

**Aus der Klinik für Unfallchirurgie
der Medizinischen Hochschule Hannover**

**Konvertierung von Hemi- in inverse
Schulterarthroplastik – Limitierungen von
Implantatdesigns**

**Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der
Zahnheilkunde in der
Medizinischen Hochschule Hannover**

vorgelegt von Hilmar Teschner aus Altdöbern

Hannover 2015

Angenommen vom Senat der Medizinischen Hochschule Hannover am 02.02.2016

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Hochschule Hannover

Präsident: Prof. Dr. med. Christopher Baum

Betreuer: Prof. Dr. med. Michael Jagodzinski

Referent: PD Dr. med. Mathias Wellmann

Korreferent: PD Dr. med. Christian von Falck

Tag der mündlichen Prüfung: 02.02.2016

Promotionsausschussmitglieder: Prof. Dr. med. Henning Windhagen

Prof. Dr. med. Claus Petersen

Prof. Dr. med. dent. Harald Tschernitschek

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	2
1.1	Historische Entwicklung der Schulterprothetik	2
1.2	Indikationen der Hemi- und inversen Schulterprothese	5
1.3	Fragestellung	6
2	Originalarbeit	7
2.1	Abstract	8
2.2	Introduction	9
2.3	Materials and methods	11
2.4	Results	15
2.5	Discussion	18
2.6	Acknowledgements	19
2.7	References	20
3	Diskussion	22
3.1	Methoden	22
3.2	Ergebnisse	24
4	Zusammenfassung	26
5	Schriftenverzeichnis	27
	Lebenslauf	33
	Erklärung nach §2 Abs. 2 Nr. 6 und 7 der Promotionsordnung	34
	Danksagung	35
	Anhang (Poster 2012 AAOS Annual Meeting)	36

1 Einleitung

Der menschliche Arm ist ein großes und vielseitiges Mehrzweckinstrument, dessen Funktionalität enorme Bedeutung für das tägliche Leben hat. Sowohl im Beruf als auch im Sport ist eine große Beweglichkeit der Schulter unverzichtbar. Aber auch alltägliche Handlungen vieler Menschen wie das Anziehen von Kleidung schaffen eine starke Abhängigkeit der Lebensqualität von der Funktionstüchtigkeit der oberen Extremitäten. Das Schultergelenk ist dabei das Kugelgelenk mit der größten Beweglichkeit im menschlichen Körper. Die in Relation zum Humeruskopf sehr kleine und flache Gelenkpfanne (Glenoid) bietet nur eine geringe knöcherne Kontaktfläche, welche einerseits Voraussetzung für die enormen Bewegungsmöglichkeiten der Schulter ist, andererseits jedoch eine Ursache für die große Verletzungsanfälligkeit des Gelenks darstellt. Viele davon kann man konservativ oder minimalinvasiv behandeln, jedoch ist in bestimmten Situationen, wie z.B. ein erhöhter Schweregrad der Verletzung, die Schulterprothetik die Therapie der Wahl.

Wie in vielen Bereichen der Humanmedizin und auch in Zahnmedizin steht die Implantatprothetik in einer ständigen Weiter- und Optimierungsentwicklung. Teil dieser Entwicklung soll auch die folgende Arbeit sein, in der die Konvertierung von Hemiprothesen in inverse Schulterprothesen überprüft wird. Ein und derselbe humerale Schaft in beiden Implantattypen ist die besondere Innovation dieser modularen Schulterprothesen.

1.1 Historische Entwicklung der Schulterprothetik

Die Schulterprothetik hatte ihren Anfang im späten 19. Jahrhundert, als Jules Emile Péan den ersten dokumentierten Humerusersatz zur Behandlung einer sezernierenden Tuberkulose bei einem 37-jährigen Bäcker einsetzte. Inspiriert wurde der französische Chirurg von Themistokles Glucks, der sich allerdings auf Knie- und Ellenbogengelenke konzentrierte. Während Glucks Prothesen aus Elfenbein bestanden, wurde Péans Schulterprothese von einem französischen Dentisten (J. Porter Michaels) aus Platin und Gummi entworfen. Wie aus heutiger Sicht zu erwarten, musste der Schulterersatz jedoch nach 2 Jahren aufgrund einer persistierenden Infektion wieder explantiert werden. Den Beteiligten blieb leider der Erfolg ihrer Pionierarbeit zu Lebzeiten verwehrt [1, 2, 3, 4, 5].

Bis in die fünfziger Jahre dieses Jahrhunderts blieben die Resektion des Humeruskopfes sowie die Arthrodesis die Standardtherapie, als Charles S. Neer seine ersten Endoprothesen aus Vitallium zur Behandlung von Humeruskopffrakturen implantierte [2, 6]. Auch mit dem Nachfolger *Neer II* konnte Neer gute Ergebnisse in der Therapie von Schulterosteoarthritiden erzielen. Erforderlich war jedoch eine intakte Rotatorenmanschette, deren Fehlen oft das Scheitern dieser Prothetik bedeutete, da sich der Prothesenkopf durch die fehlende muskuläre Stabilisierung stets nach kranial unter das Akromion verlagerte [7, 8, 9]. In den folgenden zwanzig Jahren war die Hemiarthroplastik für degenerative und traumatische Erkrankungen des Schultergelenks die Therapie der Wahl [9, 10, 11].

Es galt nun, Prothesen zu entwickeln, die eine funktionslose Rotatorenmanschette kompensieren konnten. Ein erster Vorschlag war ein Glenoidersatz, mit dessen Hilfe das Gelenk während der Artikulation stabilisiert werden sollte [9]. Später wurden neue Designs entwickelt, die einen konvexen Glenoidersatz und einen konkaven Humeruskopfersatz besaßen. Hintergrund für diese ersten inversen Schulterprothesen war die Imitation anderer stark belasteter Gelenke im menschlichen Körper [12, 13, 14]. Auch das künstliche Hüftgelenk diente in Bezug auf seine Formschlüssigkeit als Prothesenvorbild [15]. Dies veranlasste auch Neer, formschlüssige Modelle („constrained“) zu entwickeln in der Hoffnung, auf eine funktionstüchtige Rotatorenmanschette verzichten zu können [7, 15]. Nachteile dieser gezwungenen Konstruktionsform waren allerdings die eingeschränkte Beweglichkeit der Schulter, sowie das Auftreten sehr starker Kräfte an der glenoidalen Verankerungskomponente, sodass deren Lockerung zu einem neuen Problem führte [12, 15]. Sowohl Neer als auch andere Entwickler versuchten durch verschiedenste Modifikationen, funktionierende formschlüssige Arthroplastiken zu kreieren: Neer versuchte es zum einen mit einem überproportional großen glenoidalen Kopf (Mark I), um die Beweglichkeit wieder herzustellen, zum anderen mit einem verkleinerten Kopf (Mark II) in der Hoffnung, die Rotatorenmanschette könne sich so wieder regenerieren [16, 17]. Trotzdem waren die bekannten Probleme nicht zu vermeiden: Entweder gab es durch die starke Kongruenz der Gelenkflächen Bewegungseinschränkungen und Prothesenlockerungen oder man löste den starren „Gelenkzwang“ zugunsten einer erhöhten Mobilität auf, welches wiederum die superiore Humerusverlagerung nach sich zog [12, 15]. Auch andere Ansätze wie die Verwendung von Schrauben oder Pegs für die Verankerung der glenoidalen

Komponente brachten vorerst nicht den gewünschten Erfolg. Man hatte herausgefunden, dass Acrylzement nicht für den Skapularknochen geeignet sei, sodass beispielsweise die Verschraubung die glenoidale Lockerung verhindern sollte. Allerdings traten daraufhin Glenoid- und Skapularfrakturen gehäuft auf [18]. So kam man zu dem Schluss, dass Formschlüssigkeit alleine keine defekte Rotatorenmanschette kompensieren kann [16].

Der entscheidende Durchbruch gelang 1985, als Paul Grammont seinen ersten Prototypen vorstellte. Seine Arbeit war ein Meilenstein in der prothetischen Versorgung der Schulter bei defizitärer Rotatorenmanschette. Grammonts inverse Prothese war grundsätzlich stabil aufgrund der Kraftschlüssigkeit bei gleichzeitig kongruenten Gelenkflächen („semi-constrained“), wobei der belastete Teil konvex und der abgestützte Teil konkav gestaltet war [19]. Die mediale und distale Verlagerung des Rotationszentrums in die Glenoidoberfläche war die von Erfolg gekrönte Errungenschaft. Der dadurch verlängerte Humerus sorgte für einen erhöhten Ruhetonus und eine gesteigerte Vorspannung der Muskulatur. So konnten mehr Muskelfasern des M. deltoideus rekrutiert werden. Auch durch den vergrößerten Hebelarm konnte folglich mehr Kraft zur Abduktion des Armes aufgebracht werden [2, 20, 21, 22]. Initiale Designs medialisierten zwar schon das Rotationszentrum, jedoch befand es sich lateral der ursprünglichen Glenoidfläche. Dies führte zu einer enormen Krafteinwirkung, die letztlich zur Lockerung oder Fraktur des glenoidalen Implantats führte [19]. Grammont reagierte darauf mit der Entfernung des Skapularhalses und einer kleineren Glenoidkugel, sodass das Rotationszentrum bis an die ursprüngliche Glenoidfläche bzw. in das Glenoid hinein reichte. Diese prothetische Maßnahme wandelte die auf das Glenoid wirkende Scherkraft in Druckkraft um [2, 19, 23]. Auf diese Art und Weise entwickelte sich Grammonts Prothesenreihe (DELTA), die sich auch heute noch erfolgreich bewehrt und ständig weiterentwickelt. Zwar existiert eine Vielzahl von Herstellern bzw. Modellen, die sich nur in gewissen Details voneinander unterscheiden, das wesentliche Design beruht allerdings auf Grammonts Prinzipien [19].

Die Entwicklung der inversen Schulterprothese wird sich auch in Zukunft weiter fortsetzen (müssen): Instabilität, Infektionen und Hochstand der humeralen Komponente (Skapular-Notching) sind u.a. die Probleme, die es zu lösen gilt [24, 25, 26].

1.2 Indikationen der Hemi- und inversen Schulterprothese

Eine Schulterarthroplastik ist in der Regel bei einer traumatischen oder degenerativen Beschädigung der Gelenkflächen angezeigt, deren funktionelle und anatomische Wiederherstellung durch konservative Maßnahmen nicht mehr möglich ist. Aber nicht nur die Gelenksituation entscheidet über die Therapie, sondern auch das Alter und die Erwartungshaltung der Patienten. Dabei ist im Vorfeld zu eruieren, ob der Patient z.B. sportliche Ambitionen hat oder lediglich einfache alltägliche Dinge bewerkstelligen möchte und auch mit einer reduzierten Schulterbeweglichkeit auskommen würde. Eine weitere Erklärung für das vielschichtige und breite Indikationsspektrum im Vergleich zu anderen Gelenken ist die Kraftschlüssigkeit und die damit verbundene Muskelführung des Schultergelenks [1].

Bei einer (avaskulären) Humeruskopfnekrose befindet sich die Schultergelenkpfanne in der Regel noch sehr lange in einem intakten Zustand und stellt damit die passende Indikation eines isolierten Humeruskopfersatzes dar [1, 27].

