt der Humeruskappe an der Skapula erklärt werden. Die fortschreitende Osteolyse über die inferiore Schraube hinaus tritt vermutlich durch Polyethylenablagerungen der

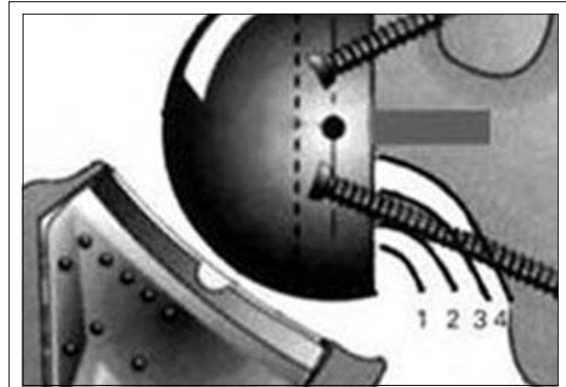


Abb. 2: Sirveaux-Klassifikation der Knochendefekte durch *scapular notching*.

Quelle: SIRVEAUX et al., 2004

Humeruskappe an der Stelle des Impingements auf (BOILEAU et al., 2006). Schon frühere Studien haben gezeigt, dass durch Materialverschleiß entstehende Polyethylenablagerungen fähig sind Osteolysen zu induzieren (WILLERT et al., 1990).

Je länger Patientengruppen beobachtet werden, desto häufiger tritt unter ihnen *scapular notching* auf (LÉVIGNE et al., 2011). Im Verlauf zeigt sich ebenfalls ein Progress der Stadien (LÉVIGNE et al., 2008). Die klinische Relevanz des *scapular notching* liegt in einer möglicherweise eingeschränkten Langzeitstabilität der inversen Schulterprothese. Obwohl *scapular notching* kein bewiesener Vorläufer einer Lockerung der glenoidalen Komponente ist, sollte es nicht als harmloses und unvermeidliches Phänomen der inversen Schulterendoprothese angesehen werden (EKELUND und SEEBAUER, 2009). Neure Studien belegen, dass das Vorliegen eines ossären Defektes durch *scapular notching* die Stabilität der Metaglene im glenoidalen Implantatlager durch eine erhöhte, kraniokaudale Mikroverschieblichkeit vermindern kann (ROCHE et al., 2013).

Es ist also von großem Interesse das Risiko des *scapular notching* durch verändertes Prothesendesign zu vermindern (NICHOLSON et al., 2011).

1.6 Strategien zur Vermeidung des *scapular notching*

Es gibt verschiedene Möglichkeiten das Adduktionsdefizit, also das Defizit des prothetisch versorgten Armes eine Adduktion bis in die vertikale Position auszuführen, ohne dass es zu einem Impingement der humeralen Gelenkpfanne am Schulterblatt kommt, durch verändertes Design der Prothese zu verringern oder gar ganz zu vermeiden (NYFFELER et al., 2005). Zu den Optionen das Ausmaß des Adduktionsdefizites und damit das *scapular notching* zu reduzieren gehören ein verringerter Hals-Schaft-Winkel der humeralen Komponente, eine flachere Prothesenpfanne, eine Lateralisation des Rotationszentrums, ein erhöhter Glenosphärenradius, eine inferior angebrachte Metaglene sowie eine exzentrische Glenosphäre mit inferiorem Überhang über das Glenoid (DE WILDE et al., 2010). Kelly et al. (2008) schlagen für die Aequalis[®] reversed shoulder (Tornier, Edina, Minnesota, USA) eine inferior angebrachte Metaglene vor, deren Zentralzapfen sich idealerweise 12 mm kranial des inferioren Glenoidrandes befindet. Dadurch wird ein inferiorer Überhang der Metaglene erzeugt, sodass ein Impingement verhindert wird und die inferiore Spongiosaschraube noch ausreichend fixiert werden kann. LÉVIGNE et al. (2011) kritisieren einen inferioren Überhang der Metaglene, da sie die Fixation der inferioren Spongiosaschraube gefährdet sehen.

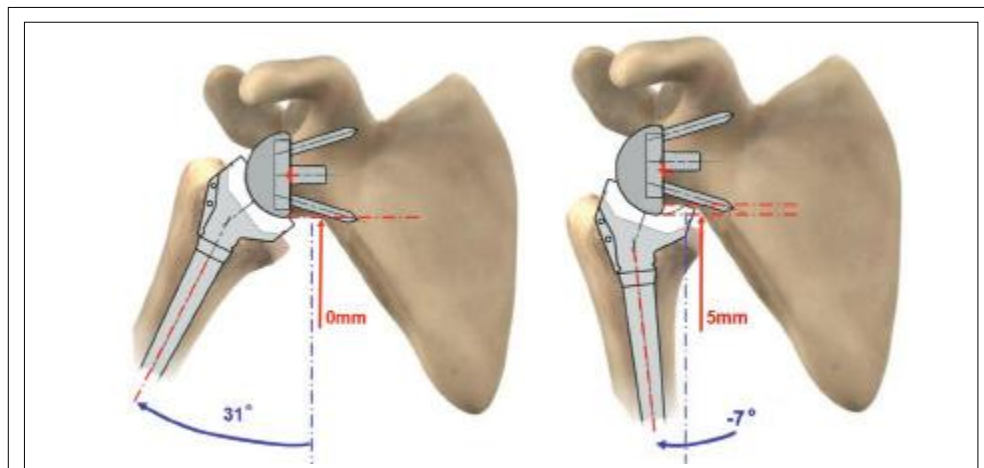


Abb. 3: Einfluss einer um 5 mm nach inferior exzentrischen Glenosphäre (rechts) auf den Winkel des Adduktionsdefizites.

Quelle: DE WILDE et al., 2010

Laut DE WILDE et al. (2010) ist eine exzentrische Glenosphäre mit inferiorem Überhang der effektivste Weg dem mechanischen Konflikt an der

Skapula vorzubeugen. LÉVIGNE et al. (2011) empfehlen einen Überhang von 4 mm über den inferioren Glenoidring hinaus. Auch NYFFELER et al. (2005) und GUTIÉRREZ et al. (2008a) zeigten diesen positiven Einfluss des inferioren Überhangs auf den Winkel des Adduktionsdefizites, auch *Notch*-Winkel genannt. Falls ein inferiorer Überhang im Einzelfall nicht möglich sein sollte, kann sich ein Entfernen des Tuberculum infraglenoidale, um so ein Adduktionsdefizit zu vermindern, positiv auswirken (MIDDERNACHT et al., 2008a).

In einer ersten retrospektiven, radiologisch-klinischen Studie von 20 Patienten mit einer mittleren Follow-Up-Zeit von 27,5 Monaten nach der Implantation einer exzentrischen Glenosphäre (Shoulder Modular Replacement® reverse, Limacorporate, Udinese, Italien) mit inferiorer Überhang von $4,3 \pm 0,8$ mm konnte weder das Phänomen des *scapular notching* noch eine Implantat-assoziierte Komplikation wie frühzeitige Materiallockerung nachgewiesen werden (DE BIASE et al., 2011/2012).

Eine andere radiologisch-klinische Studie fand bei der Verwendung von exzentrischen Glenosphären mit einem inferiorer Überhang von 2 mm eine vergleichbare Inzidenz des *scapular notching* wie nach der Implantation konzentrischer Glenosphären. Jedoch zeigte sich bei den Patienten mit einer exzentrischen Glenosphäre eine radiographisch deutlich weniger starke Ausprägung des *scapular notching* mit funktionell guten Ergebnissen (MIZUNO et al., 2012).

2. Ziel und Fragestellung

Ziel dieser Studie ist die Etablierung eines biomechanischen Modells zur Ermittlung der Auswirkung des inferioren Überhangs einer exzentrischen Glenosphäre der inversen Schultertotalendoprothese auf die Primärstabilität der Glenosphären-Metaglène-Verankerung am Glenoid bei verschiedenen Abduktionswinkeln. Die biomechanischen Belastungen zwischen Glenoidknochen und Basisplatte sollen bewertet und so die Möglichkeit eines Vergleichs der Primärstabilität zwischen konzentrischer und exzentrischer Glenosphäre geschaffen werden. Es wurden konzentrische sowie exzentrische Glenosphären der inversen Variante des modularen Schultersystems AGILON[®], Implantcast GmbH, Buxtehude verwendet. Zum Vergleich wurden die zwischen Implantat und glenoidalem Implantatlager auftretenden Kräfte sowie die kraniokaudale Mikroverschieblichkeit und der Verkipfungswinkel des Implantats im Knochenersatzmaterial untersucht. Die Testung orientiert sich an Lastdaten aus der Literatur.

Die zentrale Fragestellung dieser Studie lautet: Ist das Testprinzip geeignet und gibt es Hinweise darauf, dass durch Vermeidung des inferioren *scapular notching* mittels Verwendung einer exzentrischen Glenosphäre eine verminderte Primärstabilität erkaufte wird?

3. Material

3.1 Testmaterial

Die Metaglène und Glenosphäre der inversen Schulterendoprothese wurden für die Testung in einem biomechanischen Testmaterial fixiert. Das knöcherne Glenoid wurde durch einen soliden, rigiden Polyurethanschaumblock simuliert. Hierbei handelte es sich um das Knochenersatzmaterial *light cortical bone*[®] von Synbone, Malans, Schweiz. Mit einer Dichte von 0,19 g/cm³ ist der verwendete Polyurethanschaum der durchschnittlichen Dichte von Kortikalis und Spongiosa am menschlichen Glenoid, die durchschnittlich etwa 0,185 g/cm³ beträgt (MEHLING, 2004), sehr ähnlich. Das Elastizitätsmodul des Knochenersatzmaterials von 550 MPa ist mit den physiologischen Verhältnissen ebenfalls vergleichbar (GOLDSTEIN, 1987). Für die Versuche wurden Blöcke á 10 x 7 x 7 cm³ zugeschnitten.

3.2 Implantate

Ein Implantat für eine Testung bestand aus einer Metaglène, vier winkelstabilen Spongiosaschrauben (Länge: 24 mm; Dicke: 4,2 mm), einer Glenosphäre (konzentrische 36 mm Glenosphäre bzw. exzentrische 44 mm Glenosphäre) und einer Humeruskappe (MUTARS[®] Kappe invers 36 mm bzw. 44 mm / Abb. 4), wie sie im modularen Schultersystem AGILON[®] (Implantcast, Buxtehude) zur Anwendung kommen können. Die Implantation erfolgt im operativen Alltag zementfrei. Die Metaglène MUTARS[®] *Glenoid* besteht aus einer Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung mit Hydroxylapatit-Beschichtung, um in vivo eine stabilere Implantatfixation durch verbesserte Osteointegration zu erzielen (GEESINK et al., 1987).

MUTARS® Glenoid

Mat.: implatan® (TiAl₆V₄) mit Hydroxylapatit-Beschichtung

**MUTARS® Glenosphäre**

Mat.: UHMW-PE

**MUTARS® Humeruskappe invers**

Mat.: implatan® (TiAl₆V₄) mit TiN-Beschichtung

**MUTARS® Spongioschraube Ø 4,2 mm**

Mat.: implatan® (TiAl₆V₄) mit TiN-Beschichtung

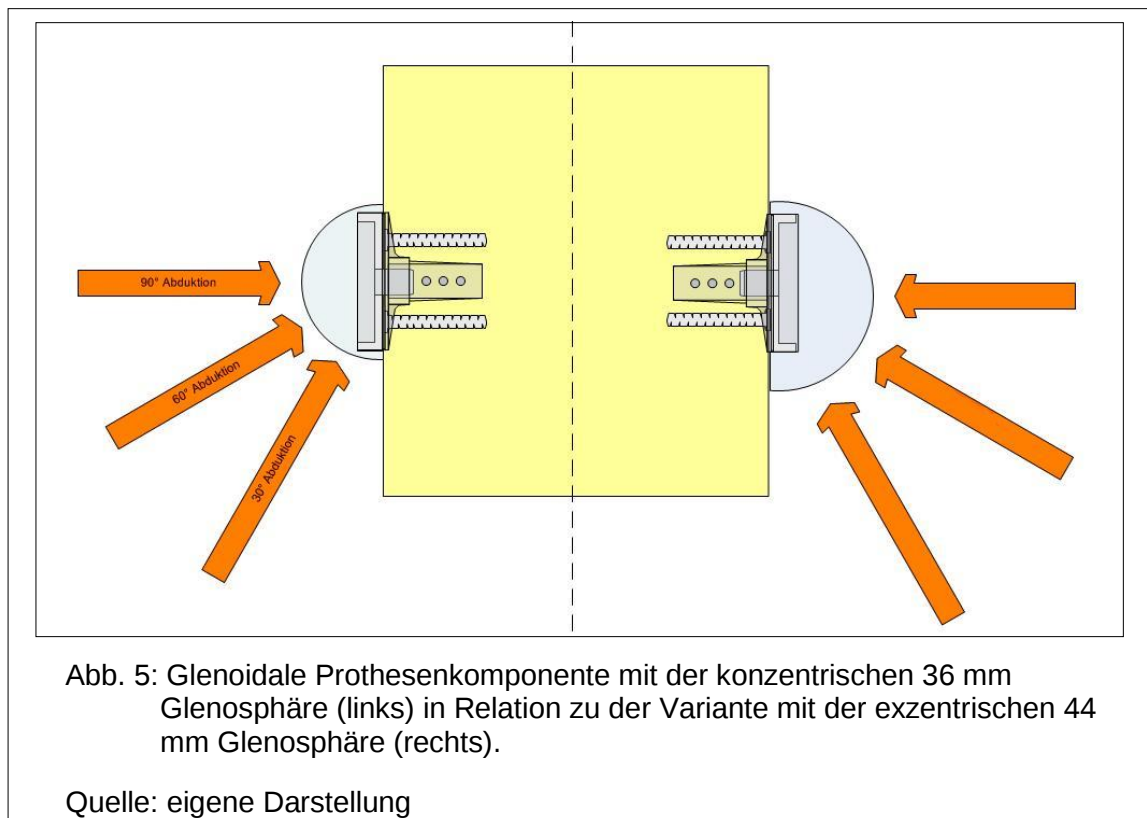


Abb. 4: Prothesenmaterial.

Quelle: MUTARS® Humerus invers Operationstechnik-Handbuch, 2009.

4. Methoden

Zur Messung der Primärstabilität der glenoidalen Komponente (implantierte Metaglene und Glenosphäre) wurden in einer quasistatischen Testmaschine in drei Winkeln der Abduktion definierte Lasten aufgebracht und dabei die Kräfte zwischen Implantat und Implantatlager sowie die Mikroverschieblichkeit in kraniokaudaler Richtung und die Verkipfung der glenoidalen Komponente im Kunstknochenmaterial gemessen.



4.1 Testmaschine

Die Lasten auf die implantierten Prothesenkomponenten wurden durch die quasistatische Zwick Materialprüfmaschine 1456, Zwick/Roell, Ulm, aufgebracht.

4.2 Sensorik

Zur Erfassung der Mikroverschieblichkeit und des Verkipfungswinkels wurden inkrementale Wegtaster MS 30 1 LD 2, MEGATRON Elektronik AG & Co, Putzbrunn, mit einer Auflösung von 1 μm und 2 μm verwendet.

Die Kräfte, die zwischen Implantat und Knochenersatzmaterial wirken, wurden mittels vier FlexiForce® Folienkraftsensoren, TekScan Inc., South Boston, MA, USA, flächenbezogen (48 mm² sensorische Fläche je Sensor) registriert. Simultan wurde die Kraft der Testmaschine aufgezeichnet.

4.3 Software

Die Messgrößen (eingeprägte Kraft und Traversenweg der Materialprüfmaschine, Kräfte der Folienkraftsensoren, Mikroverschieblichkeit und Verkipfungswinkel des Implantates) wurden während der Testung zeitsynchron mit der Software DIAdem® 11, National Instruments, Austin, TX, USA, aufgezeichnet, archiviert und grafisch aufbereitet (siehe Anhang).

4.4 Durchführung

Bei jedem der getesteten Abduktionswinkel des künstlichen Gelenks und mit beiden Glenosphärenvarianten wurde über die humerale Komponente mit der Materialprüfmaschine eine Kraft von bis zu 500 N auf die glenoidale Komponente übertragen. Die Kraftapplikation der Maschine erfolgte weggesteuert mit einer Geschwindigkeit von 0,05 mm/s etappenweise in Schritten von 50 N bis zu einem Kraftmaximum von 500 N. Es wurden drei Messreihen für jede Konstellation durchgeführt.

