SANA KLINIKUM BIBERACH

LEHRKRANKENHAUS DER

UNIVERSITÄT ULM

Hat der eingebrachte Pfannenwinkel einer Hüfttotalendoprothese Einfluss auf die Pfannenlockerung?

Retrospektive Analyse von Keramik-Keramik Gleitpaarungen

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

eingereicht von

Malin Antinea Rode

geboren in Ulm

2018

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. Thomas Wirth
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Bernd Mühling
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Christoph Dehner
Tag der Promotion:	10.05.2019

Meinen Eltern in großer Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

	Seitenzahl
Abkürzungsverzeichnis	III
1. Einleitung	
1.1 Grundlegendes und Fakten	1
1.2 Historie der Hüftendoprothetik	1
1.3 Wahl der Gleitpaarung	2
1.4 Anforderung an die Pfannenposition	4
1.5 Prothesenlockerung	6
1.6 Klinisches Outcome	7
1.7 Fragestellung	8
2. Material und Methode	
2.1 Patientenkollektiv	9
2.2 Bildauswertung	10
2.3 Statistik	16
3. Ergebnisse	
3.1 Kollektiv	17
3.2 Zuverlässigkeit der Messwerte	18
3.3 Pfannenwinkel	22
3.4 Pfannenmigration	26
3.5 Migration und Pfannenwinkel	28
3.6 Richtung der Migration	31
3.7 Osteolysen periimplantär acetabulär	33
4. Diskussion	
4.1 Kritische Begutachtung von Material und Methode	
4.1.1 Patientenkollektiv	34
4.1.2 Auswertung der Röntgenbilder	34
4.1.3 Messmethode	35

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Einfluss des Pfannenwinkels 36

4.2.2 Lockerungszeichen Abrieb und Osteolyse 37

4.2.3 Prothesenposition 38

4.2.4 Einfluss des Geschlechts auf die Pfannenposition 40

4.2.5 Limitationen 41

4.3 Ausblick 41

5. Zusammenfassung 43

6. Literaturverzeichnis 45

7. Abbildungsverzeichnis 53

8. Anhang 54

Danksagung 56

Lebenslauf 57

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BMI	Body Mass Index
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
et al.	et alter (lat. für und andere)
mm	Millimeter
MTA	medizinisch technische Assistentin
MW	Mittelwert
n	Anzahl
p	p-Wert, Signifikanzwert
PACS	Picture Archiving and Communication System
s.	siehe
S.	Seite
Std.Abw.	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese

1. Einleitung

1.1 Grundlegendes und Fakten

Bei der Hüftprothese handelt es sich um die häufigste Prothese, die in Deutschland jährlich implantiert wird. Im Jahr 2015 waren es 227.293 Hüftprothesen. Gleichzeitig fanden im Jahr 2015 35.290 Revisionen nach Hüftoperationen statt, das entspricht 15,5%. Der Großteil (23,3%) erfolgte im Alter von 75-80 Jahren (Statistisches Bundesamt 2015).

Die Hauptindikation für eine Hüftprothese stellt die Arthrose dar. Im Jahr 2014 führt die Coxarthrose mit 104.498 Fällen pro Jahr die Liste der häufigsten Diagnosen in Vorsorge- und Rehabilitationseinrichtungen knapp vor der Gonarthrose an (Statistisches Bundesamt 2016a). Als stationäre Hauptdiagnose befindet sie sich mit 172.070 Fällen pro Jahr auf Platz 18 von 20 (Statistisches Bundesamt 2016b).

Die Zahl der implantierten Prothesen nimmt von Jahr zu Jahr zu, unter anderem dadurch, dass die Menschen heutzutage immer älter werden, aber auch immer früher zum Arzt gehen und sich operieren lassen. Ein Risiko, das bei einer solchen Operation immer besteht, ist die Revisionsoperation. Das ist der operative Eingriff, der nötig ist, wenn Komplikationen oder Probleme mit dem implantierten Gelenk auftreten.

1.2 Historie der Hüftendoprothetik

Als Pionier der Hüftendoprothesen gilt John Charnley, ein britischer Chirurg und Orthopäde. Er entwickelte die erste Hüftprothese aus Stahl und Teflon in den 1950ern. Schnell musste er feststellen, dass diese Prothese durch den starken Abrieb von Teflon zum Scheitern verurteilt war. Später fand er heraus, dass die ebenfalls genutzten Materialien, nämlich Stahl und Chrom-Cobalt Legierungen, einen immens hohen Abrieb im Vergleich zum natürlichen Gelenk produzierten und die Lockerung

der Prothesen vorrangig auf die Weichteilreaktionen durch den Abrieb zurückzuführen ist.

Das einzig akzeptable Material in Hinblick auf den Abrieb, wenn es auch nicht an den des natürlichen Gelenkes herankommt, war das ultra high molecular weight polyethylene (UHMWP) (Charnley 1960, Charnley 1966, Tull Thomas 2011). Bereits 1960 konstatierte Charnley, welche Wichtigkeit der Gleitpaarung bei einer Prothese zukommt (Charnley 1960, Wroblewski et al. 2008).

1962 gelang ihm dann die Entwicklung der „Charnley Prothese“ nach dem „low frictional torque“ Konzept. Sie bestand aus einem Polyethyleninlay und einem Stahlkopf. Hierbei zeigte die geringe Reibung des Kunststoffes eine deutlichere Ähnlichkeit mit menschlichem Knorpel. Zudem konnte durch Verkleinerung des Kopfes das Drehmoment und damit die Reibung vermindert werden (Wroblewski et al. 2008).

Studien, in denen seine Prothesen über einen Zeitraum von 35 Jahren untersucht wurden, erbrachten eine „Überlebensrate“ der Prothese von 78%. Die heutigen Anforderungen an eine Prothese steigen jedoch, da die Lebenserwartung steigt und das Alter bei Implantation zunehmend geringer ist. Langzeitstudien zur Bewertung der Prothese unter Belastung stehen noch aus (Callaghan et al. 2009).

1.3 Wahl der Gleitpaarung

Für die Hüftprothesen werden in der heutigen Zeit viele verschiedene Materialien verwendet, die einzeln betrachtet gute Vorteile, in Kombination mit anderen Materialien als Gleitpaarung jedoch auch Nachteile aufzeigen. Die Wahl der Gleitpaarung wird kontrovers diskutiert. Es ist bekannt, dass sich die Lockerungen vor allem durch den Materialabrieb und die daraus resultierenden Gewebeveränderungen ergeben.

Um die Materialien zu bewerten, zählen laut Sonntag et al. nicht nur die Eigenschaften der einzelnen Komponenten, sondern vielmehr die der Kombination zweier Materialien. Erwartete Eigenschaften in vivo sind: so gut wie keinen Verschleiß, hohe Korrosionsbeständigkeit, keine Immunreaktion durch potentiellen Abrieb, kratzfeste Oberfläche, geringe Reibung bei Bewegung, keine Geräuschentwicklung, hohe Festigkeit gegen Materialermüdung oder Brüche und eine ausreichende Kopfgröße, um das Dislokationsrisiko zu reduzieren. Folglich sollte die Revisionsrate der perfekten Gleitpaarung im klinischen Langzeitverlauf minimal sein (Sonntag et al. 2015).

Gleitpaarungen unterscheiden sich in Hart-Hart Gleitpaarungen und Hart-Weich Gleitpaarungen. Unter Hart-Hart Gleitpaarungen fallen Keramik-Keramik und Metall-Metall Kombinationen.

Die Ursprünge der Keramik-Keramik Gleitpaarungen liegen im Jahr 1970, entwickelt durch den Franzosen Pierre Boutin. Bis zum heutigen Tag gibt es bereits keramische Gleitpaarungen in der vierten Generation. Durch die Verbesserung der Materialeigenschaften konnte die Versagensrate minimiert werden (Traina et al. 2013, Wang et al. 2016).

Die Vorteile der Keramik-Keramik Gleitpaarung liegen in äußerst geringen in-vitro-Verschleißraten (Greenwald et al. 2001), kleinsten Keramikabriebpartikeln im Nano- bis Mikrometerbereich (Hatton et al. 2002, Hatton et al. 2003) und kaum auftretenden Fremdkörperreaktionen wie Osteolysen (Savarino et al. 2009). Zusätzlich überzeugt Keramik mit guten tribologischen Eigenschaften (Fisher et al. 2006, Reinders et al. 2013).

Nachteilig beschrieben war früher die Gefahr der Keramikberstung durch die spröde Materialeigenschaft (Beckmann et al. 2015, Massin et al. 2014), ausgelöst durch zu hohe Punktlasten, beispielsweise in Form von acetabulärer Fehlposition, zu kleinen Köpfen oder schlechter Operationstechnik (Morlock et al. 2014, Traina et al. 2013). Durch die Einführung des Mischoxidkeramiks ist diese Gefahr stark gesunken.

Im Gegensatz zu den Hart-Hart Gleitpaarungen bestehen Hart-Weich Gleitpaarungen aus einem Polyethyleninlay und einem Keramik- oder Metallkopf. Unterscheiden lässt sich das Polyethylen in konventionelles und quervernetztes Polyethylen. Die klinischen Verschleißraten wurden durch das quervernetzte Polyethylen im Vergleich mit dem konventionellen deutlich verbessert (Kurtz et al. 2011).

Ein Vorteil der Hart-Weich Gleitpaarung gegenüber der Hart-Hart Gleitpaarung ist die Tatsache, dass Hart-Weich Gleitpaarungen auch bei Grenz- oder Mischreibungen funktionieren und sich daher fehlerverzeihender zeigen. Grenz- oder Mischreibungen entstehen, wenn der tragende Schmierfilm teilweise fehlt, was zum Beispiel durch eine zu steil eingebrachte Pfanne ausgelöst wird. Hart-Hart Gleitpaarungen sind hingegen auf einen gleichmäßig vorhandenen Schmierfilm angewiesen (Sonntag et al. 2015).