Im Fall einer rheumatoiden Arthritis und einer primären Arthrose ist zum einen das Alter ausschlaggebend, wobei die Hemiprothese für Patienten bis ca. zum 50. Lebensjahr indiziert ist [27]. Zum anderen spielt der Zustand des Glenoids eine Rolle, denn oft liegen schon starke Pfannenerosionen vor, welche eine Totalendoprothese nötig machen. Die Pfannenerosionen können in Fällen mit defizitärer Rotatorenmanschette eine Kranialmigration des Humeruskopfes bewirken, sodass eine inverse Schulterprothese für die Behandlung in Betracht gezogen werden sollte, da die Hemiprothese die superiore Humeruskopfverlagerung bzw. den Rotatorenmanschettendefekt nicht mehr kompensieren kann [28, 29, 30, 31, 32].

Die Indikationsstellungen in Fällen proximaler Humerusfrakturen werden kontrovers diskutiert. Sie sind u.a. abhängig von der Anforderung an die Funktion und der Erfahrung bzw. Vorliebe des jeweiligen Chirurgen. Die Hemiprothese kommt bei nicht rekonstruierbaren 4-part-Frakturen, Frakturdislokationen und Splitterfrakturen des Humeruskopfes zum Einsatz [33, 34]. Bei weniger komplizierten Frakturen kann die Hemiprothese dann eine mögliche Therapiealternative darstellen, wenn es sich um ältere Patienten mit geringem Bewegungsanspruch handelt oder beim Versagen vorangegangener Versorgungen, beispielsweise Locking-Platten [33]. Des Weiteren ist der Zustand des Tuberculum majus von Bedeutung: bei guter anatomischer Lage und aussichtsreicher Einheilung, bevorzugt bei jüngeren Patienten (< 75 Jahre), kann hier die Hemiprothese zum Einsatz kommen [35, 36]. Anderenfalls hat eine inverse

Prothese bessere Erfolgsaussichten [34, 37]. Dislozierte 3- oder 4-part-Frakturen, sowie zertrümmerte Frakturen können so bei älteren Patienten mit einer inversen Schulterarthroplastik versorgt werden [38, 39]. Sie kommt auch im Fall einer auftretenden Fraktur in Kombination mit einer Rotatorenmanschettenruptur und/oder beim Versagen früherer Implantate (Hemi-/Totalendoprothese) zur Anwendung [33, 34, 38, 40, 41]. Grundsätzlich ist bis zum jetzigen wissenschaftlichen Stand die inverse Prothese der Hemiarthroplastik in der Behandlung akuter proximaler Humerusfrakturen aber nicht eindeutig überlegen [35]. Sie bietet zwar einerseits größere und verlässlichere Bewegungsmöglichkeiten und eine bessere Schmerzreduktion, andererseits besitzt die inverse Schulterarthroplastik aber eine hohe Komplikationsrate (u. a. Infektionen, Instabilitäten, Scapular-Notching, Glenoidlockerungen) und eine noch nicht hinreichend geklärte Standzeit [33, 42, 43]. Weitere Indikationsbereiche der inversen Schulterprothese sind in der Behandlung älterer Patienten mit irreparablen Rotatorenmanschettenrupturen plus Funktionsverlust oder bei chronischen Gelenkdislokationen zu finden [29, 30, 44]. Die inverse Schulterarthroplastik eignet sich darüber hinaus auch zur Rekonstruktion nach einer Tumoroperation [38, 45].

1.3 Fragestellung

Der Misserfolg einer Hemiarthroplastik stellt wie erwähnt eine der häufigsten Indikationen der inversen Schulterprothese dar. Dabei erscheint die Konvertierung des einen in den anderen Prothesentypen mit demselben humeralen Schaft als sehr vielversprechend, da jener während der Revision nicht explantiert werden muss. Eine kurze Operationszeit und wenig intraoperative Probleme, sowie ein geringer intraoperativer Blutverlust sind daraus resultierende Vorteile. Auch die zufriedenstellenden klinischen Ergebnisse und die niedrigen Revisionsraten sprechen für die Verwendung jener innovativer Arthroplastiken [46, 47].

Sechs dieser modularen Schulterprothesen stehen der Untersuchung zur Verfügung (DePuy, Exactech, Implantcast, Mathys, Tornier, Zimmer). Die Arbeit soll darüber Aufschluss geben, wie sich im Rahmen der Konvertierung die Prothesensysteme im Bezug auf ihre Höhe und ihrem Offset unterscheiden.

2 Originalarbeit

Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2014
DOI 10.1007/s00402-014-2098-1

Conversion of hemi into reverse shoulder arthroplasty: implant design limitations

H. Teschner · B. Vaske · U.-V. Albrecht · R. Meller · E. Liodakis · U. Wiebking · C. Krettek · M. Jagodzinski

H. Teschner · R. Meller · E. Liodakis · U. Wiebking · C. Krettek · M. Jagodzinski
Trauma Department, Hannover Medical School (MHH)

B. Vaske
Institute for Biometry, Hannover Medical School (MHH)

U.-V. Albrecht
Department of Forensic Medicine, Hannover Medical School (MHH)

2.1 Abstract

Purpose

Cranial migration of shoulder hemiarthroplasties due to rotator cuff insufficiency typically requires conversion into a reverse total shoulder arthroplasty.

This study was conducted to analyze differences between the height and offset of six implants designed to enable conversion of a hemiarthroplasty into a reverse system.

Methods

Anteroposterior radiographs of 40 shoulders were taken. An image analyzing software was used to simulate the implantation of the hemiprostheses. Then the implant was disassembled, leaving on the stem within the humeral shaft. Finally, the implantation of a reverse system was simulated using the stem in the same position. Values are reported as Δ -height and Δ -offset \pm standard deviation. Significance was assumed for $P < 0.05$.

Results

The least decrease in height was determined for Implantcast with 11.6 ± 3.3 mm, followed by DePuy (16 ± 5.7 mm) and the greatest for Tornier with 33 ± 5.3 mm. No significant differences were found among Exactech, Mathys and Zimmer. The largest offset-deviation was calculated for DePuy (-21.7 ± 3.7 mm) and the smallest for Implantcast (-3.3 ± 2.8 mm) and Tornier (1.5 ± 5.7 mm).

Conclusions

Due to the modular stem, the system of Implantcast can be converted in a reverse system with the least changes in height and offset. For the other manufacturers it does not seem possible to convert a hemiprosthesis to a reversed prosthesis without accepting additional tension of the deltoid muscle. Further experimental studies have to analyze the changes in deltoid abduction moments after conversion of a hemi- into a reversed prosthesis.

Key words: reverse total shoulder hemiprosthesis conversion

2.2 Introduction

Shoulder hemiarthroplasty is a well-established treatment for several pathologic conditions of the glenohumeral-joint, the most prominent being glenohumeral osteoarthritis in cases of cuff tear arthropathy [1] or fracture sequelae of the humeral head [2]. These prostheses can lead to a number of complications such as constant pain and compromised function [3] resulting in revision. Reversed total shoulder arthroplasty (r-TSA) (introduced by Paul Grammont [4]) is a well accepted treatment for rotator cuff insufficiency induced arthropathia, revision arthroplasty and other disabling shoulder conditions [5]. For patients suffering from a non-functioning rotator cuff, hemiarthroplasty does not lead to satisfactory results anymore secondary arthropathy is the method of choice, whereas reversed shoulder arthroplasty is likewise indicated when patients show an inability to lift the arm above the horizontal [6]. For the treatment of a cuff arthropathy, revision of failed prosthetic surgery, rheumatoid arthritis, pain relief, function, complication and revision rates, pseudoparalysis without arthritis, complex proximal humerus fractures, reconstruction after resection of tumors, absent tuberosities, instability as well as a poor range of motion and longevity most surgeons favour the reversed TSA [7-13]. The specific design of reversed prostheses is a big advantage because an intact rotator cuff is not necessary. The reason for this is the medialization and distalisation of the centre of rotation increases the deltoid lever arm which yields a higher force for abduction [14, 15]. When the centre of the glenoid hemisphere was medialized by 10 mm, the abduction moment arm of the deltoid increased by 20% [16]. Further, Ackland found that the reversed total shoulder arthroplasty led to significant increases in the abductor moment arms of the anterior and middle deltoid subregion, when the glenohumeral point of rotation was moved medially (by a mean of 20.9 mm) and inferiorly (by a mean of 9.5 mm). The abductor moment arms of the pectoralis major, latissimus dorsi and the teres major also increased [14]. For these specific reasons, the revision of a failed hemiprosthesis with poor abductor function by a reverse shoulder arthroplasty is desirable.

Until recently, this procedure was not possible without removal of the hemiprosthesis shaft. Conversion into a reversed prosthesis without removing the shaft of the hemiprosthesis should be preferred, as it lessens the risk of complications like periprosthetic fractures associated with a substantial rate of complications including transient nerve injuries and fracture displacement [17]. Furthermore the removal of a

humeral shaft during revision hemiprosthesis surgery can be difficult and in many cases a shaft osteotomy is required (Fig. 1).