4.4.1 Folienkraftsensoren

Bevor die Metaglène in den Kunstknochen implantiert wurde, sind an deren Unterseite vier Folienkraftsensoren mittels Zwei-Komponenten-Epoxidharzkleber, UHU, Bühl/Baden, dessen Endfestigkeit bei 1300N/cm² liegt, fixiert worden. Die Sensoren befanden sich jeweils zwischen den Bohrlöchern für die Spongiosa-schrauben der Metaglène.

Zwei der Sensoren befanden sich so inferior, zwei weitere Sensoren superior. Es wurde der Mittelwert der beiden inferioren Sensoren sowie der Mittelwert der beiden superioren Sensoren erfasst. Die Folienkraftsensoren haben eine Dicke von 0,2 mm, sodass nicht von einer Beeinträchtigung der Verankerung auszugehen war. Das relative Ausmaß, die Verteilung sowie die Relation der Kräfte an den superioren und inferioren Positionen der Metaglène, die bei der

Abduktion direkt im Raum zwischen Prothese und Knochen wirken, konnten so erfasst werden.

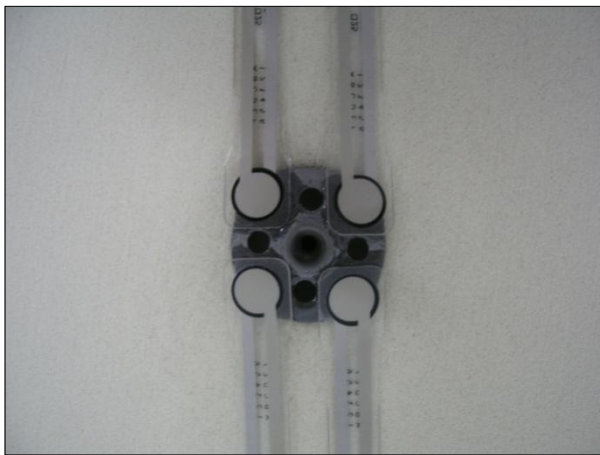


Abb. 6a: Befestigung der Folienkraftsensoren auf der dem Knochen zugewandten Seite der Metaglène.

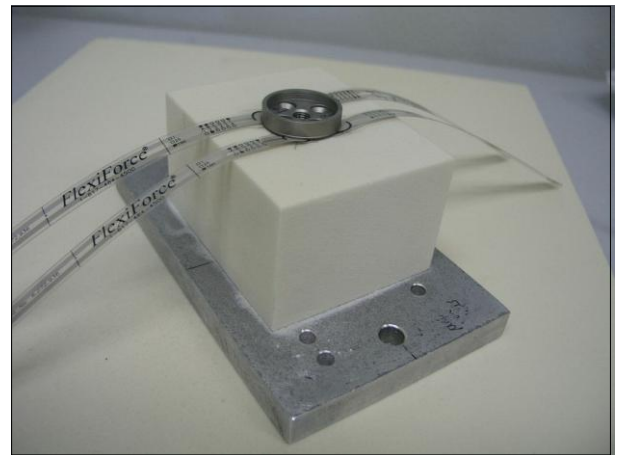


Abb. 6b: Position der Folienkraftsensoren zwischen Metaglène und Kunstknochen

Quelle: eigene Aufnahmen

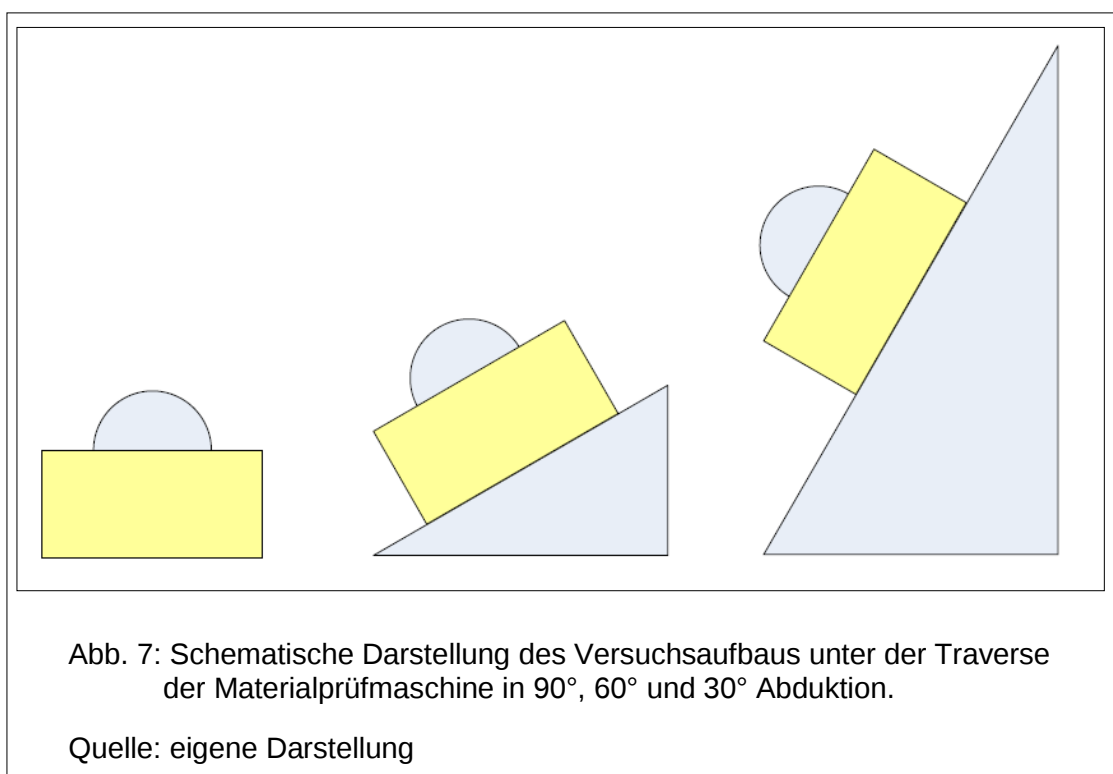
4.4.2 Implantation

Der zugeschnittene Polyurethanschaumblock wurde durch eine zentrale Bohrung und einen Fräser (MUTARS® Glenoidfräser) vorbereitet. In das so geschaffene Implantatlager wurde die sensorbestückte Metaglène mittels Einschläger manuell nach dem Pressfitprinzip eingebracht und durch die Materialprüfmaschine mit 1000 N Belastung verankert. Anschließend erfolgte die Nullung der FlexiForce® Sensoren. Die Pressfitmethode beruht auf der Verankerung eines steifen Körpers in einem weniger steifen, unterdimensionierten Körper. Die Metaglenen besitzen einen zentralen Zapfen, der gegenüber dem Bohrloch einen konischen, leicht überdimensionierten Außendurchmesser aufweist und so eine Verklemmung der Metaglène im Knochen beziehungsweise im Knochenersatzmaterial erreicht. Laut CODSI und IANOTTI (2008) vermindert eine Metaglène mit zentralem Zapfen die Mikroverschieblichkeit um 15% im Gegensatz zu einer Metaglène ohne Zapfen. Unzementierte Metaglenen haben den Vorzug, eine Osteointegration zu ermöglichen und damit längere Standzeiten zu erzielen (HABERMEYER und EBERT, 1999). Nach dem Vorbohren wurden in den peripheren Löchern vier winkelstabile Spongiaschrauben (Implantcast, Buxtehude; Dicke:

4,2 mm, Länge: 24 mm) parallel zum zentralen Zapfen bis zu einem Drehmoment von 2,3 Nm eingebracht. Um gegebenenfalls auftretende Zugkräfte zu erfassen wurde der Messwert der Folienkraftsensoren nach dem Einbringen der Schrauben nicht zu Null gesetzt. Auf die implantierte Metaglene wurde nun die symmetrische 36 mm Glenosphäre beziehungsweise später die exzentrische 44 mm Glenosphäre mittels Glenosphärensetzer (Implantcast, Buxtehude) eingeschlagen. Auch hier beruht die Kopplung beider Komponenten auf dem Pressfitprinzip.

4.4.3 Abduktionswinkel

Die Testungen der unterschiedlichen Glenosphären wurden bei Abduktionswinkeln von 90°, 60° und 30° durchgeführt. Es erfolgten jeweils drei Wiederholungen.



4.5 Versuchsaufbau

Der Polyurethanblock mitsamt implantierter glenoidaler Komponente der Endoprothese wurde durch sechs Osteosyntheseschrauben auf einer Stahlplatte fixiert, die in den definierten Abduktionswinkeln 30°, 60° und 90° in der Materialtestmaschine variabel positioniert und stabil befestigt werden konnte. Die humerale Komponente der Endoprothese (MUTARS® Humeruskappe invers) wurde fest an den Punkt der Kraftübertragung der Materialprüfmaschine gekoppelt. Für jede Versuchskonstellation wurde das System entsprechend umgebaut, sodass die glenoidale mit der humeralen Komponente exakt artikulieren und für jeden Versuch in dieser Position fixiert werden konnte (Abb. 7 + 8).

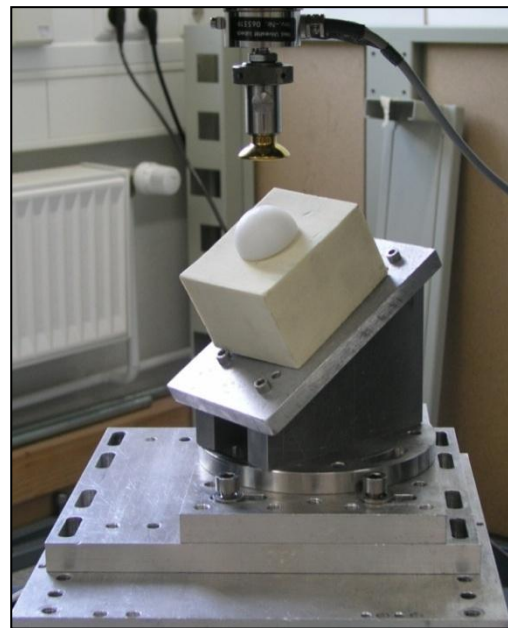


Abb. 8: Versuchsaufbau vor Installation der Sensorik.

Quelle: eigene Aufnahme

4.5.1 Sensorik des Messaufbaus

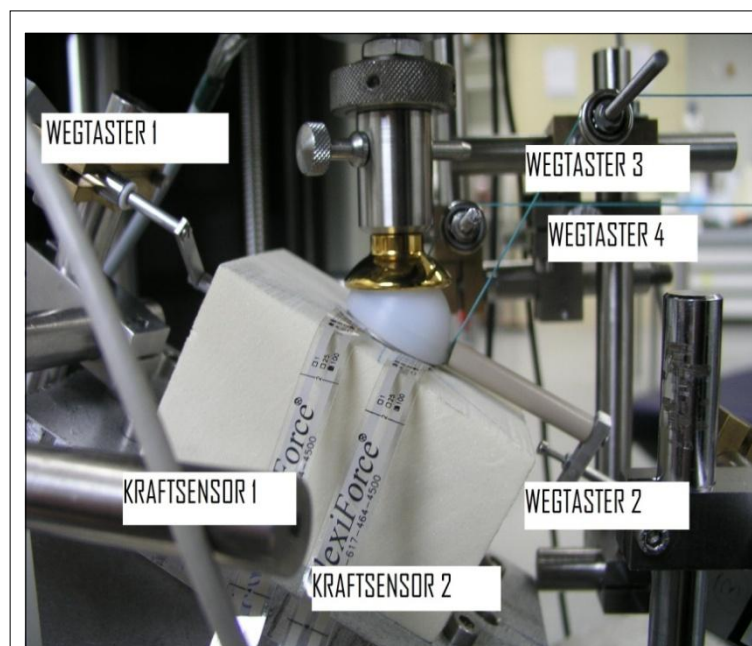


Abb. 9: Messaufbau mit Sensorik.

Quelle: eigene Aufnahme

Abbildung 9 zeigt den Messaufbau der Untersuchung in der Materialtestmaschine. In der Abbildung ist die symmetrische Glenosphäre zu erkennen. Hier wird ein Abduktionswinkel von 60° simuliert. Die FlexiForce[®] Folienkraftsensoren 1 und 2 sind vorne in der Abbildung zu sehen, Folienkraftsensoren 3 und 4 werden vom Aufbau verdeckt.

4.5.2 Messung der Mikroverschieblichkeit

Um die kraniokaudale Mikroverschieblichkeit (*micromotion*) zwischen Implantat und Kunstknochen zu erfassen, wurden an der Glenosphäre und am Polyurethanschaumblock zwei inkrementale Wegtaster mit einer Auflösung von je $2\text{ }\mu\text{m}$ platziert. Der Messpunkt des Wegtasters 1 befand sich inferior am Polyurethanschaumblock. Wegtaster 2 war mit seinem Messpunkt mittig am superioren Teil der Glenosphärenbasis positioniert. Die Mikroverschieblichkeit der implantierten, glenoidalen Komponente errechnete sich aus dem Betrag des Messwertes von Wegtaster 2 abzüglich des Betrages des Messwertes von Wegtaster 1. Die Messung der Mikroverschieblichkeit wurde bei 30° und 60° Abduktion durchgeführt. Bei 90° Abduktion war keine Verschiebung zu erwarten, da die eingeprägte Kraft senkrecht auf die Oberfläche des Knochenersatzmaterials wirkte.

4.5.3 Messung der Verkipfung des Implantats

Zur Messung einer möglichen Verkipfung des Implantates zum Kunstknochen befanden sich zwei an der Glenosphäre befestigte Seile, die über je eine Umlenkrolle an jeweils einem Wegtaster mit einer Auflösung von $1\text{ }\mu\text{m}$ befestigt waren (Wegtaster 3 und 4 in Abb. 9). Wegtaster 3 kommunizierte über ein Seil mit dem superioren Pol der Glenosphäre. Wegtaster 4 war mit der Glenosphäre lateral auf Höhe des zentralen Zapfens der Metaglene über ein Seil verbunden. Die Umlenkrollen dieser Wegübertragungsseile wurden so angebracht, dass das umgelenkte Seil orthogonal zur glenoidalen Fläche des Kunstknochens verlief. Somit konnten die Wegtaster jene Strecke registrieren, um welche sich die glenoidale Komponente der Prothese an den beiden Messpunkten bei Belastung auf das Glenoid zu bewegt. Aus den Messungen dieser beiden Wegtaster konnte mittels Tangensfunktion der Verkipfungswinkel zwischen

Prothese und Kunstknochen errechnet werden, der bei Belastung auf das künstliche Gelenk entstehen könnte. Eine genaue Anbringung des Wegübertragungsseils orthogonal zum Glenoid war in der 90° Abduktionssituation technisch nicht möglich. Dementsprechend konnten in dieser Konstellation keine Daten zum Verkipfungswinkel erfasst werden.

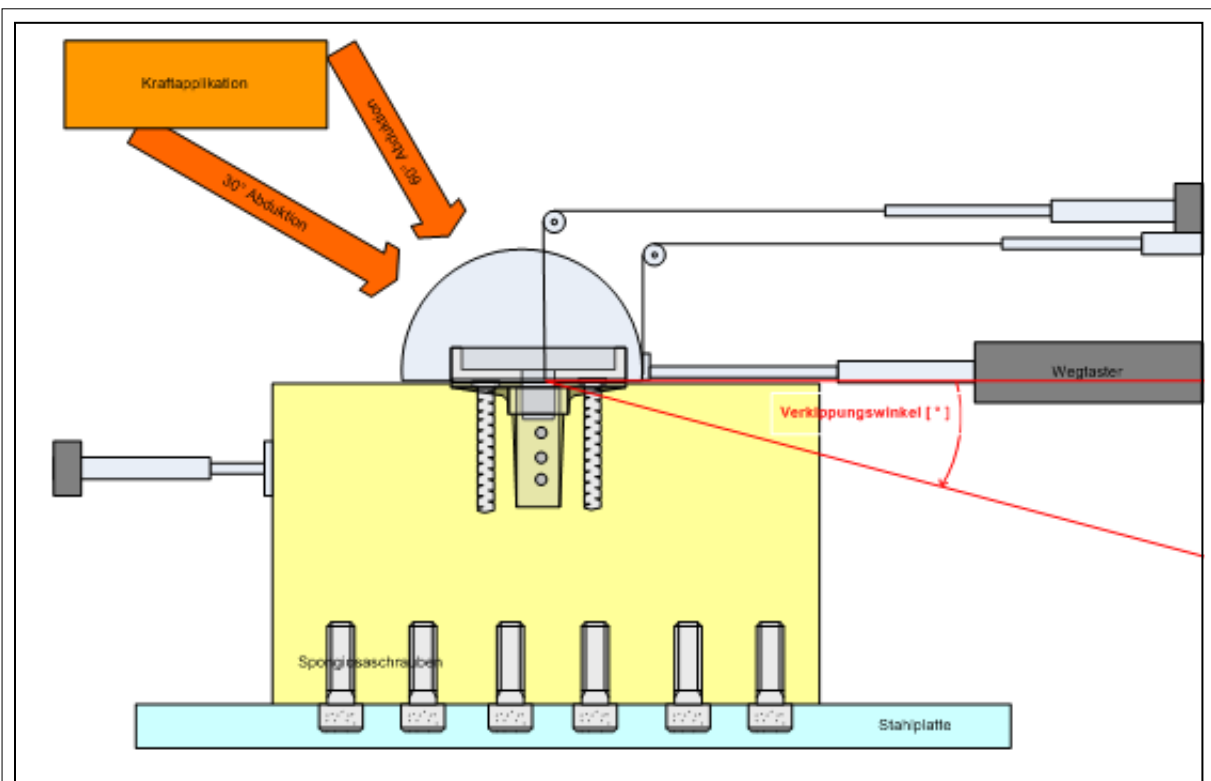


Abb. 10: Schematische Darstellung des Verkipfungswinkels

Quelle: eigene Darstellung

In Abbildung 10 ist der Verkipfungswinkel der glenoidalen Komponente zur Veranschaulichung übermäßig groß dargestellt. Hier ist die Glenosphäre mit Überhang nach inferior dargestellt sowie die Kraftapplikation bei 30° und bei 60° Abduktion.