1.4 Anforderungen an die Pfannenposition

Fisher stellt in seiner Studie dar, dass eine inkorrekt eingebrachte Prothese zu einem unerwünschten Kontakt zwischen dem Prothesenkopf und dem Pfannenrand führt. Er unterscheidet Implantationsfehler in Bezug auf die Translation, wie mediale oder superiore Translation der Pfanne, wodurch das eigentliche Drehzentrum nicht mehr hergestellt ist oder fehlerhaftes off-set, sodass das Kopfzentrum nicht mehr optimal liegt und in Bezug auf den Rotationsfehler der Pfanne, wie zu steile Inklination (Fisher 2011).

In der Literatur herrscht keine Einigung über eine definierte Pfannenposition. Die am weitesten verbreitete und international angewandte Definition stammt von G. E. Lewinnek et al. aus dem Jahre 1978. Für diese sogenannte „safe zone“ schreibt er einen Inklinationswinkel von 40° und einen Anteversionswinkel von 15° vor, jeweils mit +/-10° Sicherheitsspielraum (Lewinnek et al. 1978).

Dem gegenüber plädieren McCollum und Gray für einen Inklinationswinkel von 40° +/- 10° und eine Anteversion von 30°+/-10° (McCollum et al. 1990). Pedersen et al. beschreiben eine Inklination von kleiner als 40° und Anteversion von weniger als 10° als ausreichend (Pedersen et al. 2005). Harris beschreibt einen Inklinationswinkel von 30° und einen Anteversionswinkel von 20° (Harris 1995). Bader et al. konstatieren eine Inklination zwischen 30°-55° und eine Anteversion zwischen 0°-30° (Effenberger). Murray zeigt auf, das sich die Pfannenposition in radiologischer, operativer und anatomischer Weise beschreiben lässt. Jede der Formen lässt sich beliebig in eine der anderen umwandeln (Murray 1993).

Der Erfolg einer Hüftprothesenimplantation wird in erster Linie durch die korrekte Positionierung der Implantate gekrönt. Die Pfannenstellung beeinflusst nachweislich das Bewegungsausmaß der Hüfte postoperativ (Asayama et al. 2004, Widmer et al. 2004). Ist ein korrektes Einbringen nicht der Fall, drohen Einklemmungsphänomene, Luxationen, Materialabrieb und Osteolysen mit konsekutiver Revisionsoperation (Dargel et al. 2014, Harrison et al. 2014, Kummer et al. 1999, Lewinnek et al. 1978, Malik et al. 2007).

Die größte Schwierigkeit ergibt sich für den Operateur aber durch die Tatsache, dass sich die Winkel während der Operation nur schwer exakt messen lassen (Babisch et al. 2008, DiGioia et al. 1998, McCollum et al. 1990). So ergeben sich Probleme durch die Lage des Patienten auf dem Operationstisch. Jegliche Patientenbewegung führt zu einer Veränderung der Beckenneigung und damit zu einer Veränderung der Pfannenposition (Asayama et al. 2004, Haaker et al. 2007, Widmer et al. 2004). Weitere Faktoren, die in Zusammenhang mit einer erschwerten Pfannenpositionierung in Verbindung gebracht werden, sind patientenspezifische Gegebenheiten wie die individuelle Anatomie, periartikuläre Kontrakturen, lumbosakrale Fehlstellungen oder Adipositas (Dargel et al. 2014, Widmer et al. 2004).

1.5 Prothesenlockerung

Die häufigste Ursache für Revisionsoperationen stellt die symptomatische aseptische Lockerung der Prothese dar, ausgelöst durch von der Norm abweichenden Einbau und Osteolyse. Weniger häufig sind septische Lockerung durch Infektionen, Frakturen oder Luxationen (Kretzer et al. 2012). Prothesenunabhängige Faktoren wie das männliche Geschlecht, junges Alter bei Implantation und ein hohes Aktivitätslevel haben zudem ein höheres Risiko für Revisionseingriffe. In Zahlen liegen die Komplikationsraten nach Hüftprothesen im Jahr bei 2-10% (Dargel et al. 2014). 2015 führt die aseptische Lockerung mit 41,4% die Liste der Wechselgründe vor den Infektionen mit 15,6% und den Luxationen mit 10,8% an (Endoprothesenregister Deutschland 2015). Kretzer et al. beschreiben in ihrer Übersichtsarbeit zur tribologischen Analyse von Endoprothesen die biologische Wirkung von Verschleißprodukten. So ist bekannt, dass die aseptische Lockerung durch die biologische Aktivität der beim Materialabrieb freigesetzten Partikel entsteht. Diese Partikel induzieren eine Reihe von Immunreaktionen vor allem mit Aktivierung der Osteoklasten, durch die es letzten Endes zur Implantatlockerung kommt. Bisher als ungeklärt gilt die Frage, wie die Abriebpartikel an die Implantat-Knochen-Grenze gelangen. Es gibt Mutmaßungen über die Einspülung der Partikel über die Synovialflüssigkeit, aber auch über die Fähigkeit der Partikel den Knochen zu durchwandern. Der Einfluss der Partikel auf ihre Aktivität ist von deren Größe, Form, Oberfläche, Konzentration und der Materialzusammensetzung abhängig. Die Aktivität steigt mit abnehmender Größe der Partikel (Kretzer et al. 2012). Der Materialabrieb selbst ist abhängig von den Kontaktkräften im Kopf-Pfannen-Bereich, welche im täglichen Leben auf das künstliche Gelenk wirken. Diese Kräfte hängen von der Kopfgröße, der Pfannenposition, der Pfannenüberdachung, der femoralen Anteversion und der Stellung des Beckens während der Aktivität ab (Scheerlinck 2014).

Bezüglich der Pfannenposition in Bezug auf das natürliche bzw. anatomische Pfannenzentrum fanden Pagnano et al. in einer Studie heraus, dass oberhalb des natürlichen Zentrums implantierte Pfannen zu Lockerungen und einer erhöhte Rate an

Revisionen sowohl der acetabulären als auch femoralen Komponente führten (Pagnano et al. 1996). Ebenso führt die Fehlposition des Inlays nachweislich zu einer erhöhten Osteolyseinzidenz (Higuchi et al. 2017). Demnach kommt der Position der Pfanne und der anderen Prothesenteile eine entscheidende Wichtigkeit zu.

1.6 Klinisches Outcome

Ausschlaggebend für ein gutes Outcome nach einer Operation sind einerseits iatrogene, andererseits persönliche Faktoren. Zu den iatrogenen zählen die Technik und Erfahrung des Operateurs, die Art der Verankerung und die Wahl der Gleitpaarung. Bereits Charnley beschrieb 1960 die Wichtigkeit der Expertise des Operateurs für eine erfolgreiche Operation (Charnley 1960). Kochbati et al zeigen in ihrer Studie auf, dass die beiden Hauptfaktoren für Lockerungen, die Positionierung der eingebrachten Prothese sowie die Art des Zementierens, ausschlaggebend sind. Dies bedeutet, dass die hierfür notwendige Erfahrung des Operateurs eine entscheidende Rolle spielt (Kochbati et al. 2016). Die iatrogenen Aspekte sind Aspekte, die man durchaus optimieren kann, um die Komplikationen zu minimieren.

Persönliche Faktoren hingegen sind das Alter, das Gewicht, die Aktivität, die Anatomie und die Knochenqualität. Auch wenn es viele Studien dazu gibt, wird man sich in der Aussage nicht einig. So gibt es Studien, die einen Zusammenhang zwischen Gewicht, Alter und Nebenerkrankungen mit der Prothesenlockerung beschreiben (Culliford et al. 2013, Olsson et al. 1981, Prokopetz et al. 2012, Wright et al. 2012), andere hingegen dementieren diese Aussage (Bennett et al. 2008, Blacker et al. 1978, Ranawat et al. 1995, Ritter et al. 1999). Auch der Grad der Aktivität der Patienten wird mit dem Verschleiß und der dadurch bedingten Lockerung in Verbindung gebracht und zeigt eine deutliche Korrelation (Devane et al. 1997, Schmalzried et al. 2000). Die persönlichen Faktoren lassen sich allerdings nur in gewissem Maße verändern.

1.7 Fragestellung

In der Literatur wird das Thema Materialabrieb und Prothesenlockerung bereits ausführlich untersucht und immer neue Studien dazu veröffentlicht. In der Literatur wurde der Zusammenhang zwischen Pfannenwinkel und Metall-Metall Gleitpaarung bereits eingehend untersucht, nicht so sehr jedoch für die Gleitpaarung aus Keramik-Keramik. Da die uns vorliegenden Patienten alle eine Gleitpaarung aus Keramik-Keramik und damit die Beste in Bezug auf den Materialabrieb haben, können wir den Materialabrieb als Lockerungsursache in unsere Studie hinten anstellen. Es ergeben sich uns folgende Fragestellungen:

- Hat der Pfannenwinkel der eingebrachten Pfanne Einfluss auf die Lockerung der Pfanne?
- Wie verändert sich der Pfannenwinkel im Verlauf der Jahre bis zur Nachuntersuchung?
- Welchen Einfluss hat das Geschlecht auf den Einbauwinkel der Pfanne?

2. Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Bei unserer Studie handelt es sich um eine retrospektive Analyse anhand von Röntgenbildern und Operationsberichten aus dem Klinikarchiv. Hierfür beobachteten wir den Zeitraum von 2005-2007, in welchem 390 Patienten eine Hüfttotalendoprothese implantiert wurden. Es liegt ein positives Votum der zuständigen Ethikkommission der Universität Ulm mit der Antragsnummer 429/16 vor. Auswahlkriterien waren in erster Linie der Zeitabstand bis zur Nachuntersuchung von mindestens acht Jahren, sowie keine vorhandene Hüftprothese auf der Gegenseite. Aus dem ursprünglichen Kollektiv wurden somit alle Komplikationseingriffe und Implantationen bei bereits vorhandener Prothese auf der Gegenseite ausgeschlossen. Dadurch reduzierte es sich auf 355 Patienten. Neun Patienten verstarben innerhalb der ersten Jahre. Im verbleibenden Kollektiv von 336 konnten bei 192 Patienten in unserem Archiv keine Röntgenkontrollaufnahmen im Verlauf gefunden werden. 76 erhielten eine Kontrollaufnahme der Prothese, allerdings nach weniger als acht Jahren und 37 Patienten wurden auf der gegenüberliegenden Seite geröntgt. Zuletzt lagen uns von 31 Patienten mit implantierter Hüfttotalendoprothese Kontrollröntgenbilder nach mehr als acht Jahren vor.