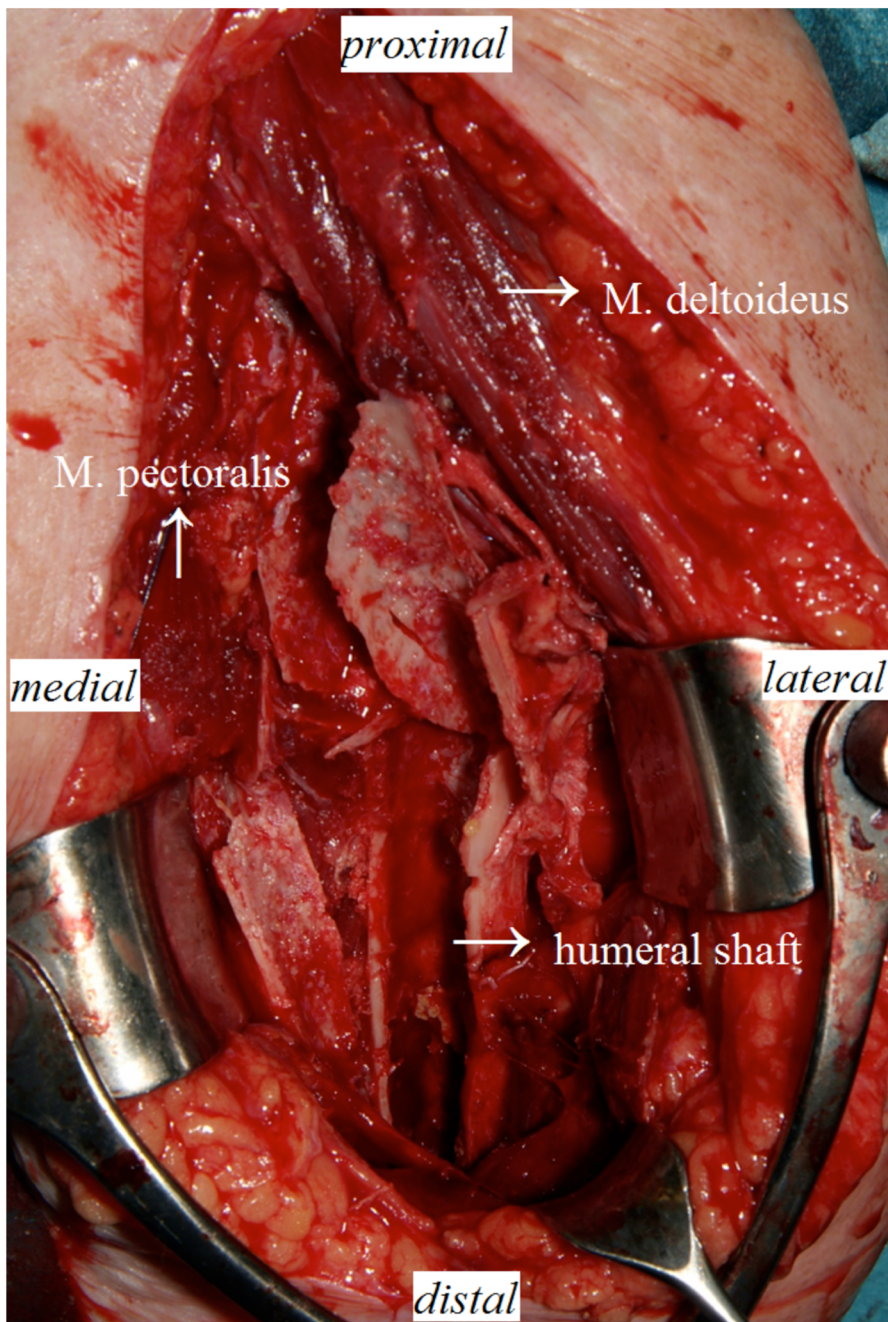


Fig. 1 Intraoperative photograph during revision surgery of a left shoulder. Several humeral fragments result from a shaft osteotomy

Currently, in the United States and Europe, there are six manufacturers (DePuy Global Unite™, Exactech, Implantcast, Mathys, Tornier and Zimmer) offering such implant systems.

This study was conducted to investigate the differences between various implants designed for both hemi- and reverse total shoulder arthroplasties. Differences in minimum and maximum height and offset before and after conversion were studied

during different degrees of abduction and were analyzed radiologically using special software.

2.3 Materials and methods

40 anteroposterior radiographs were acquired. These were taken in the Department of Forensic Medicine using 20 human cadavers. The mean age was $59,5 \pm 15,8$ years, the height was $173,3 \pm 9,0$ cm and the weight was $76,1 \pm 16,0$ kg. The bodies were positioned supine on an X-ray table and a C-arm X-ray unit (Ziehm Exposcop CB7-D Ser.Nr.: 651, Ziehm Imaging GmbH, Nürnberg) was positioned in order to target the beam 30° - 40° medially and 15° inferiorly. This was done to obtain an orthograde projection of the glenoid and the greater tubercle as profile [18] (Fig. 2).

A steel ball with a diameter of 30 mm was placed lateral of the greater tubercle to scale the radiographs after digitalization.

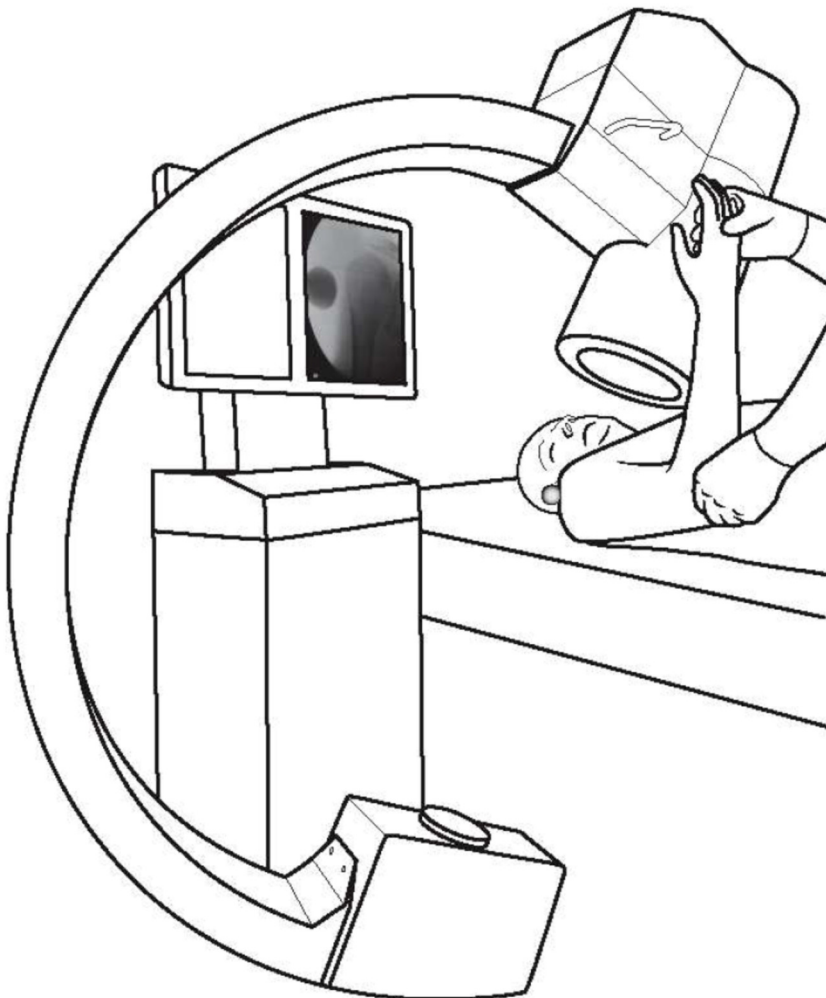


Fig. 2 A true anteroposterior projection of the shoulder was obtained by fluoroscopic control of the retroversion. The X-rays were calibrated using a 30mm steel ball

Using a digital image analyzing software (Medi-CAD[®], Hectec AG, Witzenhausen, Germany) obtaining engineering drawings from the manufacturers, a coordinate system was created based on the skeletal structures with a distinctive design to make the coordinate system reproducible in any anteroposterior radiograph (Fig. 3). The line through the superior (B1) and inferior border (B2) of the glenoid defined the ordinate (tg b) and the most inferior point of the acromion (A) the abscissa (tg a). The peak of the greater tubercle (point C) was used as a reference point to determine the height and offset.

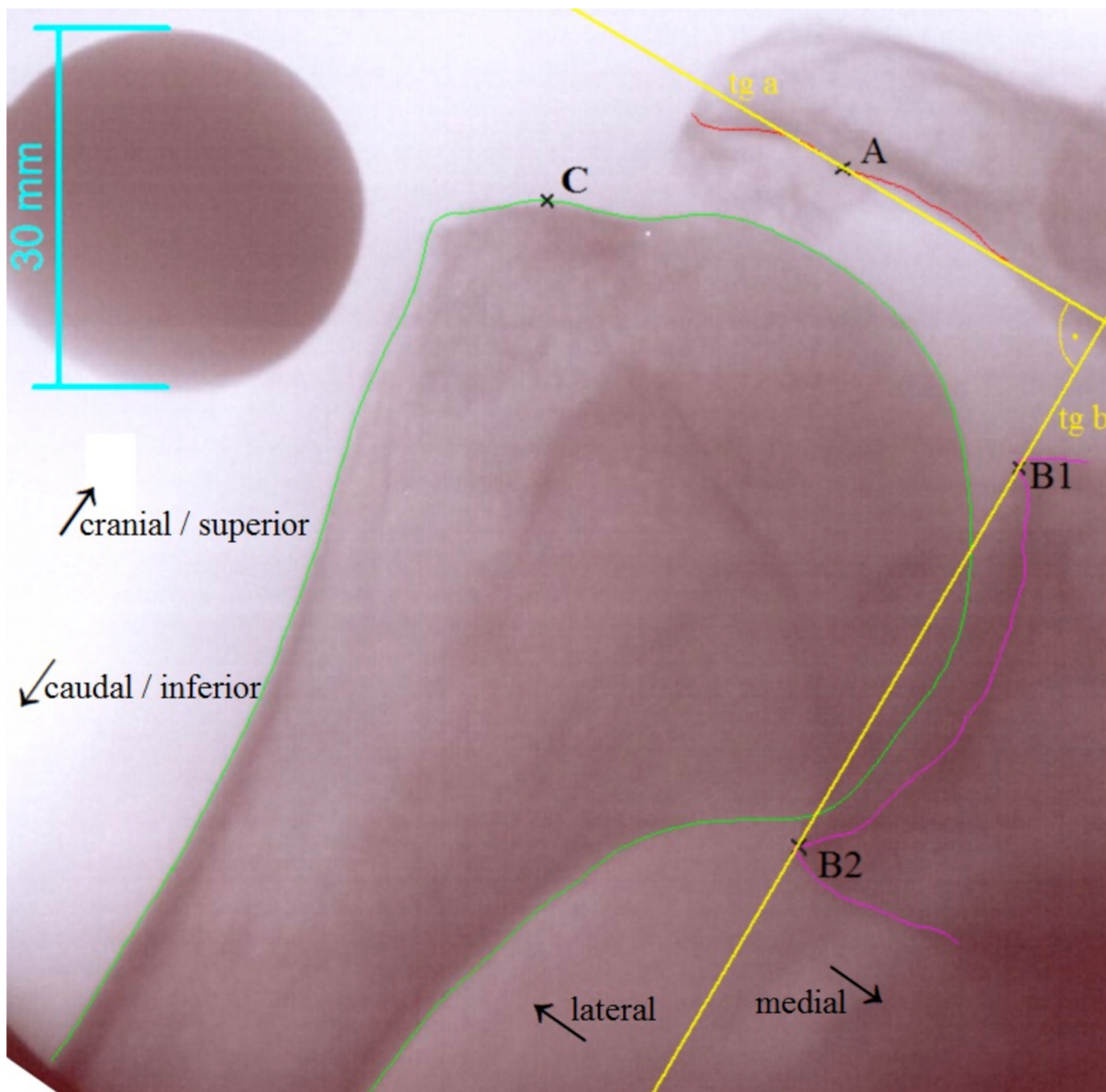


Fig. 3 The ap radiograph was used to mark the contours of the humerus and glenoid, such as the acromion using a digital planning software (Medi-CAD[®], Hectec AG, Witzenhausen, Germany). A Cartesian coordinate system was applied, and the position of the greater tubercle was marked

We defined the height as deviation in the caudal/cranial direction, in this case the difference between the greater tubercle and the acromion (abscissa). The offset was defined as deviation in the lateral/medial direction, in this case the difference between the greater tubercle and the glenoid (ordinate).

The hemiarthroplasty was planned with best fit including radius and height of the humeral head. The stem picked was a non-cemented stem with adequate length for the position of the hemi-endoprosthesis [18]. The position of the greater tubercle was measured within the coordinate system and for 0°, 30°, 60°, and 90° of abduction (Fig. 4).