4.6 Auswertung und Effektstärkenberechnung

4.6.1 Auswertung

Bei der inversen Schultertotalendoprothese ist der Musculus deltoideus der einzige Akteur bei der Abduktion des Armes. Tabelle 2 zeigt eine Auswahl an Autoren, die die resultierende Kraft des Deltamuskels auf das Glenohumeralgelenk bei der Abduktion beziffern. Da der tatsächliche Kraftaufwand eines Individuums um eine Abduktion im Glenohumeralgelenk auf 30°, 60° beziehungsweise 90° zu erreichen nur approximiert werden kann, wurde in Anlehnung an die Literaturwerte in dieser Studie der Kraftaufwand von 200 N, 300 N und 400 N für den Vergleich festgelegt (s. Markierung in den Ergebnistabellen Tab. 3-7). Die Kräfte, die im Glenohumeralgelenk wirken, steigen bis zu einer Abduktion von 90° und sind dort am höchsten (APRELEVA et al., 2000).

Tab. 2: Literaturvergleich – Kraftaufwand des Musculus deltoideus bei verschiedenen Abduktionswinkeln im Glenohumeralgelenk.

Abduktionswinkel	30°	60°	90°
F Deltoideus [N]			
KONRAD et al.2007	115	264	359
INMAN et al., 1944	/	/	588
KARDUNA, 2004	/	233	/
RINGELBERG et al., 1985	361	345	326
WÜLKER et al., 1995	100	240	300
SCEPI et al., 2004	143	254	/
Auswertung bei:	200	300	400

4.6.2 Effektstärkenberechnung

Mithilfe der Statistik-Software G*Power 3.1.5 (FAUL et al., 2009) wurden die Effektstärke (d) sowie die erforderliche Stichprobenanzahl zum Erreichen einer Teststärke ($1-\beta$) von $> 80\%$ zu den jeweiligen Versuchskonstellationen ermittelt und in Tabelle 8 zusammengefasst. Ziel dieser Auswertung ist die Bestimmung der erforderlichen Stichprobenanzahl, um statistisch signifikante Unterschiede (t-Test, Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$) zwischen der exzentrischen und der konzentrischen Glenosphäre mit hinreichender Teststärke in einer Folgestudie nachweisen zu können.

5. Ergebnisse

5.1 Mikroverschieblichkeit

Die Bestimmung der kraniokaudalen Mikroverschieblichkeit dient zum Vergleich der getesteten Prothesenvarianten und zur Bezifferung der Primärstabilität. Bei allen Versuchskonstellationen fanden sich ausschließlich Mikroverschieblichkeiten in kranialer beziehungsweise superiorer Richtung.

Tab. 3: Mikroverschieblichkeit bei 30° und 60° Abduktion.

Mikroverschieblichkeit [μm]				
	30° Abduktion		60° Abduktion	
Applizierte Kraft [N]	36 mm Glenosphäre	44 mm Glenosphäre	36 mm Glenosphäre	44 mm Glenosphäre
50	18,7 $\pm$ 1,1	6,7 $\pm$ 1,1	37,3 $\pm$ 1,1	4,7 $\pm$ 1,1
100	32,7 $\pm$ 3,1	24 $\pm$ 5,3	54 $\pm$ 2	10,7 $\pm$ 5,8
150	46,7 $\pm$ 3,1	44,7 $\pm$ 3,1	68,7 $\pm$ 2,3	16,7 $\pm$ 5,8
200	54,7 $\pm$ 3,1	62,7 $\pm$ 3,1	82,7 $\pm$ 1,1	26 $\pm$ 5,3
250	59,3 $\pm$ 3,1	79,3 $\pm$ 4,2	95,3 $\pm$ 2,3	33,3 $\pm$ 3,1
300	64,7 $\pm$ 3,1	88 $\pm$ 1,1	108 $\pm$ 3,5	44,7 $\pm$ 2,3
350	68,7 $\pm$ 3,1	97,3 $\pm$ 1,1	120 $\pm$ 3,5	53,3 $\pm$ 3,1
400	73,3 $\pm$ 3,1	109,3 $\pm$ 1,1	137,3 $\pm$ 6,1	72,7 $\pm$ 3,1
450	80,7 $\pm$ 3,1	122 $\pm$ 2	158 $\pm$ 14,4	89,3 $\pm$ 4,2
500	89,3 $\pm$ 3,1	138 $\pm$ 2	178 $\pm$ 23,6	102,7 $\pm$ 4,6

Hervorgehobene Werte entsprechen der Mikroverschieblichkeit bei approximativem Kraftaufwand in vivo die Abduktion zum korrespondierenden Abduktionswinkel durchzuführen (siehe 4.6).

Quelle: eigene Messung

5.1.1 30° Abduktion

Bei einer maximalen Belastung von 500 N auf das künstliche Gelenk zeigten sich bei Verwendung der konzentrischen 36 mm Glenosphäre Mikroverschieblichkeiten von $89,3 \pm 3,1 \mu\text{m}$. Die exzentrische 44 mm Glenosphäre mit einem inferioren Überhang von 4 mm erreichte *micromotions* von $138,5 \pm 2 \mu\text{m}$. Für die reine Abduktion im Schultergelenk ohne zusätzliche Last ist in etwa eine Kraftapplikation von 200 N nötig. In dieser Situation betrug die Mikroverschieblichkeit der konzentrischen 36 mm Glenosphäre $54,7 \pm 3,1 \mu\text{m}$. Die Mikroverschieblichkeit der exzentrischen 44 mm Glenosphäre betrug hier $62,7 \pm 3,1 \mu\text{m}$.

5.1.2 60° Abduktion

Bei einer Abduktion von 60° erreichten die *micromotions* der konzentrischen 36 mm Glenosphäre bei 500 N Belastung einen mittleren Wert von $178 \pm 23,6 \mu\text{m}$. Die exzentrische 44 mm Glenosphäre hatte einen Mittelwert von $102,7 \pm 4,6 \mu\text{m}$ bei gleicher Belastung. Es sind ungefähr 300 N nötig um das glenohumerale Gelenk in einer Abduktionsposition von 60° bei gestrecktem Arm ohne zusätzliche Last zu halten. Hier zeigte die konzentrische 36 mm Glenosphäre *micromotions* von $108 \pm 3,5 \mu\text{m}$, wohingegen die exzentrische 44 mm Glenosphäre *micromotions* von $44,7 \pm 2,3 \mu\text{m}$ präsentierte.

5.2 Verkipfung

Um einen weiteren Vergleich der verschiedenen Glenosphären zu schaffen wurde der Verkipfungswinkel der glenoidalen Komponente gegenüber dem Hartschaumblock definiert. Je mehr der Verkipfungswinkel gegen 0° geht, desto kleiner ist das Drehmoment in der Verankerung der glenoidalen Komponente.

Tab. 4: Verkipfungswinkel bei 30° und 60° Abduktion.

Verkipfungswinkel [°]				
	30° Abduktion		60° Abduktion	
Applizierte Kraft [N]	36 mm Glenosphäre	44 mm Glenosphäre	36 mm Glenosphäre	44 mm Glenosphäre
50	- 0,023 ± 0,005	- 0,004 ± 0,002	- 0,094 ± 0,078	- 0,025 ± 0,011
100	- 0,076 ± 0,006	- 0,005 ± 0,003	- 0,238 ± 0,033	- 0,067 ± 0,008
150	- 0,131 ± 0,006	- 0,013 ± 0,003	- 0,297 ± 0,014	- 0,113 ± 0,005
200	- 0,171 ± 0,007	- 0,016 ± 0,006	- 0,356 ± 0,021	- 0,172 ± 0,006
250	- 0,217 ± 0,008	- 0,033 ± 0,007	- 0,464 ± 0,053	- 0,212 ± 0,007
300	- 0,258 ± 0,008	- 0,040 ± 0,006	- 0,571 ± 0,029	- 0,243 ± 0,008
350	- 0,292 ± 0,01	- 0,044 ± 0,005	- 0,635 ± 0,014	- 0,288 ± 0,011
400	- 0,327 ± 0,007	- 0,064 ± 0,008	- 0,702 ± 0,027	- 0,327 ± 0,016
450	- 0,364 ± 0,005	- 0,075 ± 0,006	- 0,718 ± 0,021	- 0,364 ± 0,025
500	- 0,399 ± 0,005	- 0,093 ± 0,008	- 0,769 ± 0,027	- 0,393 ± 0,025

Hervorgehobene Werte entsprechen dem Verkipfungswinkel bei approximativem Kraftaufwand in vivo die Abduktion zum korrespondierenden Abduktionswinkel durchzuführen (siehe 4.6).

Quelle: eigene Messung

5.2.1 30° Abduktion

Bei 30° Abduktion zeigte die konzentrische 36 mm Glenosphäre bei maximaler Belastung von 500 N einen Verkipfungswinkel von durchschnittlich $-0,399 \pm 0,005^\circ$. Die exzentrische Glenosphäre wies bei gleicher Belastung eine Verkipfung von $-0,093 \pm 0,008^\circ$ auf.

Bei externer Belastung der Prothese von 200 N zeigte sich für die konzentrische Glenosphäre ein Verkipfungswinkel von $-0,171 \pm 0,007^\circ$. Die Verwendung der exzentrischen Glenosphäre resultierte in einem Verkipfungswinkel von $-0,016 \pm 0,006^\circ$.

5.2.2 60° Abduktion

Bei einem Abduktionswinkel von 60° im Glenohumeralgelenk und einer maximalen Kraftapplikation von 500 N wurde die glenoidale Komponente mit der konzentrischen 36 mm Glenosphäre um $-0,769 \pm 0,027^\circ$ verkippt. In der gleichen Situation zeigte die exzentrische 44 mm Glenosphäre eine Verkipfung von $-0,393 \pm 0,025^\circ$. Unter 300 N Kraftapplikation auf das System präsentierte die glenoidale Komponente mit der konzentrischen 36 mm Glenosphäre einen Verkipfungswinkel von $-0,571 \pm 0,029^\circ$. Die exzentrische 44 mm Glenosphäre mit inferiorem Überhang wurde bei gleicher Belastung um $-0,243 \pm 0,008^\circ$ verkippt.

5.3 Kompressionskräfte

Die Stabilität der Glenosphären-Metaglène-Verankerung im Implantatlager korreliert eng mit den als Kompressionskraft normierten, flächenbezogenen Drücken, die dort bei Belastung des Armes auftreten (GUTIÉRREZ et al., 2008a).

5.3.1 30° Abduktion

Tab. 5: Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager bei 30° Abduktion

Kompressionskräfte [N] bei 30° Abduktion				
	44 mm Glenosphäre		36 mm Glenosphäre	
Applizierte Kraft [N]	inferior	superior	inferior	superior
50	2,53 ± 1,85	4,30 ± 1,80	-1,27 ± 0,64	6,17 ± 1,33
100	1,30 ± 0,40	12,03 ± 1,77	-0,63 ± 0,49	13,00 ± 2,91
150	1,77 ± 1,65	17,23 ± 1,78	-2,13 ± 4,07	18,43 ± 0,93
200	5,97 ± 3,95	23,17 ± 2,24	-1,93 ± 2,30	24,80 ± 3,15
250	7,40 ± 0,46	28,77 ± 7,96	-4,33 ± 2,72	29,17 ± 1,65
300	9,23 ± 2,05	36,67 ± 4,15	-7,77 ± 3,70	37,57 ± 1,11
350	12,97 ± 2,40	42,87 ± 4,48	-6,63 ± 2,11	40,97 ± 4,65
400	13,20 ± 0,80	49,03 ± 4,73	-5,83 ± 2,55	53,87 ± 2,76
450	17,03 ± 0,76	57,57 ± 4,68	-6,00 ± 1,25	61,43 ± 2,93
500	14,50 ± 1,41	60,73 ± 1,95	-5,20 ± 1,15	67,07 ± 1,22

Hervorgehobene Werte entsprechen der Kompressionskraft bei approximativem Kraftaufwand in vivo die Abduktion zum Abduktionswinkel von 30° durchzuführen (siehe 4.6).

Quelle: eigene Messung

Während einer Kraftapplikation von maximal 500 N auf das gesamte System mit der 36 mm Glenosphäre registrierten die superioren Kraftsensoren im Mittel $67,07 \pm 1,22$ N. Die inferiore Kraft befand sich stets im negativen Bereich und betrug bei 500 N Belastung $-5,2 \pm 1,15$ N. Die exzentrische 44 mm Glenosphäre mit kaudalisiertem Drehzentrum übertrug eine superiore Kraft von $60,73 \pm 1,95$ N sowie eine inferiore Kompressionskraft von $14,5 \pm 1,41$ N auf den Raum zwischen Metaglène und Hartschaumblock. Bei 200 N Kraftapplikation, wie sie physiologisch bei der Armabduktion auf 30° ohne zusätzliche Belastung benötigt wird, zeigte sich in der konzentrischen 36 mm Situation eine superiore Kraft von $24,8 \pm 3,15$ N sowie eine inferiore Kraft von $-1,93 \pm 2,3$ N. Die glenoidale Komponente mit der exzentrischen 44 mm Glenosphäre übertrug $23,17 \pm 2,24$ N nach superior und $5,97 \pm 3,95$ N nach inferior.

5.3.2 60° Abduktion

Tab. 6: Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager bei 60° Abduktion.

Kompressionskräfte [N] bei 60° Abduktion				
	44 mm Glenosphäre		36 mm Glenosphäre	
Applizierte Kraft [N]	inferior	superior	inferior	superior
50	3,47 ± 2,11	4,33 ± 3,23	-3,77 ± 1,68	9,83 ± 3,35
100	5,27 ± 3,01	7,43 ± 4,05	-2,97 ± 0,75	20,50 ± 1,31
150	3,27 ± 1,59	15,63 ± 4,74	-2,57 ± 1,26	33,23 ± 3,37
200	4,60 ± 1,74	20,40 ± 2,70	-3,63 ± 3,06	37,97 ± 2,10
250	3,40 ± 4,85	25,17 ± 2,01	1,33 ± 0,57	47,80 ± 1,82
300	4,07 ± 2,01	35,73 ± 2,15	2,57 ± 1,78	59,97 ± 3,97
350	4,40 ± 4,69	41,80 ± 2,77	4,83 ± 0,74	69,20 ± 2,65
400	3,87 ± 2,36	47,67 ± 1,53	7,43 ± 1,00	76,93 ± 3,17
450	3,00 ± 1,84	53,90 ± 2,88	7,80 ± 7,61	92,47 ± 12,40
500	3,70 ± 3,14	63,27 ± 0,90	4,73 ± 9,17	104,80 ± 11,97

Hervorgehobene Werte entsprechen der Kompressionskraft bei approximativem Kraftaufwand in vivo die Abduktion zum Abduktionswinkel von 60° durchzuführen (siehe 4.6).