Die Patienten wurden alle von einem von drei erfahrenen Operateuren mit derselben Operationstechnik operiert. Bei allen Operateuren lag die jährliche Fallzahl an Hüftprothesenimplantation bei mehr als 75. Alle Patienten unterzogen sich einer standardisierten operativen Technik. Dabei handelte es sich um den seitlichen Zugang modifiziert nach Bauer. Hierbei wird, nach Durchtrennung der Haut und Subcutis, sowie Spalten des Tractus iliotibialis, die im Faserverlauf längsgespaltene Muskulatur des Gluteus medius ventralseits über dem Trochanter major abgelöst. Anschließend wird die Gelenkkapsel komplett entfernt und vorhandene Osteophyten werden abgetragen. Nach Darstellung des Pfannendaches mit Hilfe von Hohmannhebeln

erfolgt das stufenweise Auffräsen des Acetabulums mit hemisphärischen Fräsen ansteigender Größe. Dann folgt das endgültige Eingeschlagen der Pfanne, welche auf ein ausreichendes Pressfit kontrolliert wurde. Nach vollständigem Einbringen der kompletten Prothese wurde das Operationsgebiet ausgiebig gespült und auf Bluttrockenheit kontrolliert. Es folgten die Einlage zweier tiefer Redondrainagen und der Wundverschluss (Bauer et al. 1979).

Die verwendeten Implantate waren der BIOLOX® forte Keramik Kugelkopf der Größe 28mm und 32mm (CeramTec, Plochingen, Deutschland), sowie die Plasmacup® SC Hüftpfannen mit Pressfittechnologie (Braun/Aesculap, Tuttlingen, Deutschland). Es wurden lediglich Keramikinlays verwendet. Vereinzelt erfolgte eine Verschraubung der Pfanne mit zwei Spongiosaschrauben, keine Zementierung.

2.2 Bildauswertung

Wir untersuchten die archivierten Röntgenbilder der Hüften zu zwei Zeitpunkten. Der erste lag innerhalb der ersten postoperativen Woche (1-7 Tage) und der zweite nach einer Zeitspanne von im Mittel 9,3 Jahren (8,25-11 Jahre). Der von uns gewählte Mindestabstand für den Kontrollzeitpunkt lag bei 8 Jahren.

Alle Aufnahmen sind standardisierte tief eingestellte Beckenübersichtsaufnahmen. Für die korrekte Aufnahme nach Polesello befindet sich der Patient in Rückenlage oder steht. Der Röntgenstrahl sollte mittig auf die Schambeinsymphyse treffen. Zusätzlich sollten die Beine ca. 15-20° innenrotiert sein um eine Überlagerung von Schenkelhals und Trochanter major zu verhindern. Im Bild sollten das Ende des Os coccygeum sowie die Schambeinsymphyse eine Linie bilden. Der Abstand dieser beiden Strukturen sollte bei Frauen ca. 2,5cm, bei Männern 1,5cm ausmachen. Die Foramina obturatoria sollten symmetrisch dargestellt sein (Polesello et al. 2011).

Die Bildauswertung erfolgte anhand von Röntgenfolienbildern und Bildern aus unserem Computersystem (PACS). Auf allen Bildern wurde der Pfannenabduktionswinkel der eingebrachten Prothese nach Heekin et al. gemessen. Hierfür wurde eine horizontale Linie entlang des unteren Endes der beiden Köhler‘schen Tränenfiguren gezogen. Anschließend wurde die Pfannenöffnungsebene eingezeichnet. Der Schnittpunkt mit der horizontalen Linie durch die Tränenfiguren ergab den Pfannenabduktionswinkel (Abb. 1, Seite 12) (Heekin et al. 1993). Da der Pfannenwinkel ein Relativmaß darstellt, ist eine Umrechnung der gemessenen Winkel auf beiden Bildern nicht notwendig.

Schematische Darstellung der Messung des Pfannenabduktionswinkels

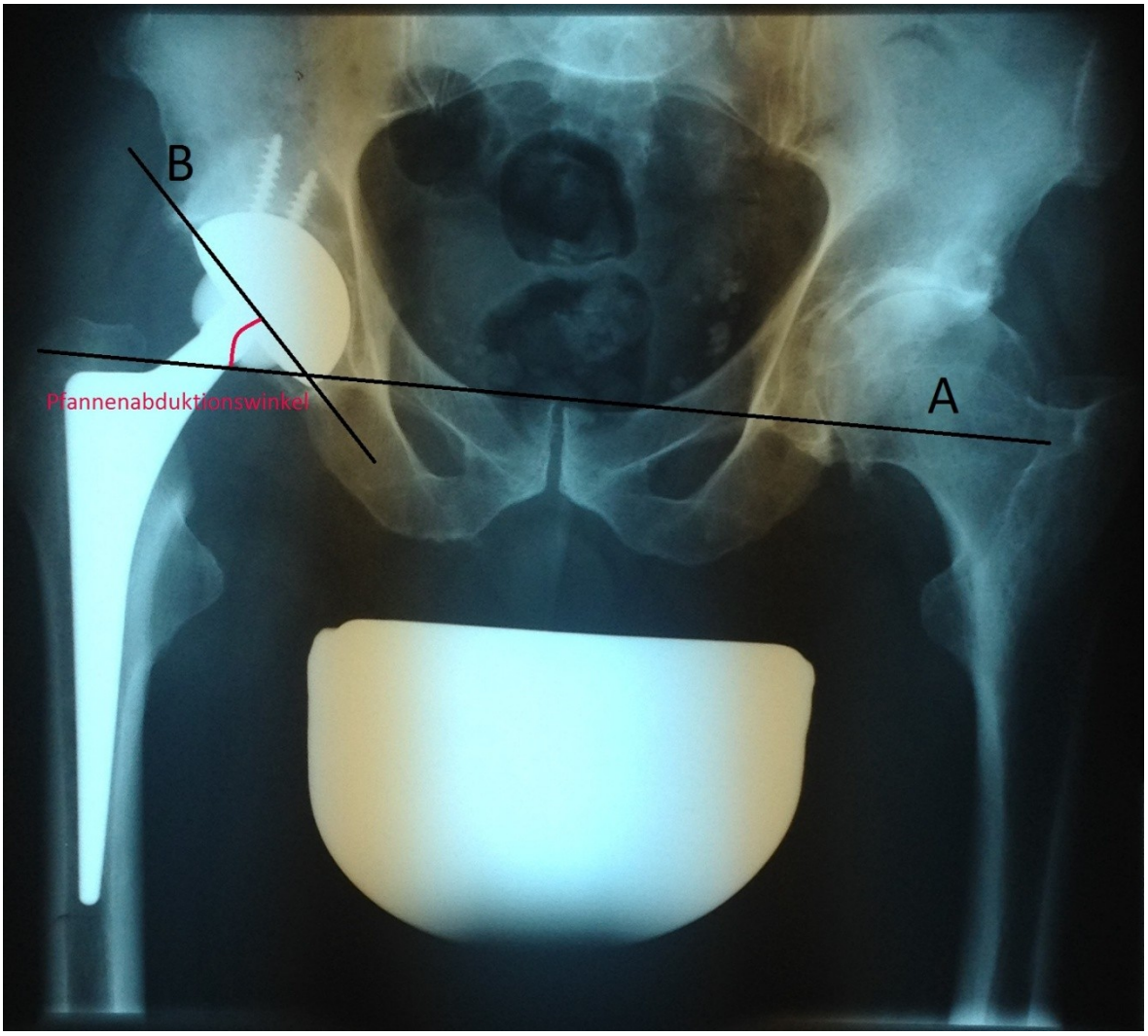


Abb. 1: Schematische Darstellung der Messung des Pfannenabduktionswinkels (rot). Linie A als Gerade durch die Köhler'schen Tränenfiguren, Linie B als Gerade durch die Pfannenöffnungsebene (mit freundlicher Genehmigung der Abteilung für Orthopädie der Sana Klinik Biberach)

Des Weiteren wurden alle Bilder auf Migration als Pfannenlockerungszeichen untersucht. Die Pfannenlockerung messen wir nach der Methode von Heekin et al., veranschaulicht in Abb. 2, Seite 14. Hierfür verwenden wir vorgefertigte Schablonen mit Kreisen unterschiedlicher Größen (1,0-1,7cm Radius), deren Zentrum markiert ist. So lässt sich durch Auflegen der Schablone auf das Bild das Zentrum der Pfanne markieren. Anschließend messen wir den Abstand des Pfannenzentrums orthogonal

zur Linie durch die Köhler‘schen Tränenfiguren. Wir bezeichnen diesen als vertikalen Abstand A. Den zweiten Abstand, horizontaler Abstand B, messen wir vom Pfannenzentrum zu einer orthogonalen Linie durch die Köhler‘sche Tränenfigur der operierten Seite (Heekin et al. 1993). Da es sich bei den gemessenen Abständen um Absolutmaße handelt, wird, um die gemessenen Abstände vergleichen zu können, der Bildvergrößerungsfaktor berechnet. Hierfür teilen wir die bekannte Pfannenprothesengröße in mm durch den auf den Bildern gemessenen Pfannendurchmesser in mm. Anschließend werden die gemessenen Abstände mit dem jeweiligen Faktor multipliziert (Pagnano et al. 1996).