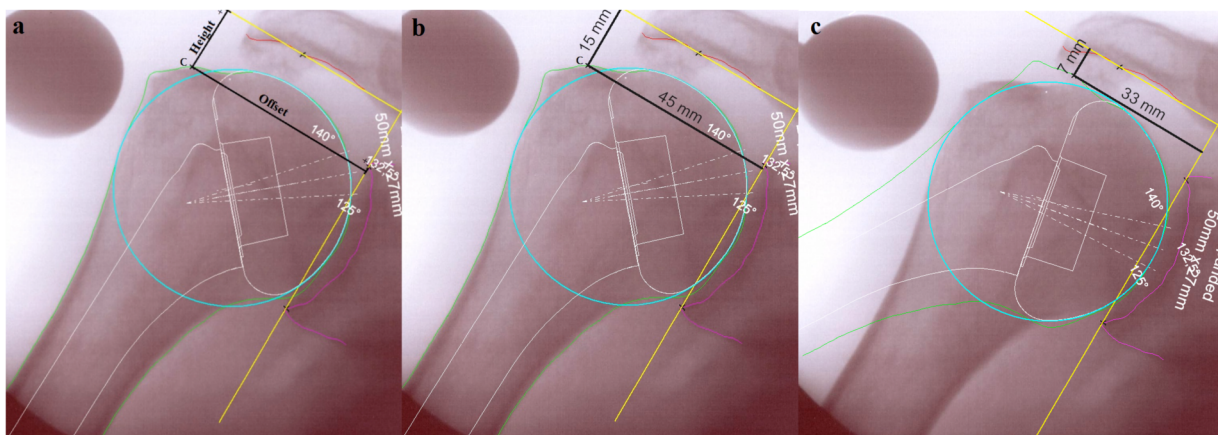


Fig. 4 First a hemiprosthesis was planned, and the position of the greater tubercle was analyzed in 0°, 30° (60° and 90°) of abduction

The humerus, including the hemiprosthesis, was rotated around the centre of rotation. Because of the maximal congruence, there were no differences between the position of the greater tubercle in the hemiprosthesis and in the ordinary shoulder. Then, the head of the hemi-prosthesis was removed, the stem was left in the same position (Fig. 5a) and the reverse total shoulder arthroplasty was assembled according to the guidelines of the manufacturers. The position of the humeral component was limited by the location of the stem. Care was taken to avoid notching when positioning the glenosphere with help of downward glenoid inclination and prosthetic overhang [19]. Then, the position of the humerus was adjusted to match the position of the glenosphere without changing the angle of abduction (Fig. 5b).

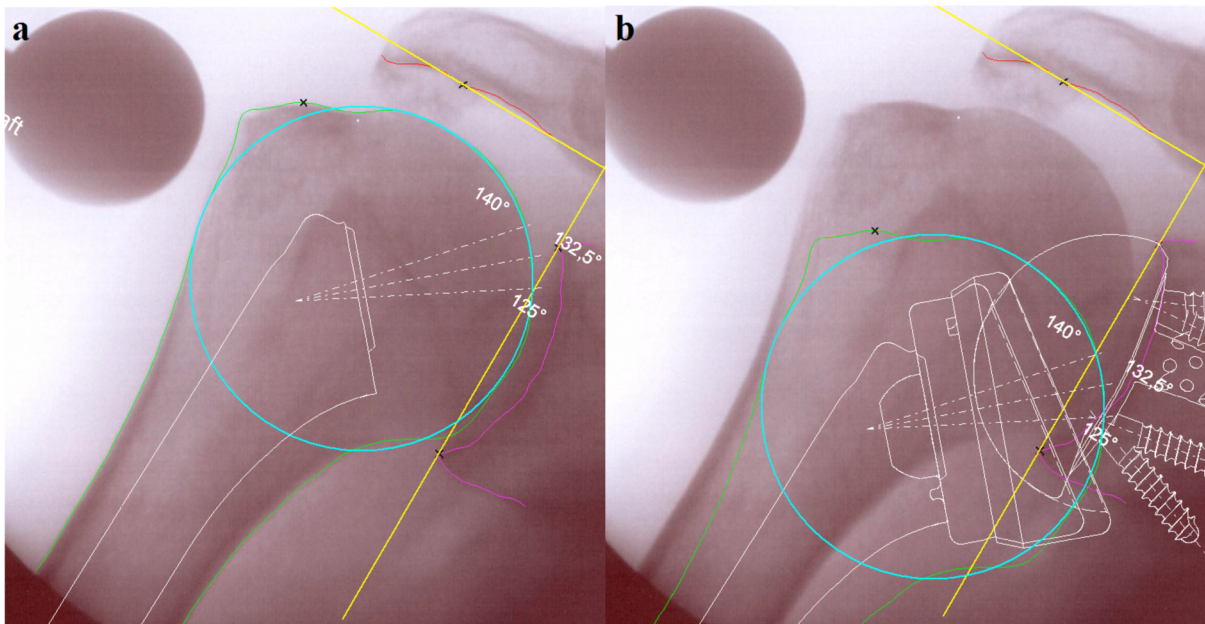


Fig. 5 The hemi-SA was disassembled, but without removal of the hemiprosthesis shaft and the components of a reverse TSA were digitally assembled

Both components for the least (Fig. 6a) and largest (Fig. 6b) increase in height and offset were assembled for each manufacturer. The maximum increase was achieved with the help of several modifications like longer and wider humeral components, a greater radius of the glenosphere or spacer between the stem and the humeral components depending on the manufacturer. For each configuration, the height and offset were determined for 0°, 30°, 60° and 90° of abduction (Fig. 6c).

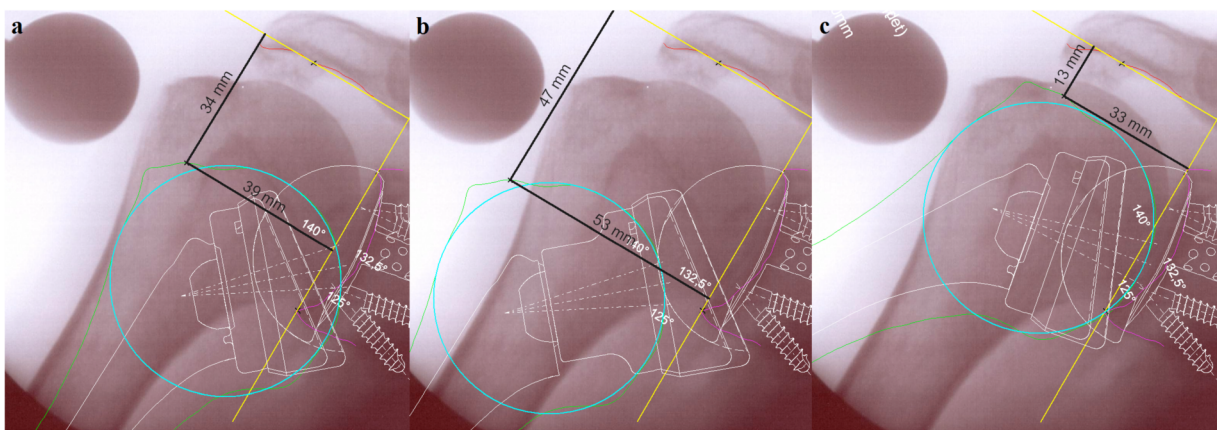


Fig. 6 Differences in height and offset of the smallest (a) and largest (b) fitting components were examined. c The reverse TSA were assembled in 30° (60° and 90°) of abduction, too

Finally, the deviation resulting from conversion of hemi to reverse shoulder arthroplasty could be calculated by subtracting the coordinates of the reverse prosthesis from those of the hemi prosthesis.

Of course in a 2D model, it cannot be the same with the real operation, so further three-d investigations has to proof these results.

All values are reported as mean and standard deviation. Statistical analysis was performed by means of a general linear model for repeated measures followed by a pairwise implant-type comparison with Bonferroni adjustments. Significance was assumed for $P < 0.05$. SPSS for Windows (Version 20.0, IBM Corporation, Armonk, NY,) was used for the analysis.

2.4 Results

Height

The smallest deviation in height of the minimum reverse prostheses was determined for the Agilon prosthesis of Implantcast (11.6 ± 3.3 mm) at 0° of abduction followed by DePuy (16.0 ± 5.7 mm). The largest increase in height was measured for Tornier (33.0 ± 5.3 mm) followed by Zimmer (24.8 ± 3.4 mm), Mathys (23.8 ± 2.6 mm) and Exactech (23.6 ± 3.0 mm). The smallest differences between the hemi and reversed prostheses during abduction were seen by Implantcast at 30° and at 60° for the other manufacturers (Fig. 7a). The smallest average deviation measured during abduction was DePuy (9 mm) and Implantcast (11.1 mm), followed by Mathys (13.0 mm), Exactech (13.9 mm) and Zimmer (14.0 mm). The highest average deviation by far was calculated for Tornier (21.8 mm), and the largest prostheses (humeral components combined with the size of the glenosphere) were created by Zimmer because of the strongest increase in height (43.6 ± 3.5 mm). This showing, that the differences in height were also influenced by the radius of the glenosphere. The smallest deviation in height between maximum and minimum reverse prosthesis was calculated for Mathys (average deviation: 15.8 mm) at 0° of abduction. So a small range of vertical size was determined. In this case/study vertical size was meant to be the length of the prosthesis in superior-inferior direction including the humeral components and the size of the glenosphere. Also the reverse prosthesis of Tornier had a small range of vertical sizes because of the generally large prosthesis design (min 0° : 33.0 ± 5.3 mm and max 0° : 38.3 ± 5.8 mm) (Fig. 7b). The widest range of vertical sizes was found for the prosthesis of Implantcast (min 0° : 11.6 ± 3.3 mm and

max: 41.0 ± 3.9 mm) reducing the need for incorporating a spacer when implanting the hemiarthroplasty. Ultimately, using Implantcast, very short as well as very long reverse prosthesis could be achieved.

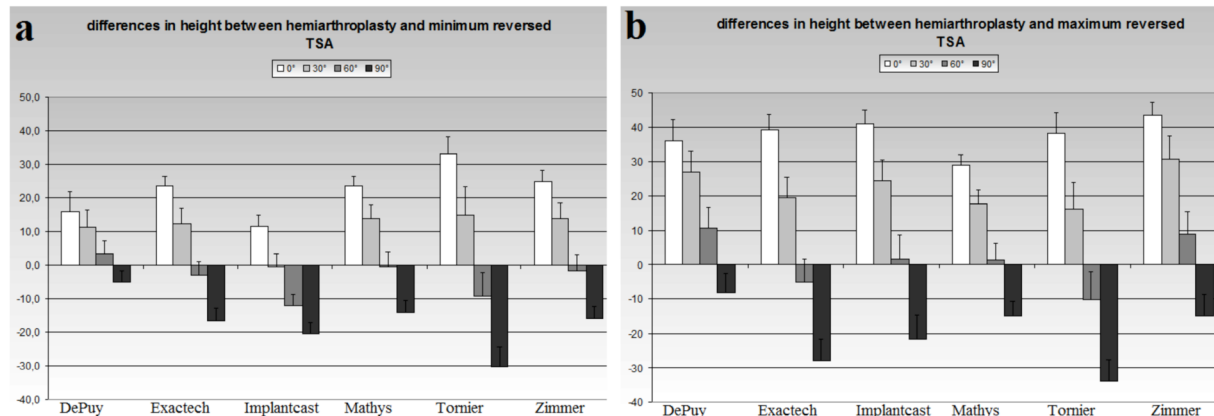


Fig. 7 a The smallest differences in height between hemiarthroplasty and minimum reversed TSA (during abduction) were measured for Implantcast and DePuy, the highest differences for Tornier. b Differences in height between hemiarthroplasty and maximum reversed TSA: The largest prosthesis could be created by Zimmer and the smallest by Mathys. In comparison to the minimum reversed TSA, a small range of vertical size was determined for Mathys and Tornier and the widest range of vertical size for Implantcast

At the maximum reversed TSA as well as the minimum reversed TSA, an approximately linear decrease was determined during abduction, meaning the glenohumeral joint of the reverse prostheses were moved more cranial when compared to the hemi prosthesis. At 0° of abduction, all inverse prostheses were located caudal and at 90° of abduction all reverse prostheses were located cranial in comparison to the hemiprotheses.