Quelle: eigene Messung

Eine externe Kraftapplikation von 500 N ergab bei Verwendung der konzentrischen 36 mm Glenosphäre eine Kraftübertragung von $104,8 \pm 11,97$ N auf die superioren Positionen sowie $4,73 \pm 9,17$ N auf die inferioren Positionen. Bei der exzentrischen 44 mm Glenosphäre betrug die übertragene Kompressionskraft $63,27 \pm 0,9$ N superior und $3,7 \pm 3,14$ N inferior. Bei der Armabduktion von 60° ohne zusätzliche Belastung wird eine Kraft von ungefähr 300 N benötigt, um das Gelenk in dieser Position zu halten. Unter 300 N externer Belastung verzeichneten die superioren Kraftsensoren in dem System mit der konzentrischen 36 mm Glenosphäre Kompressionskräfte von $59,97 \pm 3,97$ N, die inferioren Sensoren registrierten hier $2,57 \pm 1,78$ N. Die glenoidale Komponente mit der exzentrischen 44 mm Glenosphäre übertrug bei 300 N externer Belastung $35,73 \pm 2,15$ N nach superior sowie $4,07 \pm 2,01$ N nach inferior.

5.3.3 90° Abduktion

Tab. 7: Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager bei 90° Abduktion.

Kompressionskräfte [N] bei 90° Abduktion				
	44 mm Glenosphäre		36 mm Glenosphäre	
Applizierte Kraft [N]	inferior	superior	inferior	superior
50	5,20 ± 1,73	0,37 ± 0,006	2,90 ± 2,01	1,93 ± 1,70
100	8,30 ± 3,73	3,43 ± 2,85	9,80 ± 2,03	8,53 ± 1,53
150	14,07 ± 2,95	8,03 ± 2,57	13,43 ± 3,09	12,03 ± 2,31
200	22,27 ± 3,30	13,97 ± 2,25	20,73 ± 1,07	20,37 ± 1,38
250	31,63 ± 0,78	17,40 ± 3,75	32,37 ± 2,98	26,37 ± 0,47
300	42,13 ± 4,42	23,43 ± 2,47	40,97 ± 1,74	33,73 ± 2,12
350	57,43 ± 4,19	27,87 ± 2,11	51,00 ± 3,02	42,87 ± 4,20
400	70,47 ± 4,72	32,97 ± 1,12	64,10 ± 1,40	53,23 ± 4,50
450	85,10 ± 3,58	34,50 ± 0,35	69,27 ± 1,96	60,77 ± 0,81
500	96,93 ± 3,18	38,60 ± 2,77	79,30 ± 3,67	67,17 ± 4,62

Hervorgehobene Werte entsprechen der Kompressionskraft bei approximativem Kraftaufwand in vivo die Abduktion zum Abduktionswinkel von 90° durchzuführen (siehe 4.6).

Quelle: eigene Messung

Bei einer Abduktion im Glenohumeralgelenk von 90° und der Prothesenvariante mit der konzentrischen 36 mm Glenosphäre ergab sich superior eine Kompressionskraft von $67,17 \pm 4,62$ N sowie $79,3 \pm 3,67$ N inferior. Die exzentrische 44 mm Glenosphäre übertrug $38,6 \pm 2,77$ N nach superior und $96,93 \pm 3,18$ N nach inferior. Um das Schultergelenk ohne zusätzliche Belastung in der 90° Abduktionsstellung zu halten, werden ungefähr 400 N benötigt. Bei dieser Kraftapplikation übertrug die konzentrische 36 mm Glenosphäre $53,23 \pm 4,5$ N nach superior sowie $64,1 \pm 1,4$ N nach inferior. Die exzentrische 44 mm Glenosphäre leitete $32,97 \pm 1,12$ N nach superior und $70,47 \pm 4,72$ N nach inferior.

5.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

In Bezug auf den approximativen Kraftaufwand, beziehungsweise der entsprechenden Last auf das Glenohumeralgelenk, die in vivo bei den jeweiligen Abduktionswinkeln wirkt, ergibt sich zusammenfassend bei der 30° Abduktion für die konzentrische 36 mm Glenosphäre eine Mikroverschieblichkeit von $54,7 \pm 3,1 \mu\text{m}$, einen Verkipfungswinkel von $-0,171 \pm 0,007^\circ$ und Kompressionskräfte von $24,8 \pm 3,15 \text{ N}$ an den superioren Positionen sowie von $-1,93 \pm 2,3 \text{ N}$ an den inferioren Positionen. In der gleichen Versuchskonstellation fand sich bei der exzentrischen 44 mm Glenosphäre eine Mikroverschieblichkeit von $62,7 \pm 3,1 \text{ N}$, ein Verkipfungswinkel von $-0,016 \pm 0,006^\circ$ und Kompressionskräfte von $23,17 \pm 2,24 \text{ N}$ an den superioren Positionen sowie von $5,97 \pm 3,95 \text{ N}$ an den inferioren Positionen.

Bei der 60° Abduktion wies die konzentrische 36 mm Glenosphäre eine Mikroverschieblichkeit von $108 \pm 3,5 \mu\text{m}$, einen Verkipfungswinkel von $-0,571 \pm 0,029^\circ$ und Kompressionskräfte von $59,97 \pm 3,97 \text{ N}$ an den superioren Positionen sowie von $2,57 \pm 1,78 \text{ N}$ an den inferioren Positionen auf, wohingegen die exzentrische 44 mm Glenosphäre eine Mikroverschieblichkeit von $44,7 \pm 2,3 \mu\text{m}$, einen Verkipfungswinkel von $-0,243 \pm 0,008^\circ$ und Kompressionskräfte von $35,73 \pm 2,15 \text{ N}$ an den superioren Positionen sowie von $4,07 \pm 2,01 \text{ N}$ an den inferioren Positionen zeigte.

Bei der 90° Abduktion fanden sich bei der konzentrischen 36 mm Glenosphäre Kompressionskräfte von $53,23 \pm 4,5 \text{ N}$ an den superioren Positionen sowie von $64,1 \pm 1,4 \text{ N}$ an den inferioren Positionen.

Die exzentrische 44 mm Glenosphäre wies in der gleichen Situation Kompressionskräfte von $32,97 \pm 1,12 \text{ N}$ an den superioren Positionen sowie von $70,47 \pm 4,72 \text{ N}$ an den inferioren Positionen auf.

5.5 Effektstärke und Stichprobenanzahl

Die erhobenen Messwerte dienen als Grundlage für die mit Hilfe der Software G*Power 3.1.5 (FAUL et al., 2009) durchgeführten Poweranalyse zur Einschätzung darüber, mit welcher Stichprobengröße bei dem hier etablierten Versuchsaufbau ein Effekt tatsächlich nachgewiesen werden kann. Für die jeweiligen, untersuchten Parameter ergaben sich unterschiedliche Effektstärken

sowie die zugehörige, erforderliche Stichprobenanzahl, um eine Teststärke von über 80% zu erreichen, welche im Einzelnen in Tabelle 8 aufgeführt sind.

Tab. 8: Effektstärke und erforderliche Stichprobenanzahl zum Erreichen einer Teststärke von >80% zu den jeweiligen Versuchskonstellationen (konzentrische und exzentrische Glenosphäre im Vergleich).

Messungen	Effektstärke	Stichprobenanzahl
Mikroverschieblichkeit bei 30° Abduktion	2,58	4
Mikroverschieblichkeit bei 60° Abduktion	21,37	1
Verkipfungswinkel bei 30° Abduktion	23,78	1
Verkipfungswinkel bei 60° Abduktion	15,42	2
Kompressionskraft bei 30° Abduktion (inferiore Positionen)	2,44	4
Kompressionskraft bei 30° Abduktion (superiore Positionen)	0,6	46
Kompressionskraft bei 60° Abduktion (inferiore Positionen)	0,8	27
Kompressionskraft bei 60° Abduktion (superiore Positionen)	7,59	2
Kompressionskraft bei 90° Abduktion (inferiore Positionen)	1,83	6
Kompressionskraft bei 90° Abduktion (superiore Positionen)	6,18	2

Die Effektstärke wird durch Cohens d definiert und ist eine dimensionslose Zahl, welche aus der Differenz der zu vergleichenden Gruppenmittelwerte geteilt durch die durchschnittliche Standardabweichung beider Gruppen berechnet wird. Es existiert keine obere oder untere Grenze für d . Geringere Effektstärken erfordern größere Versuchsgruppen, beziehungsweise weitere Messreihen, um einen signifikanten Unterschied zwischen der konzentrischen und der exzentrischen Glenosphäre zu finden. Insbesondere die Messungen der Folienkraftsensoren bei der Erfassung der Kompressionskraft am inferioren Glenoid bei 60° Abduktion ($d=0,8$) und am superioren Glenoid bei 30° Abduktion ($d=0,6$) weisen geringere Effektstärken auf. So findet sich bei der Messung der Kompressionskraft am inferioren Glenoid bei 60° Abduktion eine insgesamt erforderliche Stichprobenanzahl von $n=27$. Ebenso findet sich bei der Messung der Kompressionskraft am superioren Glenoid bei 30° Abduktion eine erforderliche Stichprobenanzahl von $n=46$, um statistisch signifikante Unterschiede (t-Test, Signifikanzniveau $\alpha=0,05$) mit hinreichender Teststärke nachweisen zu können. Höhere Effektstärken finden sich bei der Messung der Mikroverschieblichkeit bei 60° Abduktion ($d=21,37$) und der Messung des Verkipfungswinkels bei 30° Abduktion ($d=23,78$) mit einer korrelierend kleinen, erforderlichen Stichprobenanzahl von jeweils $n=1$.

Es zeigt sich, dass für einige Messungen nur wenige Stichproben erforderlich sind, eine hohe Teststärke zu erreichen. Da das gesamte Spektrum der durchgeführten Messungen erforderlich ist, ein exaktes biomechanisches Bild der getesteten Prothesen zu erhalten, ist eine höhere Stichprobenanzahl ($n=46$) nötig. Es lässt sich ebenfalls erkennen, dass das getestete Verfahren verlässliche Ergebnisse liefert und deswegen auch für weitergehende Untersuchungen sehr gut einsetzbar ist.

6. Diskussion

Die Testung der verschiedenen Prothesentypen, Standarddesign und exzentrisches Design, bietet eine biomechanische Basis für die klinische Entscheidungsfindung, ob eine exzentrische Glenosphäre zur Vermeidung des *scapular notching* implantiert werden kann ohne die Primärstabilität der glenoidalen Prothesenkomponente zu vermindern. Ziel der hier vorliegenden Studie war es, ein biomechanisches Modell zu etablieren, um möglichst einfach und reproduzierbar die Auswirkung der Glenosphären-Exzentrizität der inversen Schulterprothese auf die Primärstabilität der Verankerung im glenoidalen Implantatlager zu beziffern. Der hier entwickelte Versuchsaufbau ermöglicht es, einen großen Teil der biomechanischen Verhältnisse im endoprothetisch versorgten Schultergelenk bei verschiedenen Abduktionswinkeln zu erfassen. Messwerte für die kraniokaudale Mikroverschieblichkeit, den Verkipfungswinkel und für die Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager können simultan erhoben werden.

6.1 Methode im Vergleich

Das hier verwendete Testprinzip gehört zu einer der ersten Messmethoden, welches Unterschiede in Bezug auf die Primärstabilität von exzentrischen gegenüber konzentrischen Glenosphären bei inversen Schulterprothesen darstellen soll.

POON et al. (2010) verglichen die Primärstabilität von konzentrischen Glenosphären und exzentrischen Glenosphären der SMR[®] Schulterendoprothese (Limacorporate, Udinese, Italien) in Bezug auf die kraniokaudale Mikroverschieblichkeit. Mittels einer Schienenkonstruktion wurden Abduktionswinkel von 20°, 35° und 60° simuliert und eine konstante Kompressionskraft von 756 N über die humerale Prothesenkomponente appliziert. Eine andere Schienenkonstruktion simulierte aufwärts und abwärts gerichtete Scherkräfte, die über die glenoidale Prothesenkomponente appliziert wurden. Ein inkrementaler Wegtaster befand sich am kranialen Rand der Metaglene um Mikroverschieblichkeiten zu erfassen.

Zuvor untersuchten GUTIÉRREZ et al. (2007a) Kompressionskräfte und Mikroverschiebungen an der *Reverse shoulder prosthesis*[®] (Encore Medical, Austin, Texas, USA). Der Deltamuskel wurde durch eine Feder mit einer Federkonstanten von 3269,62 N/m (18,67 pound force/in) simuliert und damit das Gelenk auf einen bestimmten Abduktionswinkel gezogen, um simultan die im Implantatlager wirkenden Kräfte an superioren und inferioren Positionen mit Folienkraftsensoren sowie die kraniokaudale Mikroverschieblichkeit der glenoidalen Verankerung mit inkrementalen Wegrastern zu erfassen.

In der hier vorliegenden Studie wird die extern applizierte Kraft durch die Materialprüfmaschine als eine resultierende Kraft angesehen, die auf das endoprothetisch versorgte Gelenk wirkt, ähnlich wie in der Studie von GUTIÉRREZ et al. (2007a). Da in der hier verwendeten Messmethode definierte Lasten auf die Prothese wirken und kein komplizierter Mechanismus, ist die Reproduzierbarkeit dieser Studie besser gegeben. In der Studie von POON et al. (2010) ist die kraniokaudale Mikroverschieblichkeit der einzig erfasste, biomechanische Parameter.

Im Gegensatz zu den in der Literatur beschriebenen Messverfahren zeigt das in dieser Studie entwickelte Modell den Vorteil, dass es trotz seiner Einfachheit durch definierte, aufgebrachte Lasten bei den jeweiligen Abduktionswinkeln und einem praktikablen Versuchsaufbau unter Verwendung der Materialprüfmaschine ein sehr großes Spektrum der biomechanischen Verhältnisse im endoprothetisch versorgten Schultergelenk erfasst.

Mit einer erforderlichen Stichprobenanzahl von $n=46$ für das gesamte erfasste Spektrum der biomechanischen Parameter können mit der hier verwendeten Messmethode Unterschiede zwischen der konzentrischen und der exzentrischen Glenosphäre im Bezug auf die Primärstabilität mit einer Teststärke von über 80% erhoben werden.

Da der finanzielle Aufwand weitergehender Studien und einer Finite-Elemente-Methode nicht unerheblich ist, war es erforderlich, zunächst im Rahmen der hier vorliegenden Pilotstudie nachzuweisen, dass diese biomechanischen Parameter grundsätzlich mit einer ausreichenden Verlässlichkeit bestimmt werden können.

6.2 Primärstabilität

Im Hinblick auf die Primärstabilität lässt die Glenosphäre mit nach kaudal verlagertem Drehzentrum Vorteile vermuten. Im Experiment zeigte diese im Gegensatz zur symmetrischen Glenosphäre durchgehend Mikroverschiebungen unterhalb des kritischen Wertes von 150 μm , der gerade noch tolerabel für eine ausreichende Osteointegration ist (ENGH et al., 1992). Aktuellere Studien deuten darauf hin, dass die Höhe dieses Schwellenwerts geringer ist. In der Studie von JASTY et al. (1997) zeigten sich zwar knöcherne Formierungen am Hydroxylapatit-beschichteten Implantat bei Mikroverschieblichkeiten von 40 und 150 μm , jedoch konnte hier nur eine verminderte Stabilität erreicht werden. Histologisch konnten bei einigen dieser Implantate periprothetische Mikrofrakturen nachgewiesen werden, die durch fibröse oder knorpelige Gewebe überbrückt wurden. Obwohl ein exakter Schwellenwert für eine ausreichende Osteointegration noch nicht zu definieren ist, steht fest, dass eine deutlich erhöhte Mikroverschieblichkeit in einer Bildung fibröser periprothetischer Membranen resultiert. Dies kann zu einer frühen Lockerung der glenoidalen Komponente und schlechteren klinischen Ergebnissen führen (PILLIAR et al., 1986). Darüber hinaus scheint eine erhöhte Mikroverschieblichkeit die Aktivierung von Osteoklasten zu induzieren (STADELAMANN et al., 2009). Die Standardglenosphäre ohne Exzentrizität des Drehzentrums überschritt den kritischen Wert von 150 μm bei der Abduktion von 60° und hatte relative Verschiebungen von maximal $178 \pm 23,6 \mu\text{m}$ bei einer Kraftapplikation von 500 N.

Korrelierend zu der Studie von POON et al. (2010) zeigten sich bei der exzentrischen Glenosphäre im Vergleich zu der Standardglenosphäre gering höhere *micromotions* bei niedrigeren Abduktionswinkeln.