Schematische Darstellung der Messung der vertikalen und horizontalen Migration der Pfanne

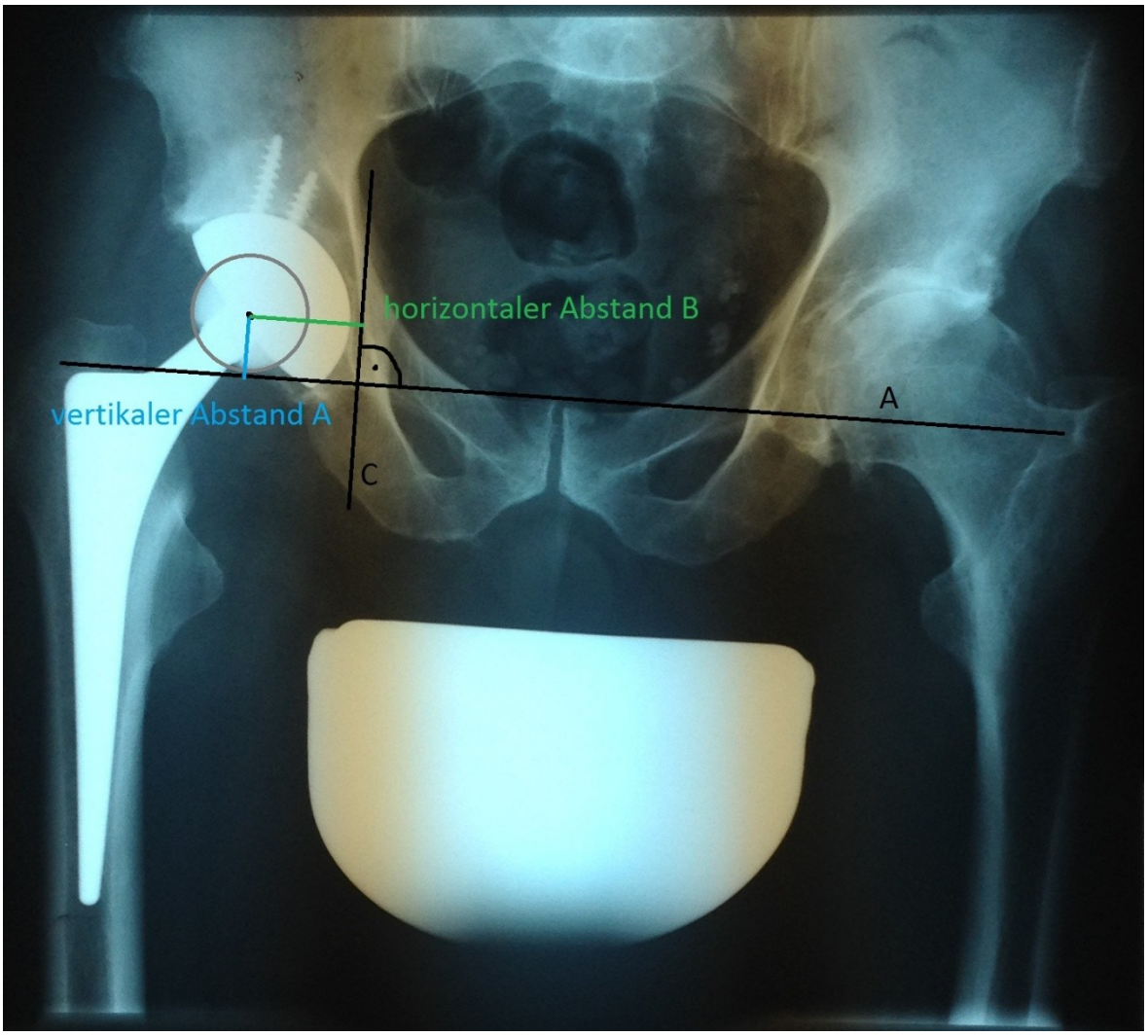


Abb. 2: Schematische Darstellung der Messung der vertikalen (blau) und horizontalen Migration (grün) nach Heekin et al. (62). Linie A als Gerade durch die Köhler'schen Tränenfiguren, Linie C als Orthogonale durch die Köhler'sche Tränenfigur der operierten Seite. Markierung des Prothesenkopfes in grau (mit freundlicher Genehmigung der Abteilung für Orthopädie der Sana Klinik Biberach)

Neben der Migration untersuchen wir die Bilder auch auf periacetabuläre Osteolysen nach der Methode von DeLee und Charnley. Hierfür wird der periacetabuläre Bereich in drei Zonen (I-III) eingeteilt und die Röntgenbilder auf neu aufgetretene Osteolysen untersucht (Abb. 3) (DeLee et al. 1976).

Schematische Darstellung der Einteilung der Zonen für Osteolysen

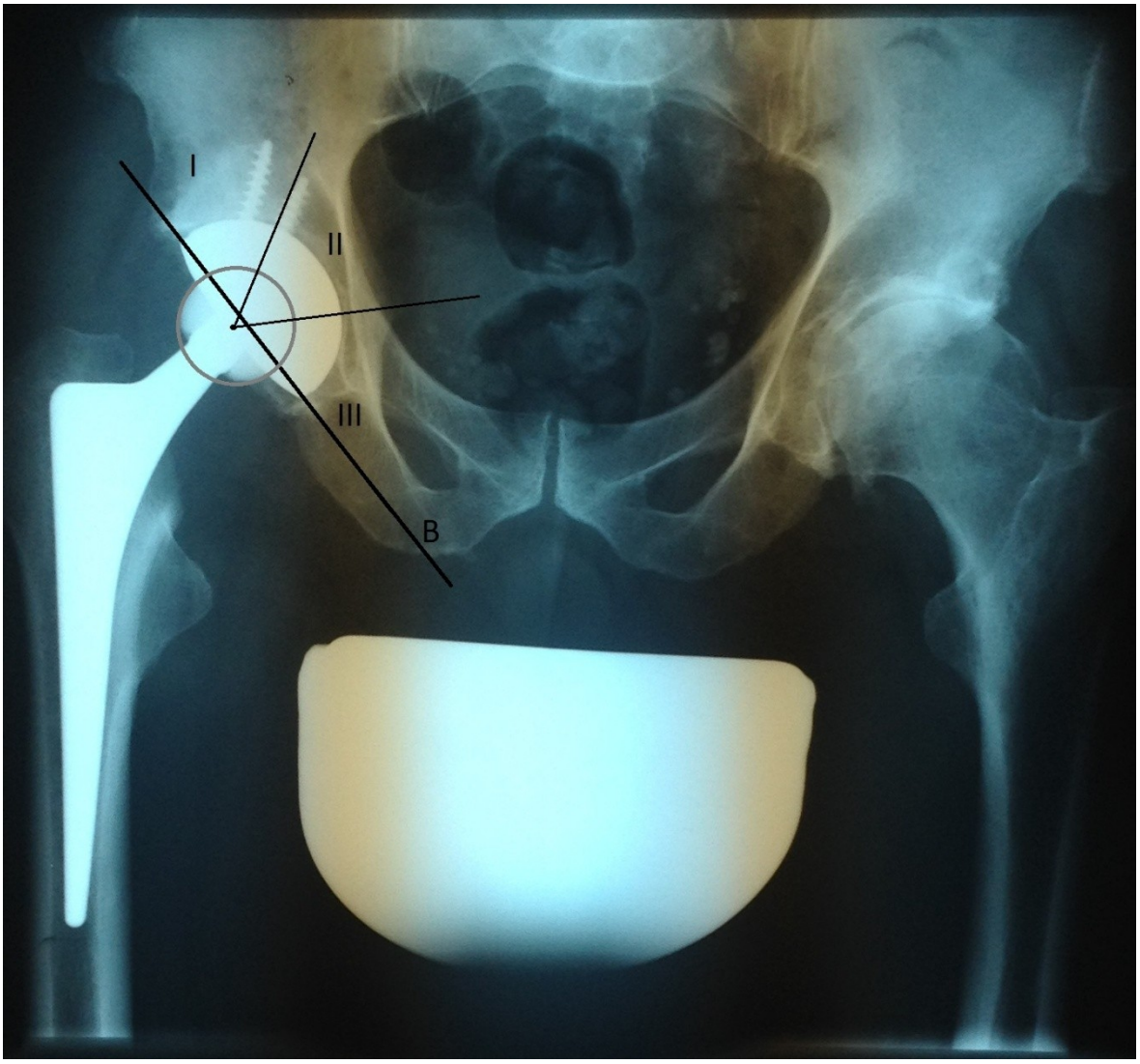


Abb.3: Schematische Darstellung der Einteilung der Zonen für Osteolysen nach DeLee und Charnley (DeLee et al. 1976) (62) Linie B als Gerade durch die Pfannenöffnungsebene. Markierung des Prothesenkopfes in grau (mit freundlicher Genehmigung der Abteilung für Orthopädie der Sana Klinik Biberach)

Wir beschreiben eine Pfannenlockerung, sobald sich der Pfannenabduktionswinkel ändert, eine horizontale oder vertikale Migration vorliegt oder Osteolysen vorliegen. Unser Grenzwert liegt bei 5° Differenz der Pfannenabduktionswinkel bzw. 5mm oder mehr horizontale oder vertikale Migration, angelehnt an die Methode von Heekin et al. und Clarius et al. (Clarius et al. 2010, Heekin et al. 1993). Bei einer Änderung des Pfannenabduktionswinkels um kleiner 2° und eine Migration um kleiner 2mm gehen wir von einem Messfehler aus.

2.3 Statistik

Alle Daten wurden in Excel anonymisiert erhoben. Die explorative Datenanalyse wurde mit dem Statistikprogramm JMP® 13.0.0 für Windows (© SAS Institute Inc., USA) durchgeführt. Im Vorfeld fand eine statistische Beratung durch das Institut für Epidemiologie und Medizinische Biometrie der Universität Ulm statt.

Es erfolgt die Deskription qualitativer Merkmale (relative und absolute Häufigkeiten), sowie quantitativer Merkmale (Mittelwert mit Standartabweichung und Median mit Minimum und Maximum). Alle Bilder wurden zweimal unabhängig von einer Person ausgemessen. Die Überprüfung der Zuverlässigkeit der Werte erfolgte mit Hilfe des Bland-Altmann-Plots. Der Unterschied zwischen steilen und flachen Pfanneneinbauwinkeln bezüglich einer auftretenden Lockerung wurde mit dem exakten Fisher Test geprüft.

3. Ergebnisse

3.1 Kollektiv

Das Patientenkollektiv setzt sich zusammen aus 19 Frauen (61%) und 12 Männern (39%). Das mediane Alter zum Operationszeitpunkt des Gesamtkollektivs lag bei 70 Jahren (Minimum 48 Jahre, Maximum 81 Jahre). Das mediane Alter der Frauen lag bei 72 Jahren (Minimum 54 Jahre, Maximum 81 Jahre), das der Männer bei 68,5 Jahren (Minimum 48 Jahre, Maximum 75 Jahre).