Offset

The smallest deviations in offset of the minimum reverse prostheses were registered for Implantcast (-3.3 ± 2.8 mm) and Tornier (1.5 ± 5.7 mm) at 0° of abduction. The highest deviation at 0° was measured for DePuy (-21.7 ± 3.7 mm) followed by Mathys (-14.0 ± 4.1 mm) and Zimmer (-11.6 ± 3.8 mm) being the design with the greatest decrease in offset. During abduction, the smallest deviation of the minimum reverse prostheses were registered for Exactech (30° : 0.8 ± 4.1 mm, 60° : 2.8 ± 4.1 mm, 90° : -2.8 ± 4.7 mm), Mathys (30° : -4 ± 3.2 mm, 60° : -0.5 ± 2.7 mm, 90° : -4.5 ± 3.7 mm) and Zimmer (30° : -1.5 ± 2.2 mm, 60° : 1.7 ± 1.6 mm, 90° : -3.0 ± 3.2 mm). Very high deviations during abduction were noticed for Implantcast at 90° ($-13,1 \pm 4.6$ mm), for Tornier at

30° (14.2±3.2 mm) and 60° (15.5±3.3 mm) and for DePuy at all abduction levels (30°: -14.7±4.7 mm, 60°: -11.1±6.0 mm, 90°: -11.7±6.6 mm). The greater tubercle position with the reverse prostheses of DePuy, Implantcast and Mathys was located medial to the greater tubercle position of the hemiprotheses at all positions of abduction whereas the Tornier's reverse prosthesis was situated lateral to the position of the hemiprosthesis resulting in positive deviations at all times (Fig. 8a).

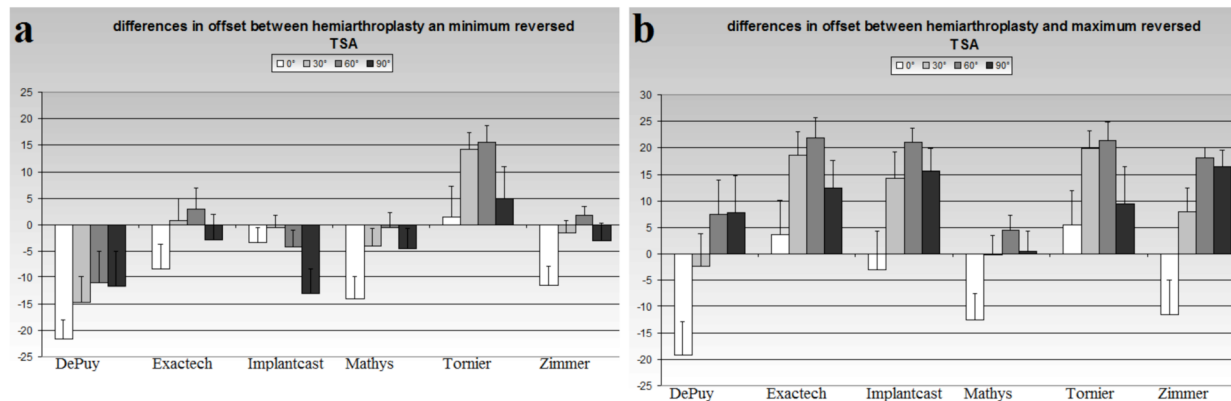


Fig. 8 a The smallest deviation in offset between hemiarthroplasty and minimum reversed TSA was registered for Implantcast and Tornier and the highest deviation for DePuy, the latter for all abduction levels. Tornier's inverse prosthesis was situated lateral to the position of the hemiprosthesis resulting in positive deviations. b Differences in offset between hemiarthroplasty and maximum reversed TSA: The widest prosthesis could be created by Tornier. In comparison to the minimum reversed TSA there were no significant differences in offset except for Exactech. With increased size of Exactech's prosthesis, height and width was increased

With increased abduction, the length of the humeral components of the prosthesis contributed to the increased offset. At 0° of abduction, there were no significant differences in offset between the maximum and the minimum reverse prostheses except for Exactech (min.: -8.3 mm, max.: 3.6 mm, $p < 0.05$), which implies a wide range of horizontal size. With increased size of the reverse prostheses, the height as well as the width of Exactech's prosthesis was increased. In this case/study horizontal size was defined as the width of the prostheses in medial-lateral direction including the humeral components of the prostheses. Also differences in offset were under the influence of the radius of the glenosphere. The widest reverse prostheses was Tornier with a lateral offset of up to 5.5 mm compared to the hemi-prosthesis followed by Exactech (3.6 mm). In all reversed TSA, abduction increased the offset of the maximum reversed TSA when compared with the minimum reversed TSA.

Increased size of reverse prostheses moved the position of the greater tubercle laterally during abduction (Fig. 8b).

2.5 Discussion

This study investigates for the first time the changes of height and offset of a reverse TSA compared with the previously implanted hemiarthroplasty using digital planning software.

Conversion of a hemiprosthesis into a reversed total shoulder arthroplasty using the same stem typically results in increased tension of the deltoid because the distance of the greater tubercle to the acromion increases. Many latest generation TSA implants offer the possibility of converting a hemi-SA into a reverse TSA. However, little is known about the position of the humerus following such conversions [20-22]. In this study, the inverse prosthesis of Implantcast followed by DePuy was able to approximate the position of the hemi-SA the closest concerning their height. A small range of vertical size was determined for Tornier and Mathys, whereas the reverse prosthesis of Exactech offers the widest range of offset, allowing the humerus to be medialized as well as lateralized thus creating an additional option in regulating the tension of the deltoid. All other prostheses could only either be shifted medially (DePuy, Implantcast, Mathys, Zimmer) or laterally (Tornier).

As aforementioned the r-TSA of Implantcast offers the widest range of height. This increased vertical variability is mainly due to the integration of a spacer into the hemiarthroplasty. So when removing the spacer at the time of implanting the reverse prosthesis, a smaller increase in height resulted. In future, other manufacturers may consider the use of a spacer in the hemiprosthesis design to prevent excessive vertical deviation between reverse shoulder arthroplasty and hemiprosthesis. Unfortunately it is not yet known which amount of vertical deviation is favourable.

The humerus at Tornier's reverse prosthesis for example was always lateralized and strongly lowered, resulting in a significant overtension of the deltoid fibers. Therefore, further studies are to determine the most advantageous level of overtension.

At 0° of abduction, all reverse prostheses were located caudal, and at 90° of abduction, all reverse prostheses were located cranial in comparison to the hemiprosthesis. This indicates that starting at a certain point of abduction (mostly between 45° and 75°), the height is decreased (the position of the greater tubercle then is located more cranial in comparison to the greater tubercle's position of the

hemiprostheses) and likewise, the tension of the deltoid is decreased. This decrease in distance has been proven to diminish the momentum (lever arm) of the deltoid [23] and a rotator cuff tear could not be compensated. But the reverse prostheses were located more laterally the more abduction was performed, compensating the diminution of deltoid-momentum.

To keep satisfactory momentum of the deltoid during abduction, medialization of the centre of rotation is crucial. On the other hand, it is a fact that scapular impingement is minimized by lateralization of the centre of rotation [19]. But there are other methods to prevent scapular conflict that should be used instead like prosthetic overhang, downward glenoid inclination, increase in glenosphere radius, etc [19].

It has to be mentioned that there are increasingly more prosthetic designs and not all are available for digital planning.

Furthermore, as previously mentioned, a 30mm steel ball was used for scaling the radiographs. The authors abstained from the use of an image distortion grid, but by measuring the steel ball's diameter in different directions (for example horizontal and vertical), the warping could be kept minimal. Therefore, significant variances could not occur.

Future studies that determine the function of the deltoid and analyze the change in momentum during abduction after changing height and offset of an r-TSA are desirable. Clinical studies should evaluate the differences in outcome comparing the height and offset following conversion of hemi-SA into r-TSA.

2.6 Acknowledgements

We wish to thank H. Ryland for creating the artwork within this article; further we wish to thank R. Krentscher from the Department of Forensic Medicine of Hannover Medical School (MHH) for his assistance.

2.7 References

1. Gutiérrez-Mendoza I, Delgado-Arzate E, Gutiérrez-Meneses A, Barile L (2005) Clinical and radiological evaluation in hemiarthroplasty of the shoulder. *Reumatol Clin.* 1:161–5
2. Kiliç M, Berth A, Blatter G, Fuhrmann U, Gebhardt K, Rott O, Zenz P, Irlenbusch U (2010) Anatomic and reverse shoulder prostheses in fracture sequelae of the humeral head. *Acta Orthop Traumatol Turc* 44:417–425
3. Fevang B-TS, Lie, SA, Havelin LI, Skredderstuen A, Furnes O (2009) Risk factors for revision after shoulder arthroplasty. *Acta Orthop* 80:83–91
4. Grammont PM, Trouilloud P, Laffay JP, Deries X (1987) Study and development of a new shoulder prosthesis [in French]. *Rhumatologie* 39:407–418
5. Wall B, Nové-Josserand L, O'Connor DP, Edwards TB, Walch G (2007) Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg Am* 89:1476–1485
6. Roberts CC, Ekelund AL, Renfree KJ, Liu PT, Chew FS (2007) Radiologic assessment of reverse shoulder arthroplasty. *Radiographics* 27:223–235
7. Boileau P, Watkinson D, Hatzidakis AM, Hovorka I (2006) Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 15:527–540
8. Leung B, Horodyski M, Struk AM, Wright TW (2012) Functional outcome of hemiarthroplasty compared with reverse total shoulder arthroplasty in the treatment of rotator cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg* 21:319–323
9. Nolan BM, Ankerson E, Wiater JM (2011) Reverse total shoulder arthroplasty improves function in cuff tear arthropathy. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 469:2476–2482
10. Mahmood A, Malal JJG, Waseem M (2013) Reverse shoulder arthroplasty – a literature review. *Open Orthop J.* 7:366-372
11. Sanchez-Sotelo J (2011) Total shoulder arthroplasty. *Open Orthop.* 5:106-14
12. Lenarz CJ, Gobezie R (2011) Reverse total shoulder arthroplasty. *J Vis Exp.* doi:10.379/2281