Der gemessene Verkipfungswinkel der glenoidalen Komponente mit inferiorem Überhang war zu jeder Zeit wesentlich geringer (maximal um den Faktor 4,27 bei 30° Abduktion; maximal um den Faktor 1,94 bei 60° Abduktion). Eine erhöhte Verkipfung spricht für eine erhöhte Diskrepanz in der Verteilung der Kompressionskräfte sowie für ein gesteigertes Drehmoment in der Verankerung der glenoidalen Komponente, was sich negativ auf die Festigkeit der Prothese auswirkt (HABERMEYER und EBERT, 1999).

Ein periprothetischer, knöcherner Einwuchs und damit eine verbesserte Stabilität im Implantatlager werden zusätzlich zur Verringerung der Mikroverschieblichkeit durch Minimierung der Scherkräfte und somit durch eine gleichmäßigere Verteilung der Kompressionskräfte begünstigt (QIN et al., 1996). Ein kranialwärts gerichteter Schermechanismus stellt insbesondere auf die glenoidale Implantatverankerung eine Extremlast dar. Eine ungleichförmige Lastverteilung resultiert zusätzlich in einem unvorteilhaften Kraftmoment (HABERMEYER und EBERT, 1999).

Des Weiteren zeigt das kaudalpositionierte Drehzentrum der exzentrischen Glenosphäre in den 30° und 60° Messungen ausgeglichene Kompressionskräfte am superioren und inferioren Glenoid. Hier treten bei maximaler Belastung im Gegensatz zu der konzentrischen Glenosphäre keine Zugkräfte am inferioren Glenoid auf. Diese Zugkräfte verursachen ein Abheben der Metaglène im Mikrometerbereich und wirken sich negativ auf die Primärstabilität sowie die Osteointegration aus und sind nach Literaturmeinung auch von Nachteil für die Verbindung zwischen Glenosphäre und Metaglène (QIN et al., 1996; VIRANI et al., 2008). Eine so begünstigte Entkopplung der Glenosphäre von der Metaglène stellt eine schwere Komplikation dar, die häufig Folgeoperationen nach sich zieht (MIDDERNACHT et al., 2008b).

Nach inferior exzentrische Glenosphären bieten neben der Verminderung des *scapular notching* zusätzlich den Vorteil, im Modellversuch die Stabilität der Artikulation zwischen der humeralen und der glenoidalen Prothesenkomponente zu erhöhen (CLOUTHIER et al., 2013).

Die konzentrische Glenosphäre zeigte im Gegensatz zu der exzentrischen Glenosphäre Zugkräfte, die auf das inferiore Implantatlager wirken und vor allem die inferiore Spongiaschraube der Metaglène belasten. Der Operateur sollte die Spongiaschrauben in Knochen mit bestmöglicher Qualität fixieren. Deswegen sollte die inferiore Schraube nach Möglichkeit in den dichten Knochen der Margo lateralis der Skapula eingebracht werden (CHEBLI et al., 2008). Da das Knochenersatzmaterial in dieser Studie eine homogene Dichte besitzt, stellte sich nicht die Frage in welchem Winkel die Spongiaschrauben implantiert werden. Die Spongiaschrauben wurden parallel zum Zentralzapfen eingeschraubt um die zwei Prothesendesigns in Bezug auf die Primärstabilität zu vergleichen.

6.3 Ergebnisse im Vergleich

In Bezug auf die Studie von GUTIÉRREZ et al. (2007a) lässt sich trotz abweichender Messmethode erkennen, dass die *Reverse Shoulder Prosthesis*[®] vergleichbare Kompressionskräfte im Implantatlager wie die inversen AGILON[®] mit der konzentrischen 36 mm Glenosphäre aufweist und ebenfalls während der 30° Abduktion unvorteilhafte Zugkräfte im inferioren Implantatlager präsentiert (Tab.9). Bei den Messwerten zur Mikroverschieblichkeit besteht eine eingeschränkte Vergleichbarkeit, da GUTIÉRREZ et al. ein Knochenersatzmaterial mit einer höheren Dichte (0,48 g/cm³) verwendeten.

Tab. 9: Biomechanische Testung der Reverse Shoulder Prosthesis[®] (Encore Medical, Austin, Texas, USA) mit konzentrischer Glenosphäre im Vergleich.

	Reverse Shoulder Prosthesis [®] (Encore Medical)		AGILON [®] inverse Schulter/ Standardglenosphäre (Implantcast) [bei 500 N Belastung]		AGILON [®] inverse Schulter/ exzentrische Glenosphäre (Implantcast) [bei 500 N Belastung]	
Winkel der Abduktion	30°	60°	30°	60°	30°	60°
Superiore Kraft [N]	86,88	98,46	67,1	104,8	60,7	63,27
Inferiore Kraft [N]	-14,82	37,5	-5,2	4,7	14,5	3,7
<i>micro-motions</i> [µm]	41,64	-8,95	89,3	178	138	102,7

Quelle: GUTIÉRREZ et al., 2007; eigene Messung

POON et al. (2010) führten an konzentrischen sowie exzentrischen Glenosphärendesigns der SMR[®] Schulterendoprothese (Limacorporate, Udinese, Italien) biomechanische Untersuchungen im Hinblick auf die Mikroverschieblichkeit bei Abduktionswinkeln von 20°, 35° und 60° durch. In ihrer Studie zeigten sich bei den exzentrischen Glenosphären unwesentlich höhere Mikroverschieblichkeiten im Vergleich zu den konzentrischen Glenosphären, sodass auch POON et al. nicht von einer Beeinträchtigung der Primärstabilität der Metaglenen-Verankerung im Glenoidknochen durch die Verwendung exzentrischer Glenosphären ausgehen (Tab. 10). Ein direkter Vergleich der absoluten Werte der Mikroverschieblichkeit zu der vorliegenden Studie ist aufgrund des von POON et al. verwendeten dichteren Knochenersatzmaterials (0,32 g/cm³) sowie deren separater Applikation von Scher- und Kompressionskräften jedoch nicht gegeben. Zudem befand sich bei den Messungen von POON et al. keine potentiell destabilisierende Sensorik im Implantatlager, wie die in der vorliegenden Studie und in der Studie von GUTIÉRREZ et al. (2007a) verwendeten FlexiForce[®] Folienkraftsensoren.

Tab. 10: Biomechanische Evaluierung verschiedener Glenosphären der inversen SMR[®] Schulterendoprothese des Herstellers LIMA (Udinese, Italien).

	Konzentrische 36 mm Glenosphäre			Exzentrische 44 mm Glenosphäre		
Winkel der Abduktion	20°	35°	60°	20°	35°	60°
Extern applizierte Scherkraft [N]	250	300	750	250	300	750
<i>micromotions</i> [μm]	16,92 ±3,49	8,10± 0,96	2,57± 2,78	26,83 ±3,42	9,96± 1,65	5,26± 1,35

Quelle: POON et al., 2010

6.4 Interindividuelle Unterschiede

Die Anatomie der Skapula ist interindividuell unterschiedlich, sodass auch der Winkel der Spongiaschrauben bei der Operationsplanung individuell angepasst werden muss. So wirkt sich auch das Einbringen der posterioren Osteosyntheseschraube mit Richtung zur Spina scapulae positiv auf die Mikroverschieblichkeit aus (CODSI und IANOTTI, 2008). Der Knochen der Spina scapulae, der Margo lateralis und der Basis des Coracoids scheint aufgrund seiner Festigkeit den größten Erfolg in Anbetracht auf die Primärstabilität der inversen Schulterendoprothese zu versprechen (HUMPHREY et al., 2008).

Die größere 44 mm Glenosphäre mit inferiorem Überhang stellt sich also als vorteilhaft dar. Bei Patienten von geringer Körpergröße oder bei Patienten mit kontrakten Schultern ist häufig ein kleinerer Glenosphärendurchmesser erforderlich (EKELUND und SEEBAUER, 2009). Die glenohumeralen Verhältnisse schwanken interindividuell sehr stark (IANOTTI et al., 1992). Ist der Überhang nach inferior, beziehungsweise die Exzentrizität der Glenosphäre, zu groß, kann dies zu einer Überspannung des Musculus deltoideus, Dehnung des Plexus brachialis und Ermüdungsbruch des Akromion führen (DE WILDE et al., 2010). Weitere Studien sind nötig, um verschiedene Größen zwischen 36 und 44 mm mit unterschiedlich ausgeprägten Exzentrizitäten zu vergleichen, um dem Operateur eine patientenangepasste Entscheidung zu erleichtern.

In Bezug auf die Biomechanik ergaben sich bei insgesamt guter Vergleichbarkeit von in vivo - Messungen und Modell-basierten Studien besonders bei einer Abduktion von über 90° hohe interindividuelle Unterschiede der in vivo im Schultergelenk wirkenden Kräfte, sodass es schwierig bleibt im Modellversuch gewonnene Messwerte insbesondere aufgrund interindividueller Schwankungen auf die tatsächliche Situation im Schultergelenk zu übertragen (BERGMANN et al., 2011).

6.5 Limitationen der Methode

Ziel der Studie war es, ein biomechanisches Testverfahren zu etablieren, mit denen ein großer Teil der biomechanischen Verhältnisse im endoprothetisch versorgten Schultergelenk erfasst werden kann. Es galt in der hier vorliegenden Pilotstudie nachzuweisen, inwieweit die biomechanischen Parameter mit einer

ausreichenden Verlässlichkeit bestimmt werden können um anschließend signifikante Unterschiede darzustellen.

Die Synbones®-Polyurethanblöcke haben eine dem menschlichen Glenoid vergleichbare Dichte und Steifigkeit, aber unterscheiden sich auch aufgrund interindividueller Abweichungen vom Glenoid, welches aus Kadavern gewonnen wird. Diese Studie ersetzt somit keine biomechanische Kadaverstudie.

Es wurden in der vorliegenden Studie keine stabilisierenden Faktoren, wie Ligamente oder Gelenkkapsel, in Betracht gezogen. Das absolute Ausmaß der gemessenen Kräfte, der Mikroverschieblichkeit und der Verkipfung kann nicht ohne Weiteres auf die tatsächliche Situation in vivo übertragen werden.

Die Versuche wurden in der Ebene des Schulterblattes durchgeführt. Die Ergebnisse können auch für die Bewegung in der Frontalebene des Körpers angenommen werden. Bei Patienten mit Indikation zur inversen Schulterprothese, ist postoperativ oft mit einer Verbesserung der Abduktion und Anteversion auf über 90° im Schultergelenk zu rechnen, jedoch bleibt die Rotation eingeschränkt (FARRON, 2006). In geringerem Maße als die hier untersuchte Abduktion, ist ebenfalls die Anteversion im Schultergelenk wichtig für die Alltagsaktivitäten des Patienten (RAISS ET AL., 2007). Sie wurde in dieser Studie allerdings nicht berücksichtigt.

Im Experiment wurde die Mikroverschieblichkeit und die Verkipfung gemessen, hierbei ist die glenoidale Komponente, also die implantierte Metaglene zusammen mit der eingeschlagenen Glenosphäre, als ein festes System angesehen worden. Mikroverschieblichkeit und Verkipfung zwischen Glenosphäre und Metaglene wurden nicht erfasst und sind nicht ausgeschlossen. Die Stabilität der Verbindung zwischen Metaglene und Glenosphäre sollte Bestandteil weiterführender Studien werden. Dass die in dieser Studie verwendeten FlexiForce® Foliensensoren im Implantatlager die Primärstabilität negativ beeinflussen, scheint auch im Hinblick auf die Ergebnisse von POON et al. (2010) nicht ausgeschlossen. Des Weiteren finden sich in der hier vorliegenden Studie die niedrigsten Effektstärken bei den Messwerten der Foliensensoren, so dass über eine Verwendung dieser diskutiert werden sollte.

Sobald der Patient mit einem Gewicht in der Hand eine Abduktion durchführt, erhöhen sich auch die Kräfte, die auf die Prothese wirken, stark. Im gesunden Schultergelenk steigern sich die Kräfte um 60% bei einem zusätzlichen

Gewicht von 1 kg am Ende der Extremität (POPPEN und WALKER, 1978). Dieses Erkenntnis wurde in einer in vivo–Studie von Bergmann et al. (2011) bestätigt. Inwieweit sich diese Ergebnisse auf die inverse Schulterprothese übertragen lassen ist unklar.

7. Zusammenfassung und Fazit

Patienten mit Destruktion des Schultergelenks und einem nicht wiederherstellbaren Defekt der Rotatorenmanschette, der eine Destabilisierung des Schultergelenkes provoziert, können von der Implantation einer anatomisch inversen Schultertotalendoprothese nach GRAMMONT profitieren. Neben einer Schmerzbefreiung lassen sich hier durch die anatomisch umgekehrten Gelenkverhältnisse eine Medialisierung und Kaudalisierung des Rotationszentrums sowie die konsekutive Verlängerung des Hebelarms des Deltamuskels erzielen und damit eine suffiziente Armabduktion mit stabilen Verhältnissen im Gelenk. Wichtigste Voraussetzung für die Implantation einer anatomisch inversen Schultertotalendoprothese ist ein neuromuskulär intakter Deltamuskel.

Die große Schwäche der inversen Schultertotalendoprothesen ist das häufig berichtete Phänomen des inferioren *scapular notching*. Damit ist ein insbesondere bei der Armadduktion und in Ruheposition des Armes auftretender, mechanischer Kontakt der Gelenkpfanne des Humerus am infraglenoidalen Skapularand gemeint, der lokal zu einem Knochendefekt am Schulterblatt und zu Materialabrieb an der zumeist verwendeten Gelenkpfanne aus Polyethylen führt. Durch Abrieb von Polyethylenpartikeln wird eine progrediente Osteolyse am Schulterblatt begünstigt. Auf längere Sicht ist so die Verankerung der Prothesenkomponente am Glenoidknochen gefährdet. Nach Literaturmeinung ist der effektivste Weg zur Vermeidung eines inferioren *scapular notching* die Verwendung von exzentrischen Glenosphären, welche einen Überhang über den inferioren Glenoidrand hinaus aufweisen. So sollen längere Standzeiten der inversen Schultertotalendoprothesen erzielt werden.

Die vorliegende Pilotstudie soll ein biomechanisches Modell etablieren, das Aufschluss geben soll, inwiefern sich die Verwendung exzentrischer Glenosphären bei inversen Schultertotalendoprothesen auf die Primärstabilität der Basisplattenverankerung am Glenoid auswirkt. Es wurde ein biomechanisches Testverfahren entwickelt, welches sich aufgrund seines einfachen Aufbaus unter Verwendung einer quasistatischen Materialprüfmaschine und definierten, extern applizierten Lasten vorteilhaft gegenüber anderen in der Literatur beschriebenen Messverfahren zeigt und mit dem ein großer Teil der biomechanischen

Verhältnisse im mittels einer inversen Prothese versorgten Schultergelenk erfasst werden kann. Eine Reihe von Testungen können aufgrund der hohen Präzision der Messwerte mit geringen Stichprobengrößen durchgeführt werden. Für die simultane Erhebung sämtlicher, beschriebener, biomechanischer Parameter zur umfassenden Abbildung der biomechanischen Verhältnisse, muss eine Stichprobenanzahl von $n=46$ eingesetzt werden, um die sich hier ankündigenden Unterschiede statistisch ausreichend abzusichern.

Es lassen sich Hinweise erkennen, dass die getestete, exzentrische Glenosphäre neben potentiell längeren Standzeiten durch Vermeidung eines *scapular notching* auch biomechanische Vorteile in Anbetracht auf die Primärstabilität der Verankerung im Glenoid bietet.

Mit der Vermeidung von Zugkräften und der Schaffung einer gleichmäßigeren Kraftverteilung mit einem günstigeren Drehmoment im Implantatlager und Mikroverschieblichkeiten in der glenoidalen Verankerung unter dem anerkannten Schwellenwert für eine ausreichende Osteointegration kann die exzentrische Glenosphäre bei Indikation für eine inverse Schultertotalendoprothese eine gute Behandlungsalternative darstellen.

8. Literaturverzeichnis

- APRELEVA M, PARSONS IM 4th, WARNER JJ, FU FH, WOO SL.
Experimental investigation of reaction forces at the glenohumeral joint during active abduction.
J Shoulder Elbow Surg. 2000; 9: 409-417.
- ASHRY R, SCHWEITZER ME, CUNNINGHAM P, COHEN J, BABB J, CANTOS A.
Muscle atrophy as a consequence of rotator cuff tears: Should we compare the muscles of the rotator cuff with those of the deltoid?
Skeletal Radiol. 2007; 36: 841-845.
- AUSTIN L, ZMISTOWSKI B, CHANG ES, WILLIAMS GR Jr.
Is reverse shoulder arthroplasty a reasonable alternative for revision arthroplasty?
Clin Orthop Relat Res. 2011; 469(9): 2531-2537.
- BERGMANN G, GRAICHEN F, BENDER A, ROHLMANN A, HALDER A, BEIER A, WESTERHOFF P.
In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction.
J Biomech. 2011; 44: 1543-1552.
- BERGMANN JHM, DE LEEUW M, JANSSEN TWJ, VEEGER DHEJ, WILLEMS WJ.
Contribution of the reverse endoprosthesis to glenohumeral kinematics.
Clin Orthop Relat Res. 2008; 466:594-598.
- BIGLIANI LU, KELKAR R, FLATOW EL, POLLOCK RG, MOW VC.
Glenohumeral stability: Biomechanical properties of passive and active stabilizers.
Clin Orthop Relat Res. 1996; 330: 13-30.