Die Operationsindikation stellte bei 27 von 31 Patienten die primäre Coxarthrose dar (87%). Drei Patienten erhielten eine Prothese aufgrund einer Hüftkopfnekrose (10%) und eine Patientin aufgrund einer medialen Schenkelhalsfraktur (3%). 18 Prothesen (58%) wurden links, 13 Prothesen (42%) wurden rechts implantiert. Voroperationen an der Hüfte lagen bei keinem der Patienten vor.

27 Patienten (87%) erhielten einen BIOLOX® forte Keramik Kugelkopf Größe 32mm (CeramTec, Plochingen, Deutschland), vier Patienten (13%) einen BIOLOX® forte Keramik Kugelkopf Größe 28mm (CeramTec, Plochingen, Deutschland). Alle Patienten erhielten ein Keramikinlay. Bei allen Pfannen handelt es sich um Plasmacup® SC Hüftpfannen mit Pressfittechnologie (Braun/Aesculap, Tuttlingen, Deutschland).

Der mediane Pfannendurchmesser der Frauen beträgt 50mm (Minimum 48mm, Maximum 58mm), der der Männer 56mm (Minimum 52mm, Maximum 60mm).

Die Pfanne wurde bei 27 Patienten (87%) mit mindestens zwei Spongiosaschrauben verschraubt, keine wurde zementiert.

3.2 Zuverlässigkeit der Messwerte

Die Zuverlässigkeit der gemessenen Werte wurde mit Hilfe des Bland-Altman-Plots überprüft (Abb. 4-7).

<u>Reproduzierbarkeit der Pfannenwinkel bei Einbau</u>

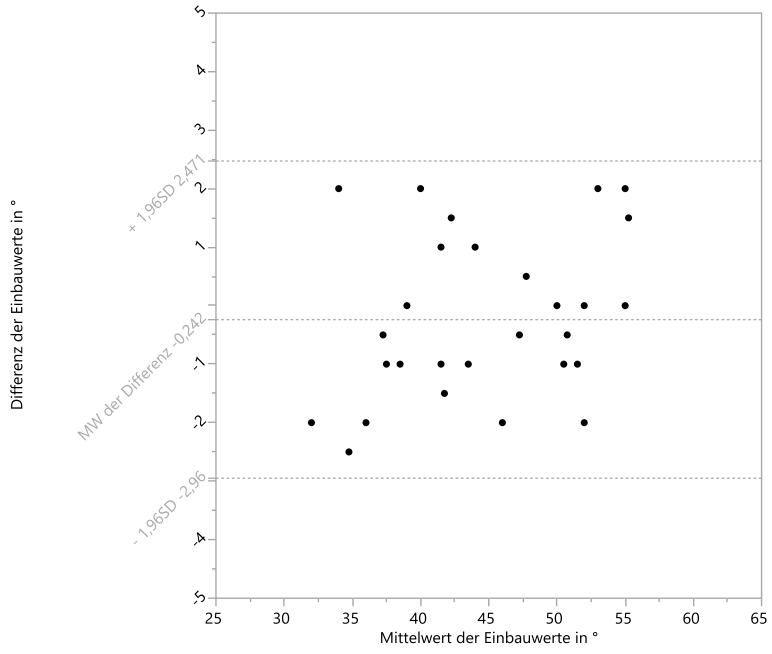


Abb. 4: Bland-Altman-Plot der Werte der Pfannenwinkel bei Einbau in Grad (°). Auf der y-Achse wird die Differenz der Einbauwinkel der beiden Messungen, die pro Fall durchgeführt wurden, dargestellt. Die x-Achse zeigt den Mittelwert aus den beiden Messungen. Der Mittelwert der Differenzen liegt bei -0,24° (mittlere Gerade). Bei angenommener Normalverteilung der Differenzen schwanken 95% (Punkte zwischen den beiden äußeren begrenzenden Geraden) der Messungen um weniger als 5,5° (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

Reproduzierbarkeit der Pfannenwinkel bei Kontrolle

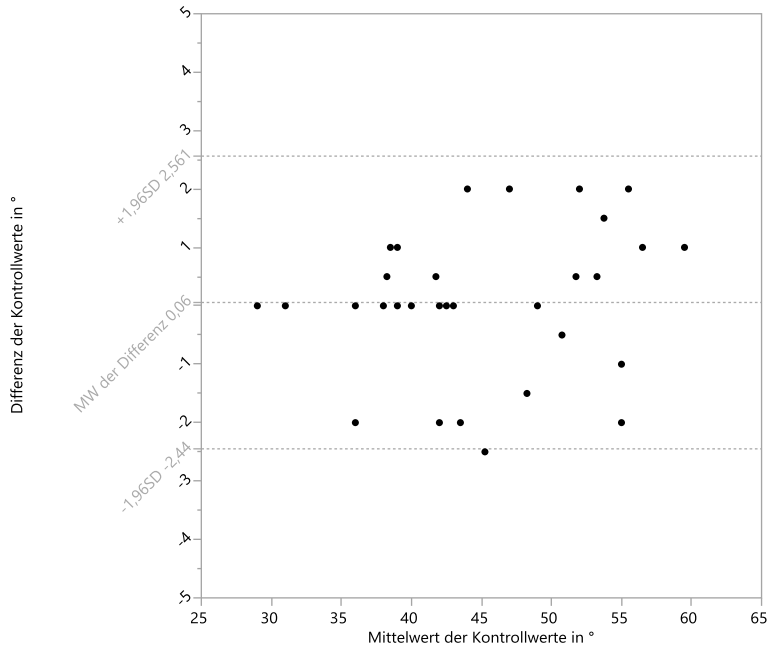


Abb. 5: Bland-Altman-Plot der Werte der Pfannenwinkel bei Kontrolle in Grad (°). Auf der y-Achse wird die Differenz der Pfannenwinkel bei Kontrolle der beiden Messungen, die pro Fall durchgeführt wurden, dargestellt. Die x-Achse zeigt den Mittelwert aus den beiden Messungen. Der Mittelwert der Differenzen liegt bei 0,06° (mittlere Gerade). Bei angenommener Normalverteilung der Differenzen schwanken 95% (Punkte zwischen den beiden äußeren begrenzenden Geraden) der Messungen um weniger als 5° (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

Reproduzierbarkeit der vertikalen Migration der Pfanne

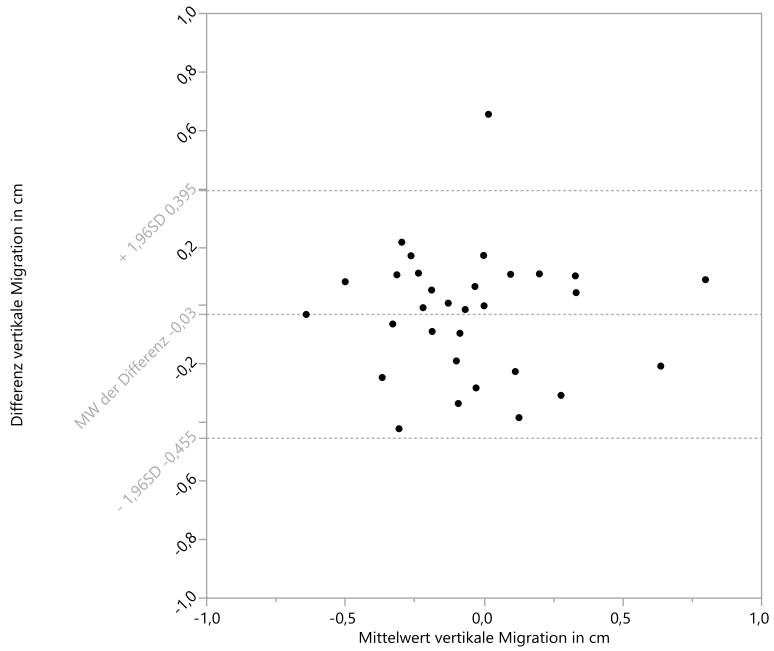


Abb. 6: Bland-Altman-Plot der Werte der vertikalen Migration der Pfanne in cm. Auf der y-Achse wird die Differenz der vertikalen Migration der beiden Messungen, die pro Fall durchgeführt wurden, dargestellt (y = vertikale Migration bei Messung 1 – vertikale Migration bei Messung 2). Die x-Achse zeigt den Mittelwert aus den beiden Messungen (x = vertikale Migration Messung 1 + vertikale Migration Messung 2 / 2). Der Mittelwert der Differenzen liegt bei -0,03cm (mittlere Gerade). Bei angenommener Normalverteilung der Differenzen schwanken 95% (Punkte zwischen den beiden äußeren gestrichelten Geraden) der Messungen um weniger als 0,9cm (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

Reproduzierbarkeit der horizontalen Migration der Pfanne

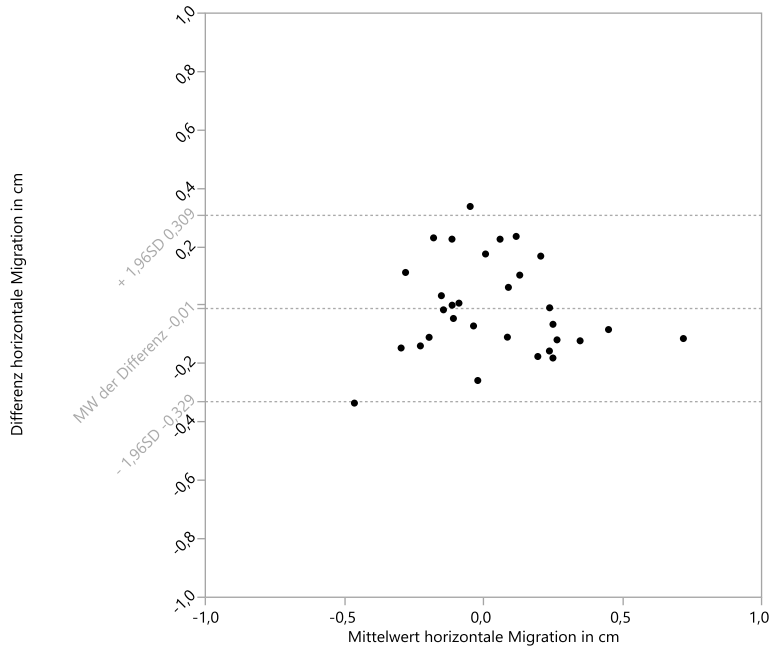


Abb. 7: Bland-Altman-Plot der Werte der horizontalen Migration der Pfanne in cm. Auf der y-Achse wird die Differenz der horizontalen Migration der beiden Messungen, die pro Fall durchgeführt wurden, dargestellt (y = horizontale Migration bei Messung 1 – horizontale Migration bei Messung 2). Die x-Achse zeigt den Mittelwert aus den beiden Messungen (x = horizontale Migration Messung 1 + horizontale Migration Messung 2 / 2). Der Mittelwert der Differenzen liegt bei -0,01cm (mittlere Gerade). Bei angenommener Normalverteilung der Differenzen schwanken 95% (Punkte zwischen den beiden äußeren gestrichelten Geraden) der Messungen um weniger als 0,6 cm (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

Die Bland-Altman Plots der gemessenen Werte zeigen, dass 95% der Werte innerhalb der „Übereinstimmungsgrenzen“ (limits of agreement) liegen. Diese ergeben sich aus der Berechnung des Mittelwertes der Differenz +/- die 1,96fache Standardabweichung der Differenz. Nur vereinzelt ergeben sich Schwankungen über den Bereich hinaus.