13. Valenti P, Kilinc AS, Sauzieres P, Katz D (2013) Results of 30 reverse shoulder prostheses for revision of failed hemi- or total shoulder arthroplasty. *Eur J Orthop. Surg Traumatol.* doi:10.1007/s00590-013-1332-9
14. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandy MG (2010) Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 92:1221–1230
15. De Wilde LF, Audenaert EA, Berghs BM (2004) Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: a comparative biomechanical study. *J. Orthop. Res.* 22:1222–1230
16. Grammont P, Baulot E (2011) The Classic: Delta Shoulder Prosthesis for Rotator Cuff Rupture. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 469:2424
17. Athwal GS, Sperling JW, Rispoli DM, Cofield RH (2009) Periprosthetic humeral fractures during shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 91:594–603
18. Habermeyer P (2002) *Schulterchirurgie*. Urban & Fischer, Munich, Jena
19. De Wilde LF, Poncet D, Middernacht B, Ekelund A (2010) Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis. *Acta Orthop* 81:719–726
20. Lollino N, Paladini P, Campi F, Merolla G, Rossi P, Porcellini G (2009) Reverse shoulder prosthesis as revision surgery after fractures of the proximal humerus, treated initially by internal fixation or hemiarthroplasty. *Chir Organi Mov* 93:S35–39
21. Martin TG, Iannotti JP (2008) Reverse total shoulder arthroplasty for acute fractures and failed management after proximal humeral fractures. *Orthop. Clin. North Am.* 39:451–457
22. McFarland EG, Sanguanjit P, Tasaki A, Keyurapan E, Fishman EK, Fayad LM (2006) The reverse shoulder prosthesis: A review of imaging features and complications. *Skeletal Radiol.* 35:488–496
23. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F (2005) Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 14:147–161

3 Diskussion

3.1 Methoden

Die inverse Schulterarthroplastik hat eine Vielzahl von Anwendungsmöglichkeiten. Besonders bei Patienten mit defizitärer Rotatorenmanschette und im Fall der Revision vorangegangener insuffizienter Prothesen hat sich diese Art der Versorgung bewiesen.

Inverse Schulterprothesen nach der Konvertierung von einer Hemiarthroplastik auf demselben humeralen Schaft digital zu planen und zu vergleichen, ist bis zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht dokumentiert. Vor allem im Bezug auf die Methodik ist dabei die Vergleichbarkeit mit anderen Studien schwierig.

A.p.-Röntgenbilder bilden zwei Dimensionen genau ab. Für diese Studie, in der sich auch die Prothesendesigns und deren Limitierungen auf die Höhe und das Offset beschränken, ist daher die anterior-posteriore Projektion der Schulter ausreichend. Mit Hilfe der Stahlkugel (30mm Durchmesser) konnten die Röntgenaufnahmen digital skaliert, mögliche Verzerrungen erkannt und signifikante Auswirkungen durch den Röntgen- und Digitalisierungsvorgang vermieden werden.

Allerdings muss an dieser Stelle darauf hingewiesen werden, dass eine dreidimensionale Bildgebung, wie die Computertomographie (CT), die präoperative Planung von Schulterarthroplastiken verbessert [48]. Im Fall einer realen Prothesenplanung ist die CT eindeutig zu empfehlen. Nicht nur in komplexen Situationen wie der Beurteilung proximaler Humerusfrakturen, sondern auch in der Positionierung der glenoidalen Komponente ist die dreidimensionale Computertomographie sicherer und genauer als zweidimensionale Bildgebungen [1, 49]. Sogar das laterale humerale Offset ist in einer CT im Rahmen einer präoperativen Planung statistisch zuverlässiger zu beurteilen, obwohl auch das konventionelle Röntgen eine exzellente Verlässlichkeit diesbezüglich bietet [50].

In Anlehnung an vorangegangenen Schultervermessungen in der Literatur wurden die knöchernen Strukturen im digitalisierten Röntgenbild markiert, die leicht zu reproduzieren sind: die superiore und inferiore Begrenzung des Glenoids, der inferiore Rand des Akromions, sowie die Spitze des Tuberculum majus [51]. Kleine Abweichungen in dem daraus gebildeten Koordinatensystem sind durch anatomische Variationen theoretisch möglich, spielen jedoch im Vergleich zwischen den einzelnen

Herstellern keine Rolle, da alle Prothesensysteme unter den jeweils gleichen Voraussetzungen vermessen und verglichen wurden.

In einem Planungsprogramm (Medi-CAD[®], Hectec AG, Witzenhausen, Germany) lassen sich die Prothesenschablonen durch Markierungen oder geeignete prothetische Formgebungen exakt adaptieren, wodurch mögliche Positionierungsfehler vermieden werden können. Ähnliche modulare Prothesendesigns weiterer Hersteller, die nicht über die digitale Planungssoftware Medi-CAD[®] verfügbar sind, konnten in dieser Studie leider nicht erfasst werden.

Bei der Auswahl des humeralen Prothesenkopfes wurde sich mit Hilfe eines Kreises am Radius des Caput humeri orientiert, um eine bestmögliche Passung des Prothesenkopfes zu erlangen [51]. So können Unterschiede zwischen der prothetischen und ossären Position der humeralen Gelenkfläche vermieden werden. Eine gute Voraussetzung sind in diesem Zusammenhang die (röntgenologisch) intakten/physiologischen Schultern.

Die Wahl des humeralen Schaftes gestaltet sich schwieriger, da die Markräume in der a.p.-Projektion nicht exakt definiert werden können. Besser wäre dafür ein axiales Röntgenbild oder eine CT [1]. Jedoch ist für die Fragestellung/Ziel dieser Studie die Positionierung des Schaftes der entscheidende Planungsschritt, Länge und Durchmesser spielen dagegen kaum eine Rolle.

Beim Ein- bzw. Umbau der inversen Prothesen wurde auf die anatomische Passfähigkeit geachtet: Die jeweils größt- und kleinstmöglichen Prothesenschablonen, die noch anatomisch vertretbar sind, bilden dabei die Designlimitierungen der unterschiedlichen Hersteller.

Während der Adaption des prothetisch invers versorgten Humerus an die glenoidale Komponente wurde einem möglichen Scapular-Notching besondere Aufmerksamkeit gewidmet. Zur Vermeidung dessen wurde sich im Rahmen dieser Studie für einen (inferioren) prothetischen Überhang entschieden, da dieser den größten Vorteil in Bezug auf den Notch-Angle bietet [52, 53, 54, 55, 56]. Aber auch eine Abwärtsneigung der Glenosphere fand Berücksichtigung und verringerte zusätzlich den Notch-Angle, sodass das Risiko für ein Scapular-Notching minimiert werden konnte [52, 56]. Prinzipiell stehen auch andere prothetische Maßnahmen zur Verfügung, die eine Reduzierung des Notch-Angles zur Folge haben. Dabei können ein größerer Radius der Glenosphere sowie eine reduzierte Schalentiefe des humeralen Gelenksegments einem Skapularkonflikt entgegenwirken [52, 56, 57].

Letzteres führt allerdings aufgrund der so verkleinerten Artikulationsfläche zu einem Stabilitätsverlust [52, 58]. Einen ähnlich nachteiligen Effekt hat auch eine Lateralisierung des Rotationszentrums, die zwar das genannte Adduktionsproblem verbessert, jedoch das Lockerungsrisiko der Glenoidkomponente erhöht (mögliches Auftreten des „Rocking-Horse“-Phänomens) [20, 52, 56]. Darüber hinaus besteht auch in einem verkleinerten Inklinationswinkel des humeralen Schafhalses ($< 155^\circ$) die Möglichkeit, dem Scapular-Notching entgegenzuwirken (52, 56). In diesem Zusammenhang sei abschließend erwähnt, dass die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten eines Notchings auch von der Anatomie jedes einzelnen Patienten abhängig ist [59].

3.2 Ergebnisse

Die Konvertierung einer Hemiprothese zu einer inversen Schulterarthroplastik auf demselben humeralen Schaft ist ein relativ neues implantologisches Feld, in dem vor allem die anatomische Lage des Humerus aktuell noch nicht hinreichend untersucht wurde.

In dieser Studie sind es die inversen Prothesen der Hersteller Implantcast (11.6 ± 3.3 mm) und DePuy (16.0 ± 5.7 mm), welche die vergleichsweise geringste Humerusverlängerung bieten können. Die sehr geringe vertikale Abweichung der Agilon-Prothese von Implantcast ist der Verwendung eines Platzhalters (spacer) in der Hemiprothese geschuldet, welcher im Rahmen der Konvertierung entfernt werden kann.

Eine Verlängerung des Humerus in Verbindung mit der Medialisierung des Rotationszentrums ist die Voraussetzung für die vergrößerte Vorspannung des Deltoideus, die Stabilisierung der prothetischen Artikulation sowie die Rekrutierung vermehrter Deltoideusfasern und den damit verbundenen größeren Hebelarm (60). Frühere Untersuchungen sind der Ansicht, dass eine Armverlängerung von 15 mm zu einer zufriedenstellenden Stabilität führt (61). Während im Fall einer kürzeren Verlängerung die Gefahr der Dislokation und funktioneller Einschränkung aufgrund geringerer Vorspannung des Deltamuskels besteht, führen exzessive Verlängerungen des Armes zu Lockerungen und Frakturen, sowie zu einem gesteigerten neurologischen Komplikationsrisiko (60, 62, 63). In einer der wenigen ähnlichen Studien wird auf das große Risiko der exzessiven Humerusverlängerung bei Inkorporation einer inversen Prothese auf dem humeralen Schaft einer

vorausgegangenen prothetischen Versorgung hingewiesen (62). Auch in der vorliegenden Arbeit kann jenes Risiko bestätigt werden, da die anderen Implantathersteller (Exactech, Mathys, Zimmer, Tornier) kein Prothesensystem ohne eine starke Verlängerung des Armes ($> 23\text{mm}$) anbieten können.

Es ist leider noch nicht eindeutig geklärt, welcher Grad der Humerusverlängerung als optimal angesehen werden kann, da beispielsweise mit Hilfe spezieller postoperativer Rehabilitation (passiv, 6-wöchige Immobilisation, Abduktionssplint) auch eine größere Armverlängerung von 26 mm möglich zu sein scheint (62). Aufgrund der großen Auswahl der Implantatkomponenten von DePuy und Implantcast wäre auch bei diesen Herstellern eine exzessive Verlängerung des Humerus bis zu 36 mm (DePuy) bzw. 39 mm (Implantcast) möglich.

Bezüglich des Offsets bietet das Prothesensystem von Exactech die größte Auswahl an inversen Komponenten. Dabei kann der Humerus sowohl lateral als auch medial im Vergleich zur physiologisch intakten Situation bzw. zur Hemiprothese positioniert werden. Die breiteste Prothese (größtes Offset) stellt der Hersteller Tornier, mit dessen inversen Prothese sich der Oberarm ausschließlich lateral der ursprünglichen Lage befindet. Für die Prothesensysteme aller anderen Anbieter (DePuy, Implantcast, Mathys, Zimmer) kann lediglich eine mediale Positionierung des Humerus erreicht werden. Gewiss verringert eine lateralere Humerusposition das Risiko eines Scapular-Notchings, jedoch müssen auch hier noch weitere Untersuchungen herausfinden, welche Dimension der horizontalen Humerusverlagerung am effektivsten ist (41). An dieser Stelle soll allerdings erwähnt sein, dass das Offset sicherlich nicht in dem Umfang von Veränderungen durch einen modularen Schaft betroffen ist wie die Höhe bzw. die Humeruslänge.