BILLUART F, GAGEY O, SKALLI W, MITTON D.

Biomechanics of the deltoideus.

Surg Radiol Anat. 2006; 28: 76-81.

BOILEAU P, WATKINSON DJ, HATZIDAKIS AM, BALG F.

Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics.

J Shoulder Elbow Surg. 2005;14:147-161.

BOILEAU P, WATKINSON DJ, HATZIDAKIS AM, HOVORKA I.

Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: Results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty.

J Shoulder Elbow Surg. 2006; 15: 527-540.

CAZENEUVE JF, CRISTOFARI DJ.

Grammont reversed prosthesis for acute complex fracture of the proximal humerus in an elderly population with 5 to 12 years follow-up.

Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2006; 92:543-548.

CHEBLI C, HUBER P, WATLING J, BERTELSEN A, BICKNELL RT, MATSEN F.

Factors affecting fixation of the glenoid component of a reverse total shoulder prosthesis.

J Shoulder Elbow Surg. 2008; 17: 323-327.

CLOUTHIER AL, HETZLER MA, FEDORAK G, BRYANT JT, DELUZIO KJ, BICKNELL RT.

Factors affecting the stability of reverse shoulder arthroplasty: a biomechanical study.

J Shoulder Elbow Surg. 2013; 22:439-444.

CODSI MJ, IANNOTTI JP.

The effect of screw position on the initial fixation of a reverse total shoulder prosthesis in a glenoid with a cavitory bone defect.

J Shoulder Elbow Surg. 2008; 17: 479-486.

CONSTANT CR, MURLEY AH.

A clinical method of functional assessment of the shoulder.

Clin Orthop Relat Res. 1987; 214: 160-164.

DE BIASE CF, DI GIORGIO G, VITULLO A, BLOCH HR.

The use of an eccentric glenosphere in reverse total shoulder arthroplasty.

Lima News – The magazine of Lima Corporate 2011; 19: 3.

DE BIASE CF, DELCOGLIANO M, BORRONI M, CASTAGNA A.

Reverse shoulder arthroplasty: radiological and clinical result using an eccentric glenosphere.

Musculoskelet Surg. 2012; 96: 27-34.

DE WILDE LF, AUDENAERT EA, BARBAIX E, AUDENAERT A, SOUDAN K.

Consequences of deltoid muscle elongation on deltoid muscle performance: A computerised study.

Clinical Biomechanics 2002; 17: 499-505.

DE WILDE LF, AUDENAERT EA, BERGHS BM.

Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: A comparative biomechanical study.

J Orthopaedic Res 2004; 22: 1222-1230.

DE WILDE LF, PONCET D, MIDDERNACHT B, EKELOUND A.

Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis.

Acta Orthopaedica 2010; 81: 719-726.

DRAKE GN, O'CONNOR DP, EDWARDS TB

Indications for reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff disease.

Clin Orthop Relat Res. 2010; 468: 1526-1533.

EKELUND A, NYBERG R.

Can reverse shoulder arthroplasty be used with few complications in rheumatoid arthritis?

Clin Orthop Relat Res. 2011; 469: 2483-2488.

EKELUND A, SEEBAUER L.

Advanced evaluation and management of glenohumeral arthritis in the cuff-deficient shoulder.

In: ROCKWOOD CA Jr., MATSEN FA: The Shoulder Volume 1.

4. Aufl., 1247–1276, Saunders Elsevier, Philadelphia, 2009.

ENGH CA, O'CONNOR D, JASTY M, MCGOVERN TF, BOBYN JD, HARRIS WH.

Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses.

Clin Orthop Relat Res. 1992; 285:13-29.

FARRON A.

Die Schultergelenkprothese.

Schweiz Med Forum 2006; 6: 53-58.

FARSHAD M, GERBER C.

Reverse total shoulder arthroplasty-from the most to the least common complication.

Int Orthop. 2010; 34: 1075-1082.

FAUL F, ERDFELDER E, BUCHNER A, LANG A.

Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses.

Behavior Research Methods 2009; 41(4): 1149–1160.

GAGEY O, HUE E.

Mechanics of the Deltoid Muscle - A New Approach.

Clin Orthop Relat Res. 2000; 375: 250-257.

GEESINK RG, DE GROOT K, KLEIN CP.

Chemical implant fixation using hydroxyl-apatite coatings. The development of a human total hip prosthesis for chemical fixation to bone using hydroxyl-apatite coatings on titanium substrates.

Clin Orthop Relat Res. 1987; 225: 147-170.

GOLDSTEIN S.

The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function.

J Biomech. 1987; 20: 1055-1061.

GRAMMONT PM, BAULOT E.

Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture.

Orthopedics. 1993;16:65-68.

GRASSI FA, MURENA L, VALLI F, ALBERIO R.

Six-year experience with the Delta III reverse shoulder prosthesis.

J Orthop Surg (Hong Kong). 2009; 17: 151-156.

GUTIÉRREZ S, GREIWE RM, FRANKLE MA, SIEGAL S, LEE WE.

Biomechanical comparison of component position and hardware failure in the reverse shoulder prosthesis.

J Shoulder Elbow Surg 2007a; 16: 9-12.

GUTIÉRREZ S, KELLER TS, LEVY JC, LEE WE, LUO ZP.

Hierarchy of stability factors in reverse shoulder arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res. 2008a; 466: 670-676.

GUTIÉRREZ S, LEVY JC, FRANKLE MA, CUFF D, KELLER TS, PUPELLO DR, LEE WE.

Evaluation of abduction range of motion and avoidance of inferior scapular impingement in a reverse shoulder model.

J Shoulder Elbow Surg 2008b; 17: 608-615.

GUTIÉRREZ S, LEVY JC, LEE WE, KELLER TS, MAITLAND ME.

Center of rotation affects abduction range of motion of reverse shoulder arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res. 2007b; 458: 78-82.

HABERMEYER P, EBERT T.

Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven der Schulterendoprothetik.

Unfallchirurg 1999; 102: 668-683.

HOPKINS AR, HANSEN UN, AMIS AA, TAYLOR M, EMERY RJ.

Glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty: A finite element investigation.

J Orthop Res. 2007; 25: 108-115.

HUMPHREY CS, KELLY JD, NORRIS TR.

Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part Two: The three-column concept.

J ShoulderElbow Surg 2008; 17: 595-601.

IANNOTTI JP, GABRIEL JP, SCHNECK SL, EVANS BG, MISRA S.

The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders.

J Bone Joint Surg Am. 1992; 74: 491-500.

ILLYÉS A, KISS RM.

Kinematic and muscle activity characteristics of multidirectional shoulder joint instability during elevation.

Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy. 2006; 14: 673-685.

INMAN VT, SAUNDERS JB, ABBOTT LC.

Observations of the function of the shoulder joint.

J Bone Joint Surg. 1944; 26A: 1-31.

IRLENBUSCH U.

Anatomie und Biomechanik des Schultergelenks.

In: IRLBUSCH U, NITSCH S, UHLEMANN C, VENBROCKS R:

Der Schulterschmerz.

1. Aufl., 1-4, Thieme, Stuttgart, 2000

JACOBS R, DEBEER P, DE SMET L.

Treatment of rotator cuff athropathy with a reversed delta shoulder prosthesis.

Acta Orthopædica Belgica. 2001; 67: 344-347.

JASTY M, BRAGDON C, BURKE D, O'CONNOR D, LOWENSTEIN J, HARRIS WH.

In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions.

J Bone Joint Surg Am. 1997; 79: 707-714.

JULIEN Y, GONDRAND I, CHARPENAY C, DEVILLIERS L, BAULOT E, TROUILLOUD P.

Shoulder reconstruction using Grammont (Delta III) total arthroplasty after resection for malignant bony tumours of proximal humerus.

Eur J Orthop Surg Traumatol. 2003; 13: 77-79.

KARDUNA AR.

Introduction to biomechanical analysis.

In: OATIS CA.

Kinesiology: the mechanics & pathomechanics of human movement.

1. Aufl., 3-20, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2004.

KARELSE ATJA, BHATIA DN, DE WILDE LF.

Prosthetic component relationship of the reverse Delta III total shoulder prosthesis in the transverse plane of the body.

J Shoulder Elbow Surg. 2008; 17: 602-607.

KELLY JD, HUMPHREY CS, NORRIS TR.

Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part One: The twelve-mm rule.
J Shoulder Elbow Surg. 2008; 17: 589-594.

KONRAD G, MARKMILLER M, RÜTER A, SÜDKAMP N.

Biomechanische Evaluation der glenohumeralen Stabilität durch Muskelkraftvektoranalyse.
Unfallchirurg. 2007; 110: 124-129.

LAM F, BHATIA DN, MOSTOFI SB, VAN ROOYEN K, DE BEER JF.

Biomechanical considerations of the normal and rotator cuff deficient shoulders and the reverse shoulder prosthesis.
Current Orthopaedics. 2007; 21: 40-46.

LAURSEN B, JENSEN BR, NÉMETH G, SJØGAARD G.

A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position.
Journal of Biomechanics. 1998; 31: 731-739.

LÉVIGNE C, BOILEAU P, FAVARD L, GARAUD P, MOLÉ D, SIRVEAUX F, WALCH G.

Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty.
J Shoulder Elbow Surg. 2008; 17: 925-935.

LÉVIGNE C, GARRET J, BOILEAU P, ALAMI G, FAVARD L, WALCH G.

Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty: Is it important to avoid it and how?
Clin Orthop Relat Res. 2011; 469: 2512-2520.

LEVY JC, VIRANI N, PUPELLO D, FRANKLE MA.

Use of the reverse shoulder prosthesis for the treatment of failed hemiarthroplasty in patients with glenohumeral arthritis and rotator cuff deficiency.
J Bone Joint Surg Br. 2007; 89: 189-195.

LOEW M, RAISS P, KASTEN P, RICKERT M.

Endoprothetik bei der Rotatorenmanschetten - Defektarthropathie der Schulter.

Orthopäde. 2007; 36: 988-995.

MATSEN FA, BOILEAU P, WALCH G, GERBER C, BICKNELL RT.

The reverse total shoulder arthroplasty.

J Bone Joint Surg Am. 2006; 88: 660-667.

MEHLING A.

Quantitative Knochendichtemessungen an der Scapula als Basis für dreidimensionale finite elemente Modelle.

Med. Diss. Würzburg 2004.

MIDDERNACHT B, DE GRAVE PW, VAN MAELE G, FAVARD L, MOLÉ D, DE WILDE L.

What do standard radiography and clinical examination tell about the shoulder with cuff tear arthropathy?

J Orthop Surg Res. 2011; 6: 1.

MIDDERNACHT B, DE ROO PJ, VAN MAELE G, DE WILDE LF.

Consequences of scapular anatomy for reversed total shoulder arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res. 2008a; 466: 1410-1418.

MIDDERNACHT B, DE WILDE L, MOLÉ D, FAVARD L, DEBEER P.

Glenosphere disengagement: a potentially serious default in reverse shoulder surgery.

Clin Orthop Relat Res. 2008b; 466: 892-898.

MIZUNO N, DENARD PJ, RAISS P, WALCH G.

The clinical and radiographical results of reverse shoulder arthroplasty with eccentric glenosphere.

International Orthopaedics. 2012;36: 1647-1653.

NEER CS, CRAIG EV, FUKUDA H.

Cuff-tear arthropathy.

J Bone Joint Surg Am. 1983; 65: 1232-1244.

NICHOLSON GP, STRAUSS EJ, SHERMAN SL.

Scapular notching: Recognition and strategies to minimize clinical impact.

Clin Orthop Relat Res. 2011; 469: 2521-2530.

NOLAN BM, ANKERSON E, WIATER JM.

Reverse total shoulder arthroplasty improves function in cuff tear arthropathy.

Clin Orthop Relat Res. 2011; 469: 2476-2482.

NYFFELER RW, WERNER CM, GERBER C.

Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis.

J Shoulder Elbow Surg. 2005;14: 524-528.

PARSONS IM, APRELEVA M, FU FH, WOO SL.

The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint.

J Orthop Res. 2002; 20: 439-446.

PILLIAR RM, LEE JM, MANIATOPOULOS C.

Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants.

Clin Orthop Relat Res. 1986; 208: 108-113.

POON PC, CHOU J, YOUNG D, MALAK SF, ANDERSON IA.

Biomechanical evaluation of different designs of glenospheres in the SMR reverse shoulder prosthesis: micromotion of the baseplate and risk of loosening.

Shoulder & Elbow 2010; 2: 94-99.

POPPEN NK, WALKER PS.

Forces at the glenohumeral joint in abduction.

Clin Orthop Relat Res. 1978; 135: 165-170.

QIN YX, MCLEOD KJ, GUILAK F, CHIANG FP, RUBIN CT.

Correlation of bony ingrowth to the distribution of stress and strain parameters surrounding a porous-coated implant.

J Orthop Res. 1996;14: 862-70.

RAISS P, RETTIG O, WOLF S, LOEW M, KASTEN P.

Das Bewegungsausmaß der Schulter und des Ellenbogens bei Alltagsbewegungen in der 3D- Bewegungsanalyse.

Z Orthop Unfall 2007; 145: 493-498.

RINGELBERG JA.

EMG and force production of some human shoulder muscles during isometric abduction.

J Biomech. 1985; 18: 939-947.

RITTMEISTER M, KERSCHBAUMER F.

Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions.

J Shoulder Elbow Surg. 2001; 10: 17-22.

ROCHE CP, STROUD NJ, MARTIN BL, STEILER CA, FLURIN PH, WRIGHT TW, DIPOLA MJ, ZUCKERMAN JD.

The impact of scapular notching on reverse shoulder glenoid fixation.

J Shoulder Elbow Surg. 2013; 22: 963-970.

ROCKWOOD CA Jr.

The reverse total shoulder prosthesis. The new kid on the block.

J Bone Joint Surg Am. 2007; 89: 233-235.

RÖSSLER H, RÜTHER W.

Obere Extremität.

In: RÖSSLER H, RÜTHER W: Orthopädie und Unfallchirurgie.

19. Aufl., 216-253, Urban & Fischer bei Elsevier, Stuttgart/Jena, 2005.

SCEPI M, FAURE JP, RIDOUX N, KAMINA P, RICHER JP.

A three-dimensional model of the shoulder girdle. Forces developed in deltoid and supraspinatus muscles during abduction.

Surg Radiol Anat. 2004; 26: 290-296.

SEEBAUER L, WALTER W, KEYL W.

Reverse total shoulder arthroplasty for the treatment of defect arthropathy.

Oper Orthop Traumatol. 2005; 17: 1-24.

SIMOVITCH RW, ZUMSTEIN MA, LOHRI E, HELMY N, GERBER C.

Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta III reverse total shoulder replacement.

J Bone Joint Surg Am. 2007; 89: 588-600.

SIRVEAUX F, FAVARD L, OUDET D, HUQUET D, WALCH G, MOLÉ 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; 86: 388-395.

STADELAMANN VA, TERRIER A, PIOLETTI DP.

Osteoclastogenesis can be mechanically-induced in the peri-implant bone.

IRBM 2009; 30: 10 – 13.

THOMPSON WO, DEBSKI RE, BOARDMAN ND 3rd, TASKIRAN E, WARNER JJ, FU FH, Woo SL.

A biomechanical analysis of rotator cuff deficiency in a cadaveric model.

Am J Sports Med. 1996; 24: 286-292.

TRAPPEY GJ 4th, O'CONNOR DP, EDWARDS TB.

What are the instability and infection rates after reverse shoulder arthroplasty?

Clin Orthop Relat Res. 2011; 469: 2505-2511.

VAN DER HELM FCT.

A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism.

J Biomech. 1994; 27: 551-569.

VAN DER HELM FCT.

The 'reversed' glenohumeral endoprosthesis: The role of the rotator cuff muscles for stability and strength.

11th Conference of the ESB, July 8-11 1998, Toulouse, France.

VANHOVE B, BEUGNIES A.