3.3 Pfannenwinkel:

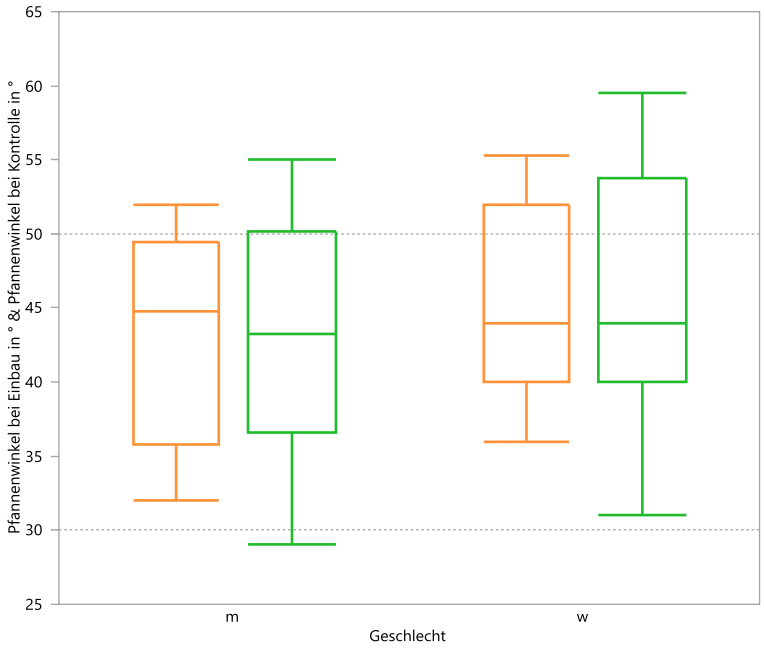
Bei Einbau der Pfanne zeigt unser Kollektiv im Mittel einen Pfannenabduktionswinkel von 44,8° mit einer Std.Abw. von 6,9° (Median 44°, Minimum 32°, Maximum 55,25°). Bei Kontrolle zeigt sich im Mittel ein Abduktionswinkel von 45°, mit einer Std.Abw. von 7,8° (Median 43,5°, Minimum 29°, Maximum 59,5°). Die Differenz der beiden Mittelwerte liegt bei 0,28 und zeigt damit ein nur geringes Abweichen der Winkel zum Kontrollzeitpunkt von den Einbauwinkeln (Tab. 1 s. Anhang).

Der Einbauwinkel weist bei den Frauen einen Median von 44° auf, mit einem Minimum von 36° und einem Maximum von 55,25°. Bei den Männern liegt der Median bei 44,75°, das Minimum bei 32° und das Maximum bei 52°. Der durchschnittliche Einbauwinkel liegt bei den Frauen bei 45,8° und bei den Männern bei 43,3° (Abb. 8, Seite 23).

Die Frauen weisen bei Kontrolle weiterhin einen Median von 44°, nun ein Minimum von 31° und ein Maximum von 59,5° auf. Bei den Männer liegt der Median bei 43,75°, mit einem Minimum von 29° und ein Maximum von 55°. Der durchschnittliche Pfannenabduktionswinkel bei Kontrolle liegt bei den Frauen bei 46,3° und bei den Männern bei 43,1° (Abb. 8, Seite 23).

Bei den Frauen zeigen sich augenscheinlich höhere Pfannenwinkel zum Zeitpunkt des Einbaus, aber auch zum Zeitpunkt der Kontrolle.

Boxplot der Pfannenwinkel bei Einbau und Kontrolle nach Geschlecht



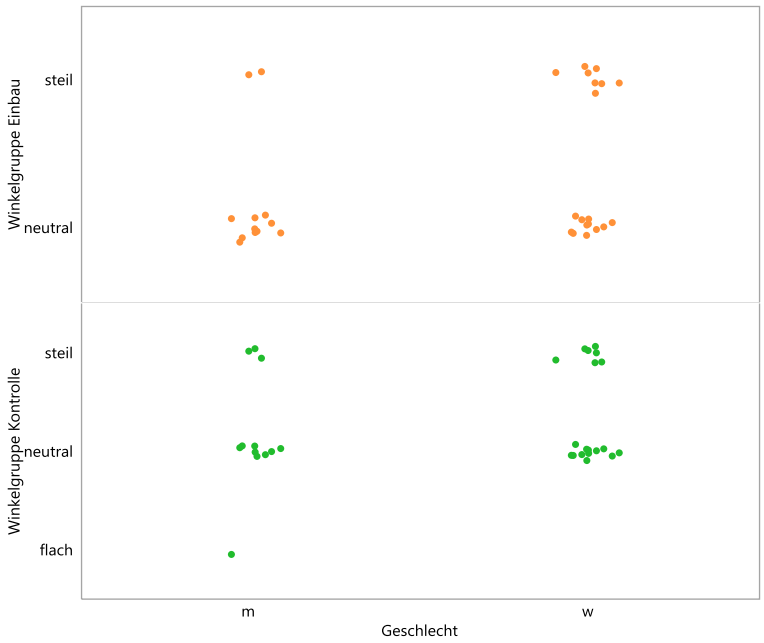
n=12 n=19

Abb. 8: Boxplot Darstellung der gemessenen Pfannenwinkel zum Zeitpunkt des Einbau (orange) und bei der Kontrolluntersuchung (grün) nach Geschlecht (m=männlich, w=weiblich), grau gestrichelt markiert die Grenzwerte der Pfannenwinkel von 30° und 50° (Lewinnek et al. 1978). n = Anzahl der Patienten. Bei den Frauen zeigt sich der Pfannenwinkel bei Einbau und Kontrolle steiler als bei den Männern (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

Wir haben das Kollektiv in die Winkelgruppen neutral, steil und flach eingeteilt. Neutral entspricht den Pfannenwinkeln innerhalb Lewinnek‘s safe zone von 30°-50°, steil sind Winkel größer 50° und flach Winkel kleiner 30°.

Bei den Frauen befinden sich elf von neunzehn (58%) in der neutralen und acht von neunzehn in der steilen Winkelgruppe (42%), bei den Männern hingegen zehn von zwölf (83%) in der neutralen und zwei von zwölf (17%) in der steilen Winkelgruppe. Der Anteil an steil eingebrachten Pfannen bei Frauen ist höher als der der Männer (p=0,13). Bei Kontrolle fallen zwölf von neunzehn Frauen (63%) in die neutrale, sieben von neunzehn (37%) in die steile Winkelgruppe, hingegen acht von zwölf Männer (67%) in die neutrale, drei von zwölf (25%) in die steile und einer von zwölf (8%) in die flache Winkelgruppe (Abb. 9, Seite 24).

Vergleich der Pfannenwinkel bei Einbau und Kontrolle nach Geschlecht

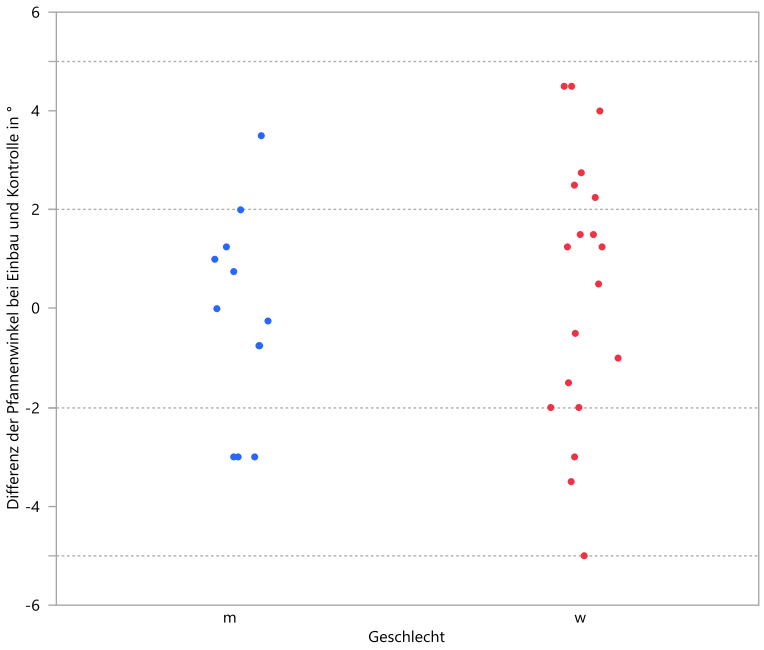


n=12 n=19

Abb. 9: Einteilung des Patientenkollektivs in die Winkelgruppen steil (Pfannenwinkel >50°), flach (Pfannenwinkel <30°), neutral (Pfannenwinkel 30°-50°) (Lewinnek et al. 1978) bei Einbau (orange) und Kontrolle (grün) nach Geschlecht (m=männlich, w=weiblich). n = Anzahl der Patienten. Hier zeigt sich der Anteil der steil gemessenen Pfannen zum Zeitpunkt des Einbaus und der Kontrolle bei den Frauen höher (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

In unserem Kollektiv zeigt sich keine Pfanne mit einer Winkeländerung bis zum Nachuntersuchungszeitraum größer 5°. Eine Patientin weist eine Winkeländerung von 5° auf. Acht von zwölf Männer (67%) liegen im Bereich von -2° bis 2°, unserem definierten Messfehler, abgeleitet von den oben beschriebenen Bland-Altman-Plots, vier von zwölf Männer (33%) weisen eine Winkeldifferenz größer 2° auf. Die maximale Winkeldifferenz liegt bei den Männern bei 3,5°. Bei den Frauen liegen zehn von neunzehn (53%) im Bereich von -2° bis 2°, neun von neunzehn (47%) weisen Winkeldifferenzen größer 2° mit einem Maximum von 5° auf. Fünf von neunzehn Frauen zeigt eine Winkeldifferenz größer 3,5° (26%). Insgesamt zeigt sich der Anteil der steil eingebrachten Pfannen bei den Frauen höher (Abb. 10, Seite 25) (Tab. 2 s. Anhang).