Zusammenfassend stellen die modularen Prothesensysteme eine gewinnbringende Implantattherapie dar, die auch in den wenigen anderen Studien mit guten klinischen und radiologischen Ergebnissen belegt wird (47, 62). Aber auch diese Innovation der inversen Schulterprothesen ist mit ihrer Entwicklung noch nicht am Ende und bedarf noch weiterer Forschungsarbeit.

4 Zusammenfassung

Eine defizitäre Rotatorenmanschette führt häufig zu einer kranialen Verlagerung der Schulterhemiarthroplastik, sodass eine Revision bzw. Konvertierung in eine inverse Schultertotalendoprothese erforderlich ist. Der Studie stehen sechs verschiedene modulare Prothesensysteme (DePuy, Exactech, Implantcast, Mathys, Tornier, Zimmer) zur Verfügung, die jene Konvertierung auf ein und demselben humeralen Schaft erlauben. Das Ziel dieser Studie sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Implantaten in Bezug auf ihre Höhe und ihr Offset.

40 anterior-posteriore Röntgenbilder wurden aufgenommen, anschließend digitalisiert und mit Hilfe einer Stahlkugel (30mm) skaliert. In einer digitalen Planungssoftware (MediCAD[®]) wurde zuerst die Implantation der Hemiprothese simuliert und deren Position vermessen. Danach wurde das Implantat bis auf den im Humerus befindlichen Schaft entfernt. Schließlich wurde die inverse Prothese auf dem belassenen Schaft konstruiert und die humeralen an die glenoidalen Komponenten adaptiert, ohne dabei den Winkel des Humerus zu verändern. Abschließend wurden wieder Höhe und Offset gemessen.

Die Agilon-Prothese von Implantcast kann die inverse Schulterarthroplastik mit der geringsten Humerusverlängerung (11.6 ± 3.3 mm) anbieten, gefolgt von DePuy (16.0 ± 5.7 mm). Mit der Agilon-Prothese besteht aber auch die Möglichkeit einer exzessiver Humerusverlängerung. Ein Grund (neben der relativ großen Auswahl an inversen Komponenten) ist die Korporation eines Platzhalters (Spacer) bei Implantation der Hemiprothese, der im Fall der Revisionsarthroplastik entfernt werden kann. Die Implantatsysteme der anderen Hersteller konnten in dieser Studie keine inverse Prothese ohne exzessive Humerusverlängerung in Aussicht stellen. Die inverse Arthroplastik von Exactech kann den Humerus sowohl medial als auch lateral aufgrund der größten Offset-Bandbreite verlagern. Geringe horizontale Humerusverschiebungen treten bei Implantcast (-3.3 ± 2.8 mm) und Tornier (1.5 ± 5.7 mm) auf.

Zukünftige Studien sollten klären, welcher Grad an Humerusverlängerung und horizontale Humerusverschiebung (Offset) wünschenswert ist. Außerdem sollten Veränderungen der Vorspannung des Musculus Deltoideus während der Abduktion nach der Konvertierung von einer Hemi- in eine inverse Prothese untersucht werden.

5 *Schriftenverzeichnis*

1. Jerosch J, Heisel J. (2002) Schulterendoprothetik. Steinkopff Verlag Darmstadt
2. Jazayeri R, Kwon YW. (2011) Evolution of the reverse total shoulder prosthesis. Bull NYU Hosp Jt Dis. 69(1):50-5
3. Lugli T. (1978) Artificial shoulder joint by Péan (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. Clin Orthop Relat Res. 133:215-8
4. Bankes MJ, Emery RJ. (1995) Pioneers of shoulder replacement: Themistocles Gluck and Jules Emile Péan. J Shoulder Elbow Surg. 4:259-262
5. Emery RJ, Bankes MJ. Shoulder replacement: historical perspectives. In: Walch G, Boileau P, eds. Shoulder Arthroplasty. Berlin, Germany: Springer; 1999:3-9
6. Neer CS II. (1955) Articular replacement for the humeral head. J Bone Joint Surg Am. 37:215-28
7. Neer CS 2nd, Watson KC, Stanton FJ. (1982) Recent experience in total shoulder replacement. J Bone Joint Surg Am. 64:319-37
8. Neer CS 2nd. (1974) Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. J Bone Joint Surg Am. 56:1-13
9. Marmor L. (1977) Hemiarthroplasty for the rheumatoid shoulder joint. Clin Orthop Relat Res. 122:201-203
10. Kenmore PI, MacCartee C, Vitek B. (1974) A simple shoulder replacement. J Biomed Mater Res. 8:329-330
11. Tanner MW, Cofield RH. (1983) Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture-dislocations of the proximal humerus. Clin Orthop Relat Res. 179:116-128
12. Franklin JL, Barrett WP, Jackins SE, Matsen FA III. (1988) Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. J Arthroplasty. 3:39-46
13. Reeves RB, Jobbins B, Flowers M. (1972) Biomechanical problems in the development of a total shoulder endoprosthesis. J Bone Joint Surg Br. 54:193
14. Coughlin MJ, Morris JM, West WF. (1979) The semiconstrained total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 61:574-81

15. Neer CS 2nd, Craig EV, Fukuda H. (1983) Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am.* 65:1232-44
16. Neer CS 2nd. (1990) *Shoulder Reconstruction*. Philadelphia, PA: WB Saunders Co, pp. 146-150
17. Katz D, O'Toole G, Cogswell L, Sauzieres P, Valenti P. (2007) A history of the reverse shoulder prosthesis. *Int J Shoulder Surg.* 1:108-113
18. Kessel L, Bayley I. (1979) Prosthetic replacement of shoulder joint: preliminary communication. *J R Soc Med.* 72:748-752
19. Flatow EL, Harrison AK. (2011) A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 469:2432-2439
20. De Wilde LF, Audenaert EA, Berghs BM. (2004) Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: a comparative biomechanical study. *J Orthop Res.* 22:1222-30
21. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandy MG. (2010) Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 92:1221-1230
22. Nyffeler RW, Werner CML, Gerber C. (2005) Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg.* 14:524-528
23. Grammont P, Trouilloud P, Laffay JP, Deries X. (1987) Concept study and realization of a new total shoulder prosthesis [Fench]. *Rhumatologie.* 39:407-18
24. Guery J, Favard L, Sirveaux F, Oudet D, Mole D, Walch G. (2006) Reverse total shoulder arthroplasty: survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years. *J Bone Joint Surg Am.* 88:1742-1747
25. Wierks C, Skolasky RL, Ji JH, McFarland EG. (2009) Reverse total shoulder replacement: intraoperative and early postoperative complications. *Clin Orthop Relat Res.* 467:225-234
26. Zumstein MA, Pinedo M, Old J, et al. (2011) Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg.* 20(1):146-57
27. Gadea F, Alami G, Pape G, Boileau P, Favard L. (2012) Shoulder hemiarthroplasty: outcomes and long-term survival analysis according to etiology. *Orthop Traumatol Surg Res.* 98(6):659-65

28. Ekelund A, Nyberg R. (2010) Can reverse shoulder arthroplasty be used with few complications in rheumatoid arthritis. *Clin Orthop Relat Res.* 469(9):2483-2488
29. Rittmeister M, Kerschbaumer F. (2001) Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. *J Shoulder Elbow Surg.* 10(1):17-22
30. Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. (2005) The reverse shoulder prosthesis for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. A minimum two-year follow-up study of sixty patients. *J Bone Joint Surg Am.* 87(8):1697-705
31. Baulot E, Sirveaux F, Boileau P. (2011) Grammont's idea: The story of Paul Grammont's functional surgery concept and the development of the reverse principle. *Clin Orthop Relat Res.* 469:2425-2431
32. Grammont PM, Baulot E. (1993) Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopedics* 16:65-68
33. Vachtsevanos L, Hayden L, Desai AS, Dramis A. (2014) Management of proximal humerus fractures in adults. *World J Orthop.* 18;5(5):685-93
34. Khmelnitskaya E, Lamont LE, Taylor SA, Lorich DG, Dines DM, Dines JS. (2012) Evaluation and management of proximal humerus fractures. *Adv Orthop.* 2012:861598
35. Brorson S, Rasmussen JV, Olsen BS, et al. (2013) Reverse shoulder arthroplasty in acute fractures of the proximal humerus: A systematic review. *Int J Shoulder Surg.* 7(2):70-8
36. Boileau P, Winter M, Cikes A, et al. (2013) Can surgeons predict what makes a good hemiarthroplasty for fracture. *J Shoulder Elbow Surg.* 22(11):1495-506
37. Cazeneuve JF, Cristofari DJ. (2006) 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.* 92(6):543-8
38. Smithers CJ, Young AA, Walch G. (2011) Reverse shoulder arthroplasty. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 4(4):183-90
39. Cazeneuve JF, Cristofari DJ. (2009) Delta III reverse shoulder arthroplasty: radiological outcome for acute complex fractures of the proximal humerus in elderly patients. *Orthop Traumatol Surg Res.* 95(5):325-329

40. Nam D, Kepler CK, Neviasser AS, et al. (2010) Reverse total shoulder arthroplasty: Current concepts, results, and component wear analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 92:23-35
41. Valenti P, Kilinc AS, Sauzières P, Katz D. (2014) Results of 30 reverse shoulder prostheses for revision of failed hemi- or total shoulder arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 24(8):1375-1382
42. Chalmers PN, Slikker W 3rd, Mall NA, Gupta AK, et al. (2014) Reverse total shoulder arthroplasty for acute proximal humeral fracture: comparison to open reduction-internal fixation and hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 23(2):197-204
43. Baudi P, Campochiaro G, Serafini F, Gazzotti G, Matino G, Rovesta C, Catani F. (2014) Hemiarthroplasty versus reverse shoulder arthroplasty: comparative study of functional and radiological outcomes in the treatment of acute proximal humerus fracture. *Musculoskelet Surg.* 98(1):19-25
44. Drignei M, Scarlat MM. (2009) Treatment of chronic dislocations of the shoulder by reverse total shoulder arthroplasty: a clinical study of six cases. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 19(8):541-546
45. Lenarz CJ, Gobezie R. (2011) Reverse total shoulder arthroplasty. *J Vis Exp.* (53):2281
46. Wieser K, Borbas P, Ek ET, Meyer DC, Gerber C. (2015) Conversion of stemmed hemi- or total to reverse total shoulder arthroplasty: advantages of a modular stem design. *Clin Orthop Relat Res.* 473(2):651-60
47. Castagna A, Delcogliano M, de Caro F, Ziveri G, et al. (2013) Conversion of shoulder arthroplasty to reverse implants: clinical and radiological results using a modular system. *Int Orthop.* 37(7):1297-305
48. Scalise JJ, Codsi MJ, Bryan J, Brems JJ, Iannotti JP. (2008) The influence of three-dimensional computed tomography images of the shoulder in preoperative planning for total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 90(11):2438-45
49. Walch G, Vezeridis PS, Boileau P, Deransart P, Chaoui J. (2015) Three-dimensional planning and use of patient-specific guides improve glenoid component position: an in vitro study. *J Shoulder Elbow Surg.* 24(2):302-9
50. Kadum B, Sayed-Noor As, Perisynakis N, Baea S, Sjöden G. (2015) Radiologic assessment of glenohumeral relationship: reliability and

reproducibility of lateral humeral offset. *Surg Radiol Anat*. DOI
10.1007/s00276-015-1424-9