Grammont's reverse shoulder prosthesis for rotator cuff arthropathy. A retrospective study of 32 cases.

Acta Orthop Belg. 2004; 70: 219-225.

VIRANI NA, HARMAN M, LI K, LEVY J, PUPELLO DR, FRANKLE MA.

In vitro and finite element analysis of glenoid bone/baseplate interaction in the reverse shoulder design.

J Shoulder Elbow Surg. 2008; 17: 509-521.

WALCH G, WALL B, MOTTIER F.

Complications and revision of the reverse prosthesis: a multicenter study of 457 cases.

In: WALCH G, BOILEAU P, MOLÉ D, FAVARD L, LÉVIGNE C, SIRVEAUX F:

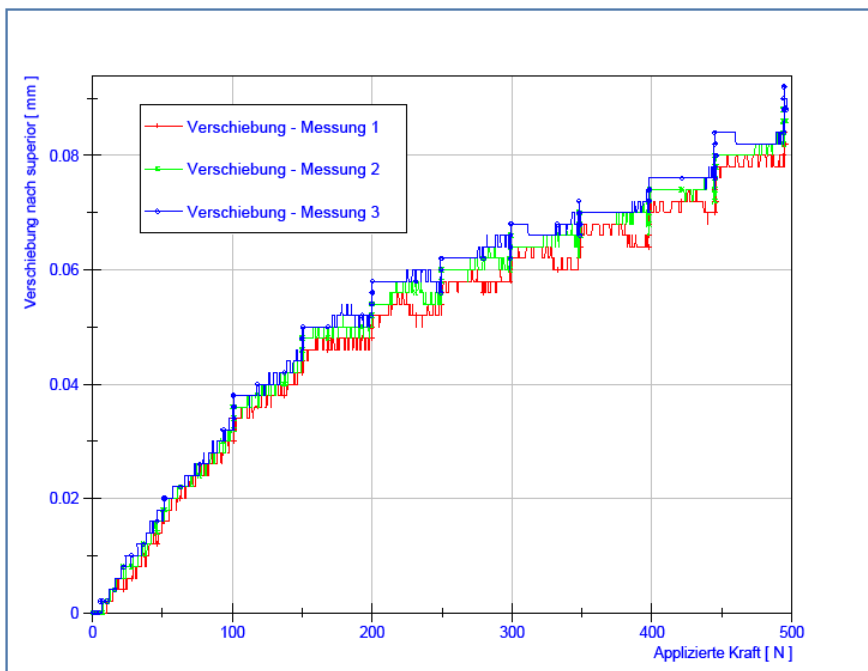
Reverse shoulder arthroplasty-clinical results-revision.

1. Aufl., 335-352, Sauramps Medical, Montpellier, Frankreich, 2006.

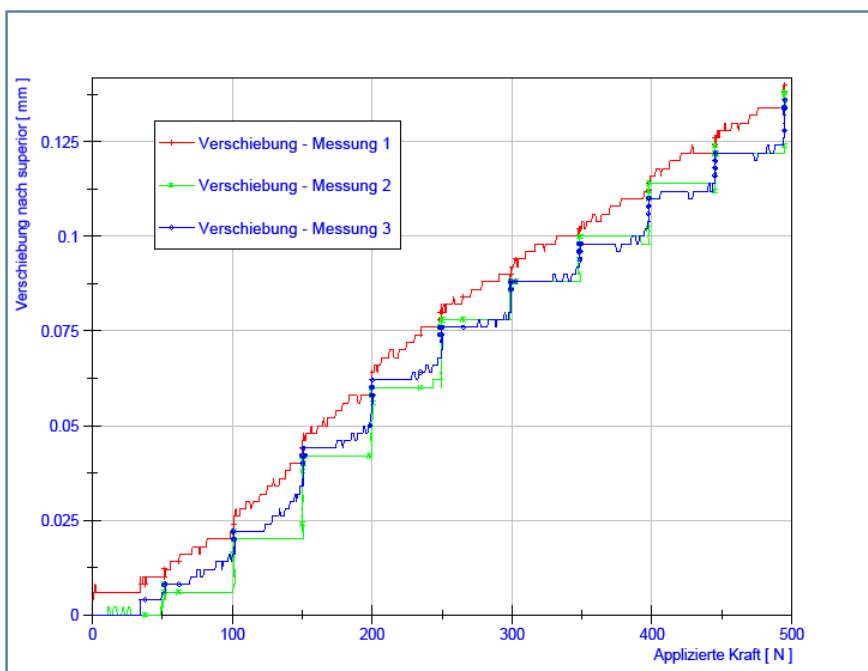
- WALL B, NOVÉ-JOSSERAND L, O'CONNOR DP, EDWARDS TB, WALCH G.
Reverse total shoulder arthroplasty: A review of results according to etiology.
J Bone Joint Surg Am. 2007; 89: 1476-1485.
- WERNER CML, STEINMAN PA, GILBART M, GERBER C.
Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis.
J Bone Joint Surg Am. 2005;87:1476–1486.
- WILLERT HG, BERTRAM H, BUCHHORN GH.
Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles.
Clin Orthop Relat Res. 1990;258:95-107.
- WINKELMANN W, GOSHEGER G, in Zusammenarbeit mit implantcast GmbH.
MUTARS®-Münster, Humerus invers-Operationstechnik, 2009.
- WITT KA, STEINBECK J.
Technische Konzepte der Implantate: Inverse Prothese.
In: LOEW M: AE-Manual der Endoprothetik: Schulter.
2. Aufl., 45-54, Springer, Berlin/Heidelberg, 2009.
- WÜLKER N, WIRTH CJ, PLITZ W, ROETMAN B.
A dynamic shoulder model: Reliability testing and muscle force study.
J Biomech. 1995; 28: 489-499.

9. Anhang

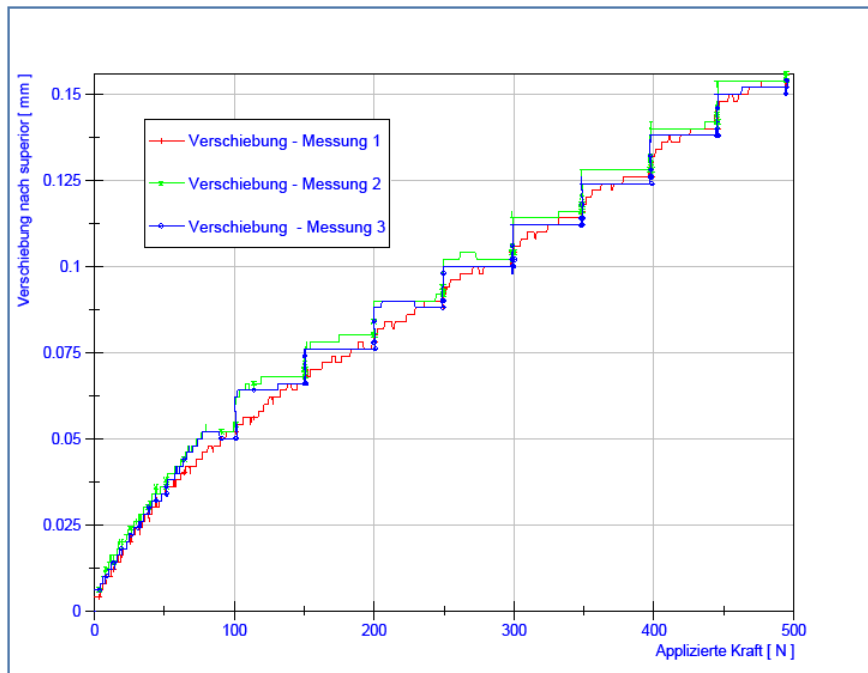
Grafische Aufbereitung der simultan erhobenen Messwerte durch die Software DIAdem® 11, National Instruments.



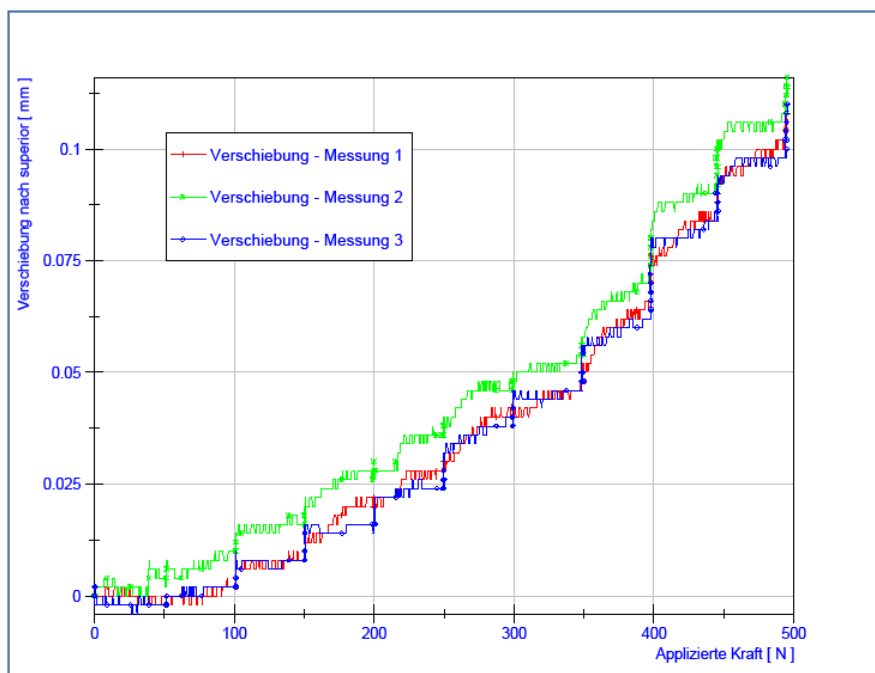
Mikroverschieblichkeit mit Standardglenosphäre bei zunehmender Kraft und 30° Abduktion.



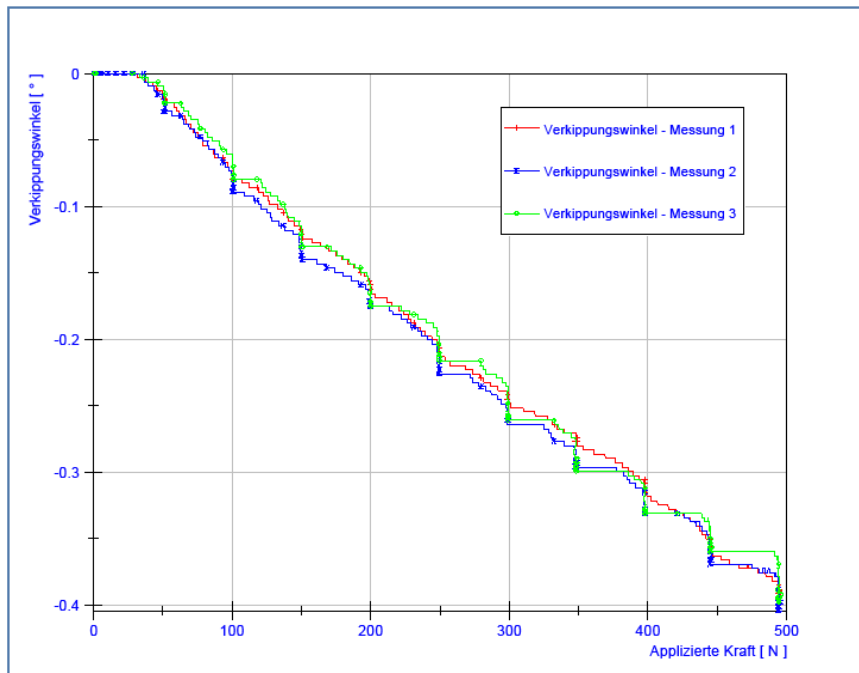
Mikroverschieblichkeit mit exzentrischer Glenosphäre bei zunehmender Kraft und 30° Abduktion.



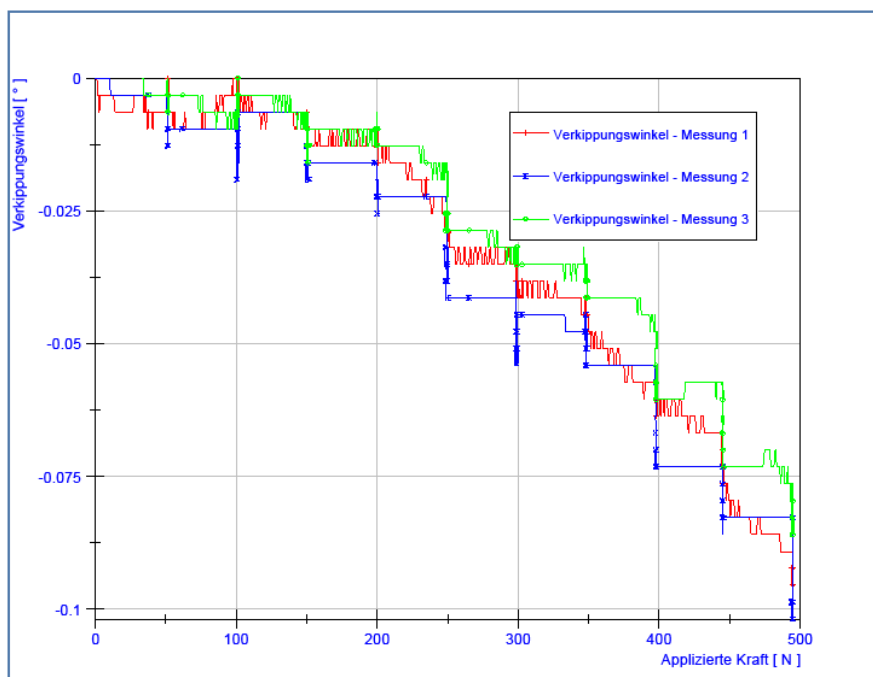
Mikroverschieblichkeit mit Standardglenosphäre bei zunehmender Kraft und 60° Abduktion.



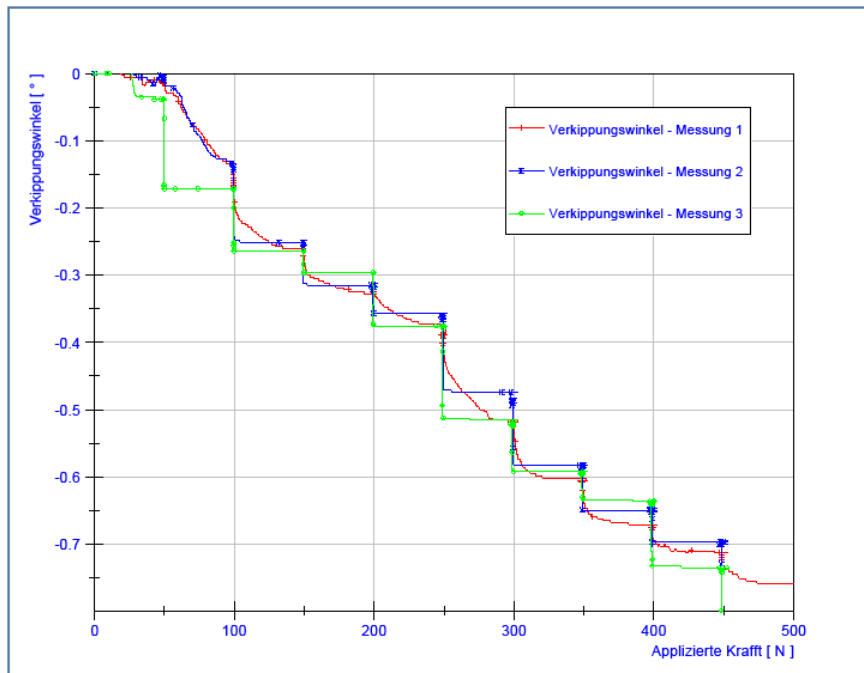
Mikroverschieblichkeit mit exzentrischer Glenosphäre bei zunehmender Kraft und 60° Abduktion.