Darstellung der Veränderung der Pfannenwinkel über Zeit nach Geschlecht



n=12 n=19

Abb. 10: Darstellung der Differenz der gemessenen Pfannenwinkel zum Zeitpunkt des Einbaus und bei der Kontrolluntersuchung in Grad (°) nach Geschlecht (m/blau=männlich, w/rot=weiblich). n = Anzahl der Patienten. In unserem Kollektiv wird ein Messfehler von + bzw. -2° angenommen, abgeleitet von den oben beschriebenen Bland-Altman-Plots und ist grau markiert. Der Grenzwert für die Definition der Pfannenlockerung liegt bei + bzw. -5° und ist grau markiert (Heekin et al. 1993). Es zeigen sich 97% der Patienten mit einer Pfannenwinkeländerung kleiner 5°, lediglich ein Patient weist eine Pfannenwinkeländerung von genau 5° auf (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

In Abbildung 11, Seite 26 zeigen sich zehn von insgesamt 31 Patienten mit steilen Pfanneneinbauwinkeln größer 50° (3%). Von den zehn Patienten mit steil eingebrachten Pfannen zeigen, als Raute im Diagramm hervorgehoben, sieben Patienten eine Winkelzunahme bis zum Nachuntersuchungszeitpunkt (70%). Zwei der zehn steil eingebrachten Pfannen weisen bei Kontrolle eine Winkelabnahme auf (20%), bei einem der zehn ändert sich der Pfannenwinkel nicht (10%). Die Winkeldifferenz beträgt in keinem Fall (wie in vorausgehenden Diagrammen beschrieben) mehr als 5°. Von den sieben steiler werdenden Pfannen sind sechs Patienten weiblich (86%) und einer männlich (14%), das sind 37% der Frauen (n=19) und 8% der Männer (n=12). Verglichen dazu zeigen lediglich neun von zwanzig

Patienten (45%) mit einem Pfannenwinkel innerhalb der von Lewinnek beschrieben Grenzwerte von 30° - 50° eine Winkelzunahme. Fünf dieser neun Patienten sind weiblich (56%) und vier männlich (44%). Die Winkeldifferenz beträgt auch hier in keinem Fall mehr als 5°.

Punktwolke der Pfannenwinkelmessungen bei Einbau und Kontrolle

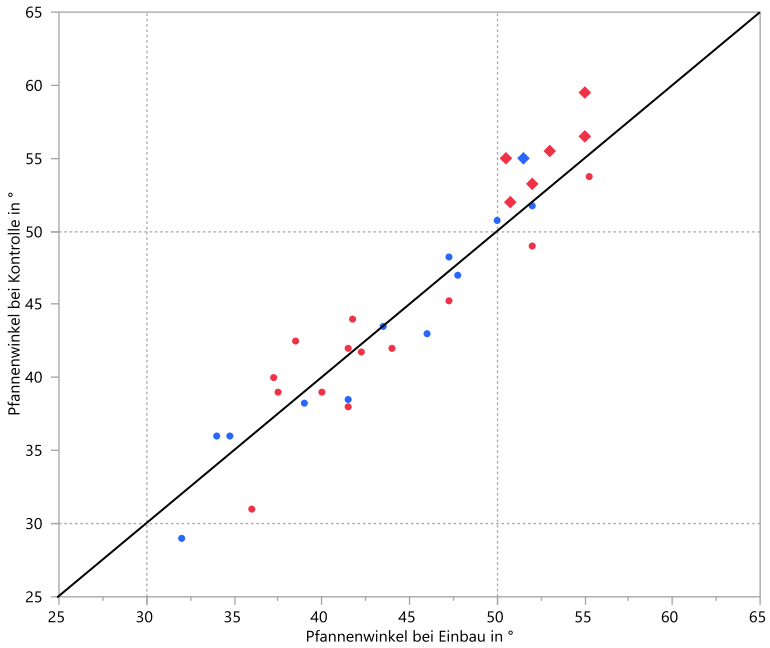


Abb. 11: Darstellung der Pfannenwinkel bei Einbau und bei Kontrolle in Grad (°) mit farblicher Zuordnung zum Geschlecht (blau=männlich, rot=weiblich). Die Winkelhalbierende (y=x) ist die Annahme, dass der Pfannenwinkel bei Einbau und Kontrolle gleichbleibt. Liegen Werte oberhalb der Winkelhalbierenden ist eine Zunahme des Pfannenwinkels anzunehmen, liegen die Werte unterhalb, ist eine Abnahme der Pfannenwinkel anzunehmen. Als Raute hervorgehoben sind die Patienten mit steilem Einbauwinkel und einer Pfannenwinkelzunahme bei Kontrolle. Grau markiert die Grenzwerte des Pfannenwinkels von 30° und 50° (Lewinnek et al. 1978). Hieraus resultiert die Annahme, dass sieben von zehn (70%) der steil eingebrachten Pfannen in der Kontrolluntersuchung steiler sind, aber dies nur auf neun von zwanzig (45%) der neutral eingebrachten Pfannen (30°-50°) zutrifft (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

3.4 Pfannenmigration

Die mittlere horizontale Migration (B) des Gesamtkollektivs liegt bei -0,4mm, mit einer Std.Abw. von 2,5mm (Median 0,08mm, Minimum -4,6mm, Maximum 7,2mm). Die

mittlere vertikale Migration (A) des Gesamtkollektivs liegt bei -0,5mm, mit einer Std.Abw. von 3,1mm (Median -0,9mm, Minimum -6,4mm, Maximum 8mm).

Nach Geschlecht zeigt sich bei den Frauen eine mittlere horizontale Migration von 0,8mm mit einer Std.Abw. von 2,7mm (Median 0,9mm, Minimum -4,6mm, Maximum 7,2mm). Die mittlere vertikale Migration liegt bei 0,5mm mit einer Std.Abw. von 3mm (Median -0,3mm, Minimum -3mm, Maximum 8mm).

Bei den Männern zeigt sich eine mittlere horizontale Migration von -0,3mm mit einer Std.Abw. von 2mm (Median -1mm, Minimum -2,8mm, Maximum 3,5mm). Die mittlere vertikale Migration liegt bei -2mm mit einer Std.Abw. von 2,7mm (Median -2,9mm, Minimum -6,4mm, Maximum 2,8mm) (Tab. 3 s. Anhang).

Bei einem Grenzwert der Migration der Pfanne von 5mm zeigen 28 von 31 Patienten (90%) keine Überschreitung, drei von 31 Patienten (10%) weisen eine Migration größer 5mm auf. Einer dieser drei Patienten weist eine kombinierte horizontale und vertikale Migration auf (33%), dieser Patient ist weiblich. Die anderen beiden Patienten weisen eine rein vertikale Migration >5mm zeigt auf (66%), davon ein Mann und eine Frau. Eine isolierte horizontale Migration zeigt sich nicht (Abb.12, Seite 28).

Auf das Gesamtkollektiv bezogen bedeutet dies, eine radiologische Pfannenmigration bei größer 5mm liegt bei 3 Patienten (10%) vor (KI [2;26]). Davon ist ein Patient männlich, zwei sind weiblich. Das sind 8% der Männer (KI [0;38]) und 11% der Frauen (KI [1;33]) (Tab. 4 s. Anhang).

Migration der Pfanne in der horizontalen und vertikalen Achse

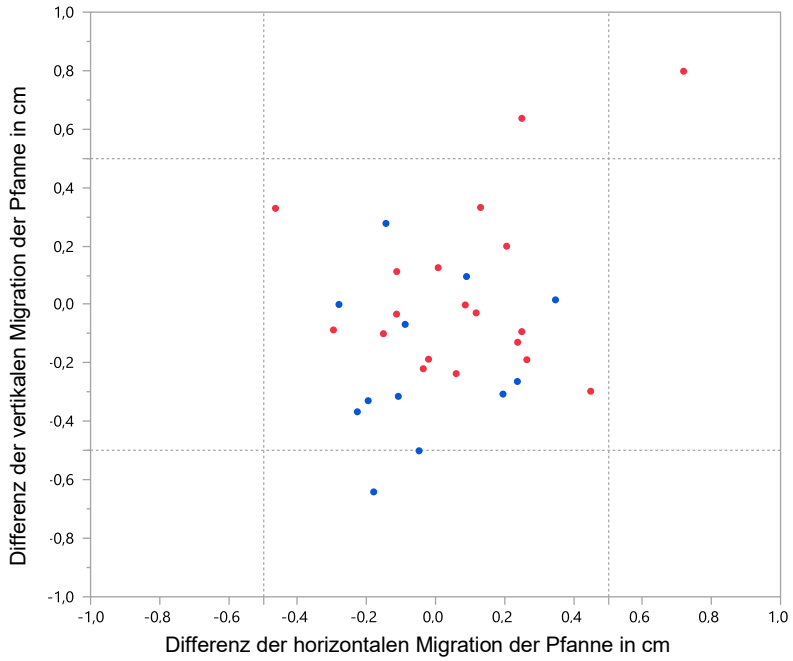


Abb. 12: Darstellung der horizontalen (x-Achse) und vertikalen Migration (y-Achse) der Pfanne. In grau eingezeichnete Grenzwertlinien der Migration bei +5 und -5mm (Heekin et al. 1993) und farblicher Zuordnung zum Geschlecht (blau=männlich, rot=weiblich). Hier zeigt sich, dass 93% des Patientenkollektivs keine Pfannenmigration aufweisen (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

3.5 Migration und Pfannenwinkel:

Beobachten wir den Zusammenhang zwischen Einbauwinkel und Migration der Pfanne, so zeigt sich, dass drei von 31 Patienten eine vertikale Migration größer 5 mm aufweisen (10%). Einer dieser drei Patienten weist zudem einen steilen Pfannenwinkel größer 50° aufweist (p=0,7). Das sind 10% der Patienten mit steil eingebrachten Pfannen und 3% des Gesamtkollektivs. Die beiden anderen Patienten mit vertikaler Migration größer 5mm weisen normale Pfannenwinkel auf. Zwei der Patienten sind weiblich, einer männlich. Das entspricht 11% des gesamten Frauenkollektivs (n=19) und 8% des Männerkollektivs (n=12) (Abb. 13a, Seite 29).