51. Middernacht B, Winnock de Grave P, Van Maele G, Favard L, Mole D, De Wilde L. (2011) What do standard radiography and clinical examination tell about the shoulder with cuff tear arthropathy? *J Orthop Surg Res*. 6:1
52. De Wilde LF, Poncet D, Middernacht B, Ekelund A. (2010) Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis. *Acta Orthop*. 81(6):719-26
53. Bigorre N, Lancigu R, Bizot P, Hubert L. (2014) Predictive factors of scapular notching in patients with reverse shoulder arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*. 100(7):711-4
54. Lévine C, Boileau P, Favard L, Garaud P, Molé D, Sirveaux F, Walch G. (2008) Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 17(6):925-35
55. Sadoghi P, Leithner A, Vavken P, Hölzer A, et al. (2011) Infraglenoidal scapular notching in reverse total shoulder replacement: a prospective series of 60 cases and systematic review of the literature. *BMC Musculoskelet Disord*. 12:101
56. Gutiérrez S, Comiskey CA 4th, Luo ZP, Pupello DR, Frankle MA. (2008) Range of impingement-free abduction and adduction deficit after reverse shoulder arthroplasty. Hierarchy of surgical and implant-design-related factors. *J Bone Joint Surg Am*. 90(12):2606-15
57. Berhouet J, Garaud P, Favard L. (2014) Evaluation of the role of glenosphere design and humeral component retroversion in avoiding scapular notching during reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 23(2):151-8
58. Gutiérrez S, Keller TS, Levy JC, Lee WE 3rd, Luo ZP. (2008) Hierarchy of stability factors in reverse shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 466(3):670-6
59. Paisley KC, Kraeutler MJ, Lazarus MD, Ramsey ML, Williams GR, Smith MJ. (2014) Relationship of scapular neck length to scapular notching after reverse total shoulder arthroplasty by use of plain radiographs. *J Shoulder Elbow Surg*. 23(6):882-7
60. Walker M, Brooks J, Willis M, Frankle M. (2011) How reverse shoulder arthroplasty works. *Clin Orthop Relat Res*. 469(9):2440-51

61. Boileau P, Watkinson DJ, Hatzidakis AM, Balg F. (2005) Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg.* 14(1 Suppl S):147S-161S
62. Werner BS, Boehm D, Gohlke F. (2013) Revision to reverse shoulder arthroplasty with retention of the humeral component. *Acta Orthop.* 84(5):473-8
63. Lädermann A, Lübbeke A, Melis B, Stern R, Christofilopoulos P, Bacle G, Walch G. (2011) Prevalence of neurologic lesions after total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 93(14):1288-93

Erklärung nach §2 Abs. 2 Nr. 6 und 7 der Promotionsordnung

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Hochschule Hannover zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel „Konvertierung von Hemi- in inverse Schulterarthroplastik – Limitierungen von Implantatdesigns“ in der Klinik für Unfallchirurgie (Medizinische Hochschule Hannover) unter Betreuung von Herrn Prof. Dr. med. Michael Jagodzinski mit der Ko-Betreuung durch Herrn Dr. med. Ulrich Wiebking ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Die Gelegenheit zum vorliegenden Promotionsverfahren ist nicht kommerziell vermittelt worden. Insbesondere habe ich keine Organisation eingeschaltet, die gegen Entgelt Betreuerinnen und Betreuer für die Anfertigung von Dissertationen sucht oder die mir obliegenden Pflichten hinsichtlich der Prüfungsleistungen für mich ganz oder teilweise erledigt. Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Weiterhin versichere ich, dass ich den beantragten Titel bisher nicht erworben habe.

Ergebnisse der Dissertation wurden im Journal „Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery“ veröffentlicht.

Teschner H, Albrecht UV, Meller R, Liodakis E, Wiebking U, Krettek C, Jagodzinski M. (2014) Conversion of hemi into reverse shoulder arthroplasty: implant design limitations. Arch Orthop Trauma Surg. 134(12):1683-9. doi: 10.1007/s00402-014-2098-1

Alfeld, den 22.02.2016

Hilmar Teschner

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. C. Krettek danke ich für die Möglichkeit der Erstellung dieser Arbeit in der Abteilung der Unfallchirurgie in der Medizinischen Hochschule Hannover.

Für die hilfsbereite Unterstützung in der Gerichtsmedizin möchte ich mich bei Herrn R. Krentscher bedanken.

Auch Frau H. Ryland gilt mein Dank für die komplikationslose und professionelle Hilfe bei der Erstellung der digitalen Abbildung.

Herrn B. Vaske vom Biometrischen Institut möchte ich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung dieser Arbeit danken.

Mein ganz besonderer Dank und tief empfundener Respekt gebührt meinem Doktorvater Prof. Dr. med. M. Jagodzinski, der mir stets mit Rat und Tat zur Seite stand und mich mit viel Geduld bei der Anfertigung der Arbeit und Durchführung der Studie unterstützte.

An dieser Stelle möchte ich auch meiner Frau und meinem Vater danken, die mich zu jeder Zeit zur Beharrlichkeit motivierten.

Conversion of Hemi Into Reverse Shoulder Arthroplasty: Implant Design Limitations

M Jagodzinski¹, H Teschner¹, B Vaske², U-V Albrecht³, R Meller¹, E Liodakis¹, U Wiebking¹, C Krettek¹

¹Trauma Department, Hannover Medical School (MHH)
²Institute for Biometry, Hannover Medical School (MHH)
³Department of Forensic Medicine, Hannover Medical School (MHH)

Abstract

Background

Shoulder hemiarthroplasties may be compromised by rotator cuff tear and migration of the prosthesis causing pain and failure. This situation typically requires conversion into a reverse arthroplasty. Several implants have been designed in order to meet the need of a conversion of a hemi into a reverse shaft. This study was conducted in order to analyze differences between the height and offset of 6 manufacturers following a conversion of the system.

Methods

True anteroposterior radiographs of 40 shoulders (10 female and 30 male) were acquired. Images were scaled using a 30mm steel ball. A digital image analysing software (MediCAD, Version, Hectec®) was used in order to simulate implantation of the hemi-protheses. Two reference points were analysed: The greater tubercle and the center of rotation. The offset was defined as the distance between the greater tubercle and the tangent of the lateral margin of the glenoid. After achieving a maximum of congruence for the hemi-prothesis, the implant was disassembled and the stem was left within the humeral shaft. Then, implantation of a reverse system was simulated using the stem in the same position. This was performed for the smallest possible implant and the highest adaptor and implant matching the glenoid size. Values are reported as Δ -height and Δ -offset \pm standard deviation. Statistical analysis was performed by means of a general linear model for repeated measures followed by a pairwise implant types comparison with Bonferroni adjustments. Significance was assumed for $p < 0.05$.

Results

The lowest decrease in height was determined for Implantcast with 11.6 ± 3.3 mm, followed by DePuy (16 ± 5.7 mm) and the highest for Tornier with 33 ± 5.3 mm. Between the other three manufacturers (Exactech 23 ± 3 mm, Mathys 24 ± 2.6 mm and Zimmer 25 ± 3.4 mm) there were no significant differences in vertical height. No significant differences were found among Exactech, Mathys and Zimmer (p -value between 0,121 and 1,000). Each of the other implants was significantly different from all others (p -values < 0.001). The biggest offset-deviation was calculated for DePuy (-21.7 ± 3.7 mm), followed by Mathys (-14 ± 4.1 mm) and Exactech (-8.3 ± 4.6 mm). The smallest offset-deviation was documented for Implantcast (-3.3 ± 2.8 mm) and Tornier (1.5 ± 5.7 mm). All Offset-deviations were significantly different from each other (p -values < 0.001).

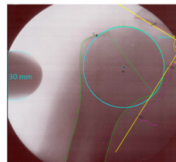
Conclusions

The data from this study shows that the reversed shoulder prostheses of Implantcast comes the closest to the position of hemiprotheses, especially as related to the change in height. For the other manufacturers it does not seem possible to convert a hemiprotheses to a reversed prostheses without accepting additional tension of the deltoid. Further biomechanical studies have to investigate the biomechanical importance of these findings.

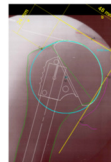
Methods



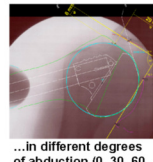
2D anteroposterior radiographs were made in a c-arm x-ray unit and the glenoid is projected orthograde



a coordinate system was created based on bony structures and the peak of the greater tubercle was chosen to function as the measuring point



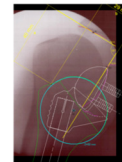
Hemiarthroplasty was planned and the position of the greater tubercle was measured...



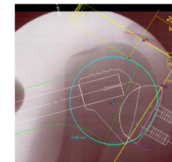
...in different degrees of abduction (0, 30, 60, 90)



The prosthesis was removed but the stem was left within the humeral shaft...

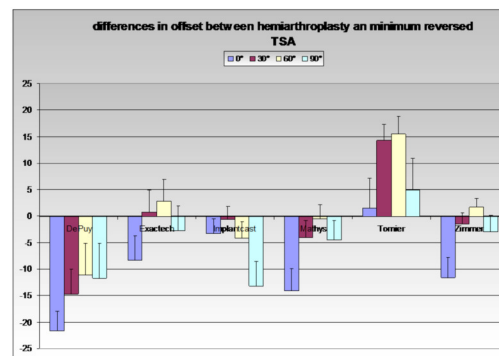
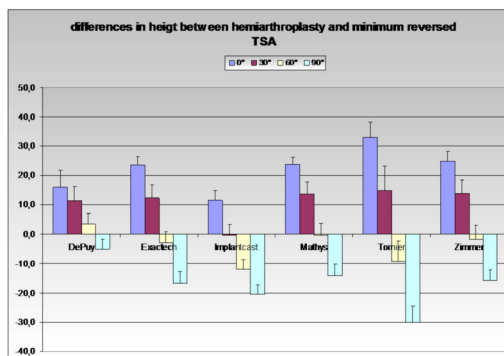


...so a reversed prosthesis could be attached and the humerus was shifted to match the humeral cup and the glenoid



Height and offset were measured in 0, 30, 60 and 90 degrees of abduction

Results



Conclusions

- Implantcast, followed by DePuy comes the closest to the position of the hemiprosthesis concerning their height
- Implantcast's small deviations is mainly due to the use of a spacer in the hemiarthroplasty which could be removed at the time of conversion to reverse arthroplasty
- Tornier's prosthesis is always lateralized and strongly lowered leading to a significant overtension of the deltoid