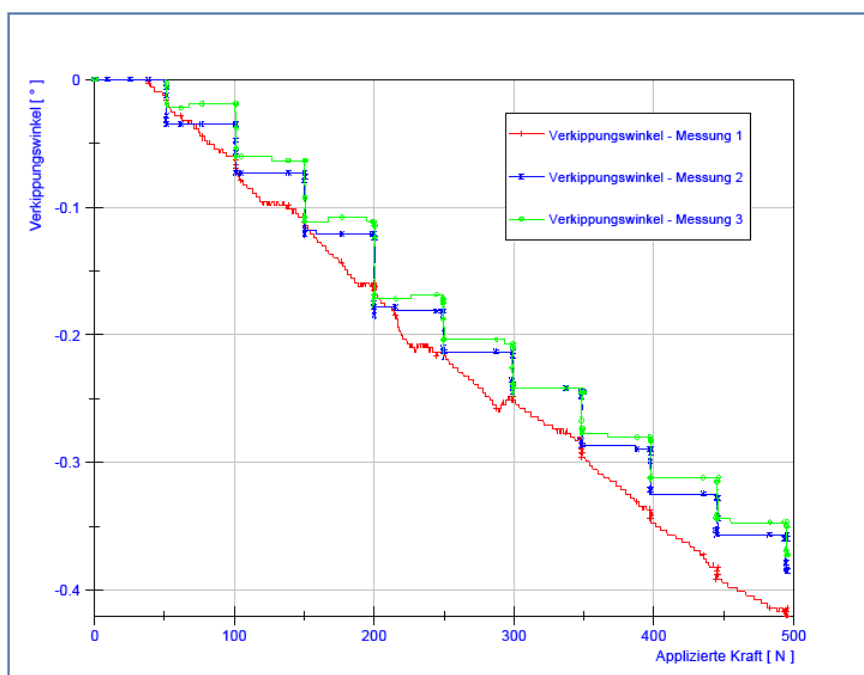
Verkipfungswinkel mit Standardglenosphäre bei zunehmender Kraft und 30° Abduktion.



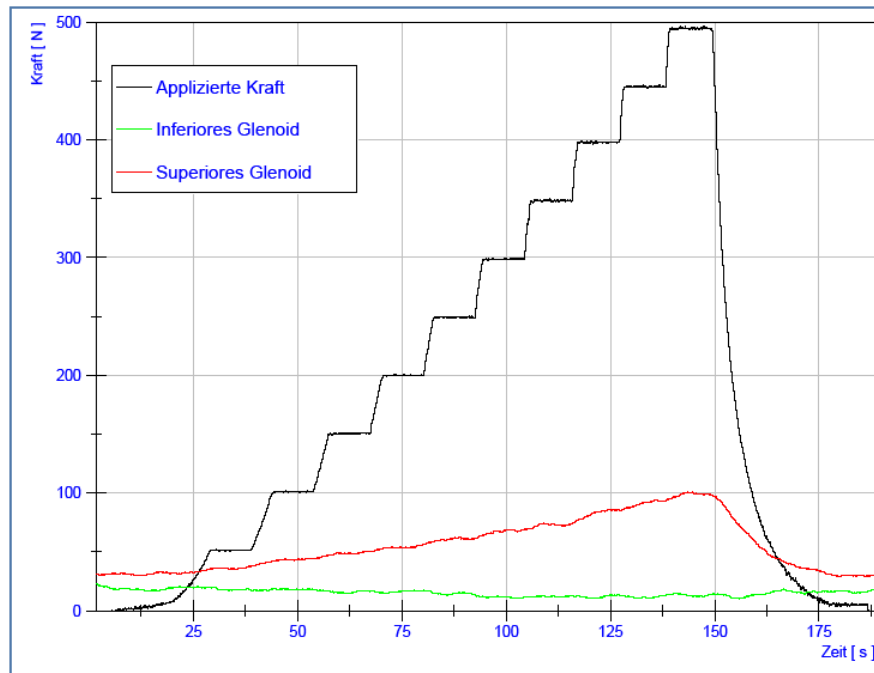
Verkipfungswinkel mit exzentrischer Glenosphäre bei zunehmender Kraft und 30° Abduktion.



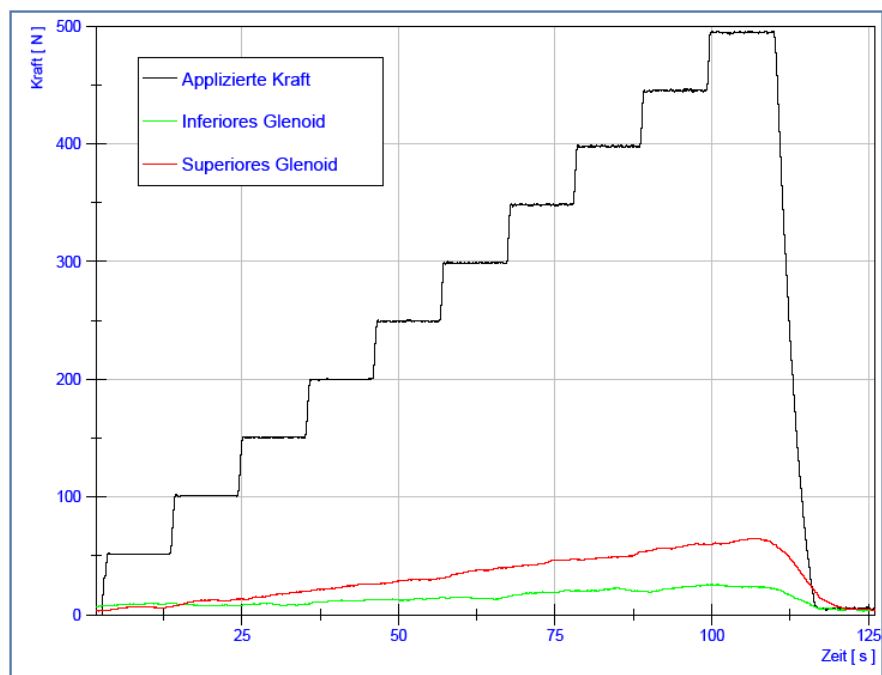
Verkipfungswinkel mit Standardglenosphäre bei zunehmender Kraft und 60° Abduktion.



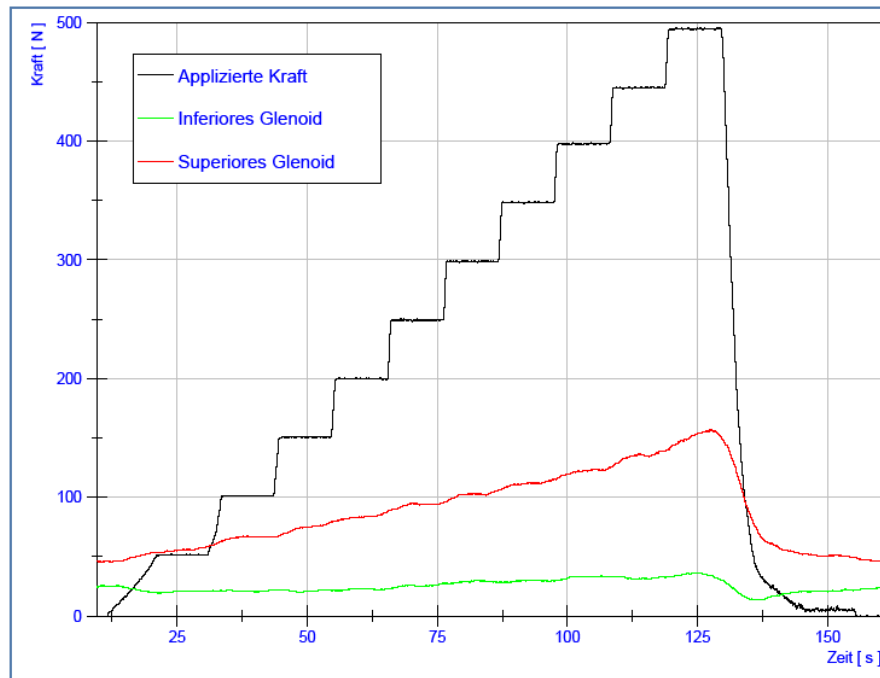
Verkipfungswinkel mit exzentrischer Glenosphäre bei zunehmender Kraft und 60° Abduktion.



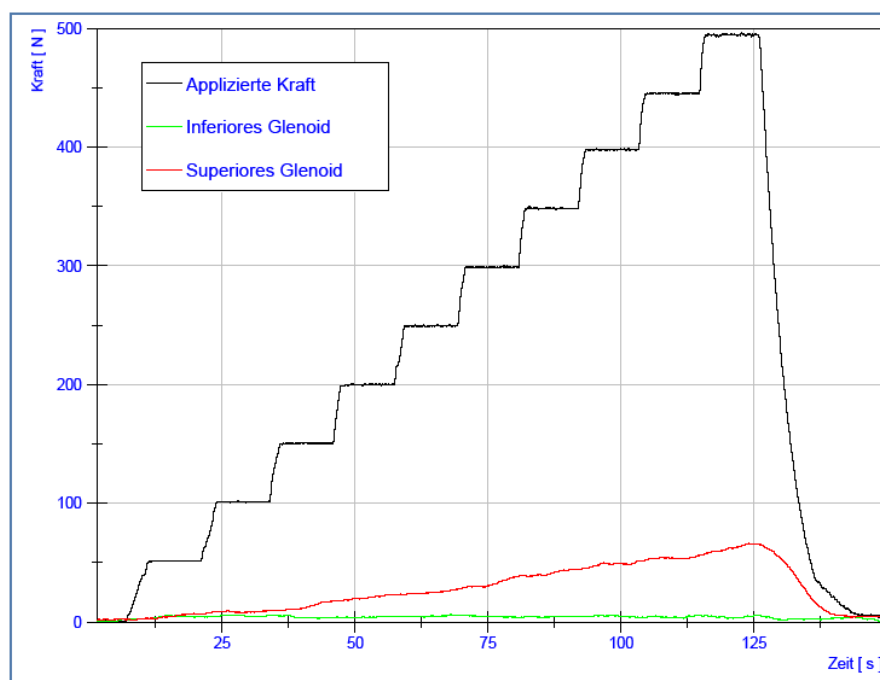
Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager mit Standardglenosphäre bei zunehmender Kraft und 30° Abduktion.



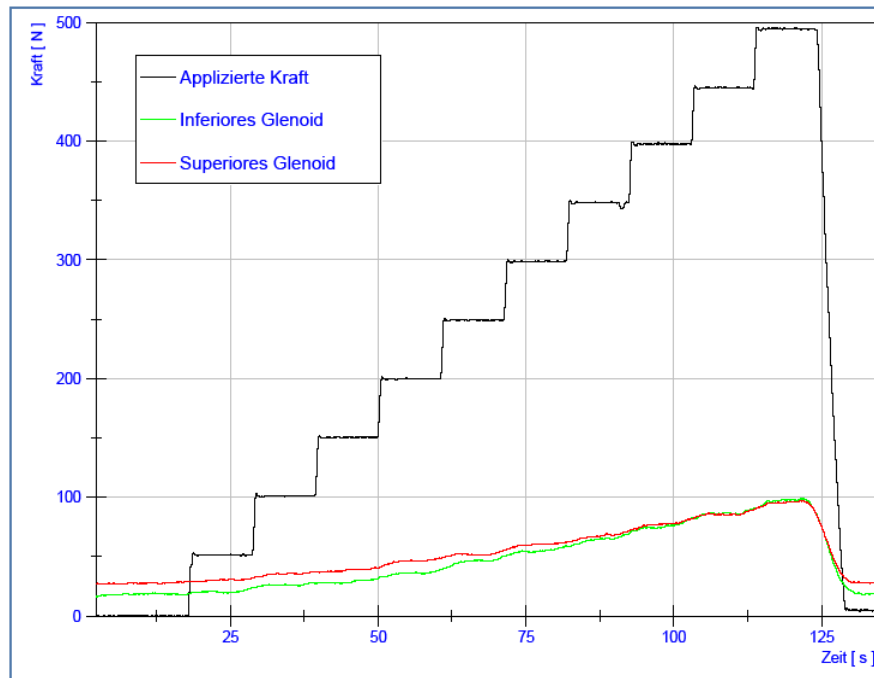
Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager mit exzentrischer Glenosphäre bei zunehmender Kraft und 30° Abduktion.



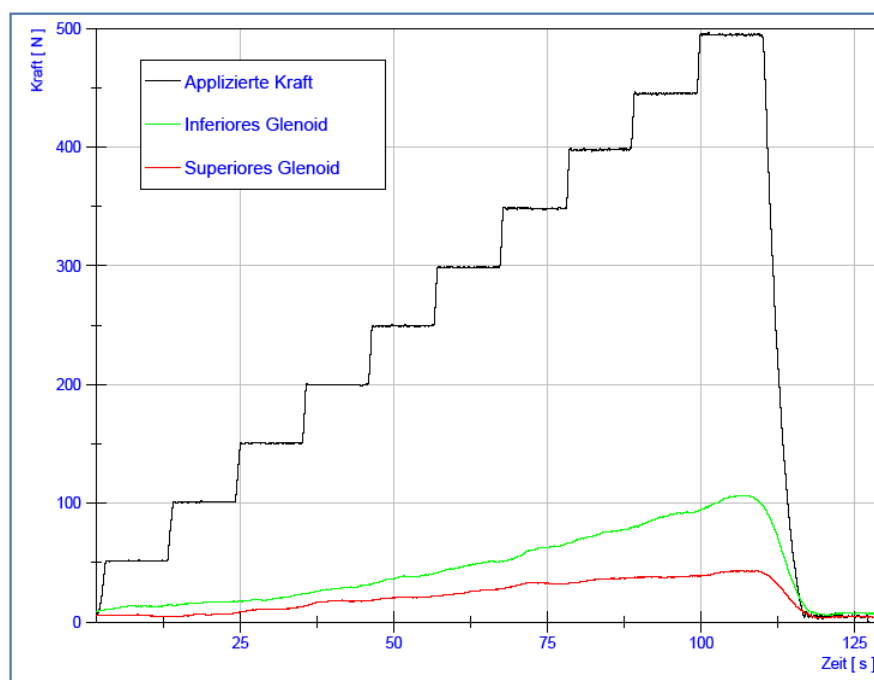
Kompressionskräfte im glenoidialen Implantatlager mit Standardglenosphäre bei zunehmender Kraft und 60° Abduktion.



Kompressionskräfte im glenoidialen Implantatlager mit exzentrischer Glenosphäre bei zunehmender Kraft und 60° Abduktion.



Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager mit Standardglenosphäre bei zunehmender Kraft und 90° Abduktion.



Kompressionskräfte im glenoidalen Implantatlager mit exzentrischer Glenosphäre bei zunehmender Kraft und 90° Abduktion.

10. Danksagung

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Martin Russlies, Leiter der Sektion für Orthopädie, danke ich für seine Schirmherrschaft, die wissenschaftliche Unterstützung und sein stetiges Interesse am Fortschreiten der Arbeit.

Zu ebenfalls sehr herzlichem Dank bin ich dem ärztlichen Betreuer der Dissertation Herrn Dr. med. Niels Hellmers aus der Sektion für Orthopädie verpflichtet, der mich motivierte, diese Arbeit zu übernehmen und tatkräftig sowie mit freundschaftlichem Rat unterstützte.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr.-Ing. Robert Wendlandt, leitender Ingenieur des Labors für Biomechanik, für die vielen nützlichen Hinweise zur Erstellung der Arbeit.

Meiner Familie danke ich besonders dafür, dass sie bereit war auf viel gemeinsame Zeit zu verzichten. Insbesondere meiner Freundin Maike danke ich für ihr Verständnis, die Motivation und die Unterstützung, die ich durch sie erfahren habe.

11. Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN

Name: Matthias Knerr
Geburtsdatum/-ort: 30.09.1983 in Krefeld
Familienstand: ledig
Konfession: römisch-katholisch



SCHULBILDUNG

1989 – 1993 Städtische Gemeinschaftsgrundschule, Kempen
1993 – 2002 Gymnasium Thomaeum, Kempen, Abitur 2002
1999 – 2000 Auslandsschuljahr an der Williamsburg High School, Williamsburg, Kentucky, USA

HOCHSCHULBILDUNG

2002 – 2003 Studium des Wirtschaftsingenieurwesens Fachrichtung Maschinenbau an der RWTH Aachen
2004 – 2010 Studium der Humanmedizin an der Universität zu Lübeck
08/2006 Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
11/2010 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung und ärztliche Approbation

BERUFLICHE WEITERBILDUNG

04/2011 Beginn der Facharztausbildung zum Radiologen, Lukaskrankenhaus, Neuss

12. Publikationen

WENDLANDT R, KNERR M, HELLMERS N, SCHULZ A.

Biomechanical evaluation of inverse shoulder arthroplasty with glenosphere eccentricity.

Proceedings of the 12th European Federation of National Association of Orthopaedics and Traumatology (EFORT); E-Poster, 1.-4. Juni 2011, Kopenhagen, Dänemark.

HELLMERS N, WENDLANDT R, KNERR M.

Biomechanik exzentrischer Glenosphären inverser Schulterprothesen unter besonderer Berücksichtigung der Primärstabilität.

18. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie, Vortrag, 27.-28. Mai 2011, Stuttgart, Deutschland.