Betrachtet man die horizontale Migration (Abb. 13b, Seite 30) zeigt sich nur ein Patient mit einer Migration größer 5mm. Das sind 3% des Gesamtkollektivs und 10%

der Patienten mit steil eingebrachten Pfannen. Dieser Patient ist weiblich. Das entspricht 5% des Frauenkollektivs (n=19). Wie sich in Abbildung 14, Seite 31 zeigt, handelt es sich hierbei um den gleichen Patienten, der auch eine vertikale Migration größer 5mm und einen Pfannenwinkel größer 50° aufweist.

Vertikale Migration in Abhängigkeit des Pfanneneinbauwinkels

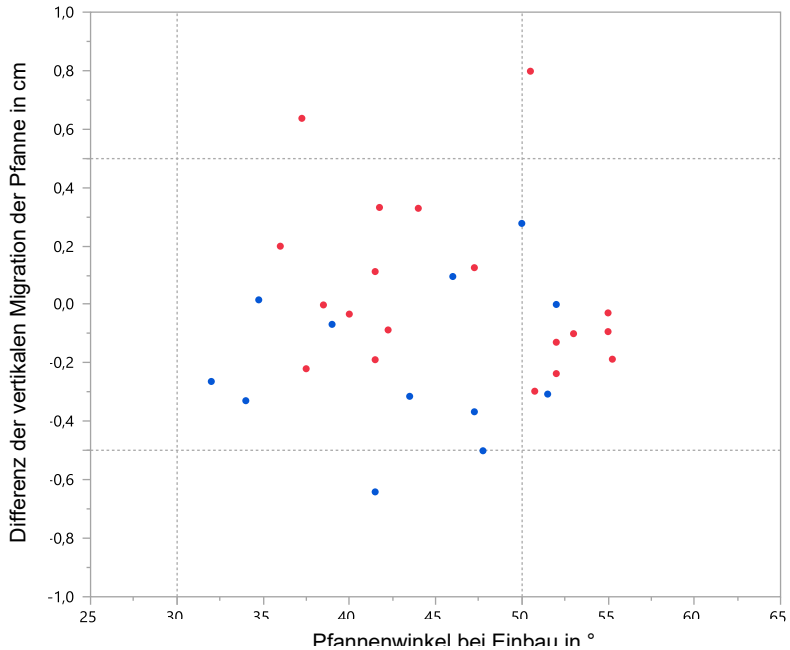


Abb. 13a: Darstellung des Pfannenwinkels bei Einbau in Grad (°) auf der x-Achse und der vertikalen Migration der Pfanne (in cm) auf der y-Achse mit vertikal eingezeichneten Grenzwertlinien bei 30° und 50° (Lewinnek et al. 1978) und horizontal eingezeichnete Grenzwertlinien der Pfannenmigration bei +5 und -5mm (Heekin et al. 1993) Farbliche Zuordnung zum Geschlecht (blau=männlich, rot=weiblich). Es zeigen sich insgesamt drei Patienten mit einer vertikalen Migration der Pfanne >5mm (10%). Von den Patienten mit steil eingebrachter Pfanne (>50°) weist nur ein einziger Patient eine vertikale Migration der Pfanne >5mm auf (10%) (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

Horizontale Migration in Abhängigkeit des Pfanneneinbauwinkels

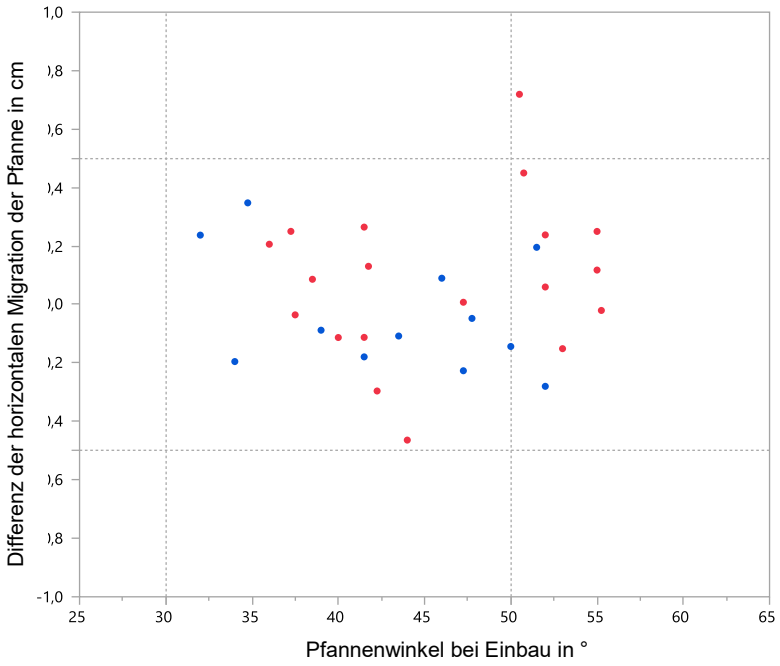


Abb. 13b: : Darstellung des Pfannenwinkels bei Einbau in Grad (°) auf der x-Achse und der horizontalen Migration der Pfanne (in cm) auf der y-Achse mit vertikal eingezeichneten Grenzwertlinien bei 30° und 50° (Lewinnek et al. 1978) und horizontal eingezeichnete Grenzwertlinien der Pfannenmigration bei +5 und -5mm (Heekin et al. 1993) Farbliche Zuordnung zum Geschlecht (blau=männlich, rot=weiblich). Von den Patienten mit steil eingebrachter Pfanne (>50°) weist nur ein einziger Patient eine horizontale Migration der Pfanne >5mm auf (10%) (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

In Abb. 14, Seite 31 sind die sieben Patienten, welche bei Einbau eine steil eingebrachte Pfanne aufweisen, im Diagramm als Raute hervorgehoben. Sechs der sieben Patienten (86%) weisen keine horizontale oder vertikale Migration größer 5mm auf. Lediglich eine der sieben Patienten (14%) weist eine Migration größer 5mm auf. Das entspricht 5% der Frauen (n=19) und 3% des Gesamtkollektivs (n=31). Die Migration dieser Patientin ist sowohl vertikal als auch horizontal.

Darstellung der horizontalen und vertikalen Migration der Pfanne

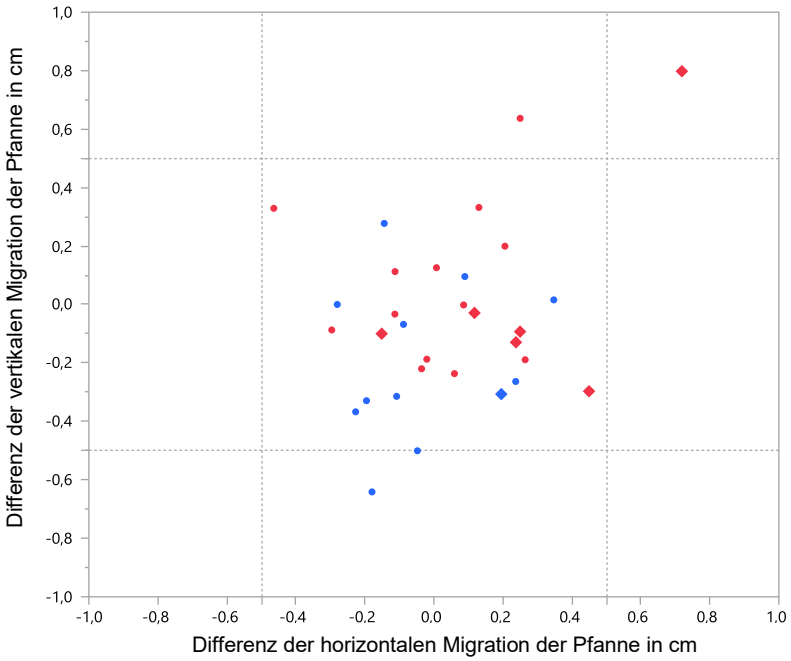


Abb. 14: Darstellung der horizontalen und vertikalen Migration der Pfanne (in cm) mit eingezeichneten Grenzwertlinien der Pfannenmigration bei +5 und -5mm (Heekin et al. 1993) und farblicher Zuordnung zum Geschlecht (blau=männlich, rot=weiblich) Als Raute hervorgehoben die Patienten mit steilen Pfanneneinbauwinkeln (>50°) und Pfannenwinkelzunahme in der Kontrolluntersuchung. Diese Patienten zeigen in 86% keine Migration der Pfanne >5mm (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

3.6 Richtung der Migration:

Die Differenz der Migrationswerte von Kontrollzeitpunkt und Einbauzeitpunkt ergibt positive und negative Werte. Positive Ergebnisse der Differenz der vertikalen Migration entsprechen einer Bewegung der Pfanne nach cranial auf dem Röntgenbild, negative Ergebnisse einer Bewegung nach caudal. Positive Ergebnisse der Differenz der horizontalen Migration entsprechen einer Bewegung der Pfanne nach lateral, negative Werte folglich einer Bewegung nach medial.

Bei der vertikalen Migration größer 5mm zeigen sich bei den Frauen ausschließlich Pfannenmigrationen nach cranial, bei den Männern nach caudal (Abb. 15). Bei der

horizontalen Migration größer 5mm zeigt eine Patientin eine Pfannenbewegung nach lateral (Abb. 16, Seite 33).

Darstellung der vertikalen Migration der Pfanne nach Geschlecht

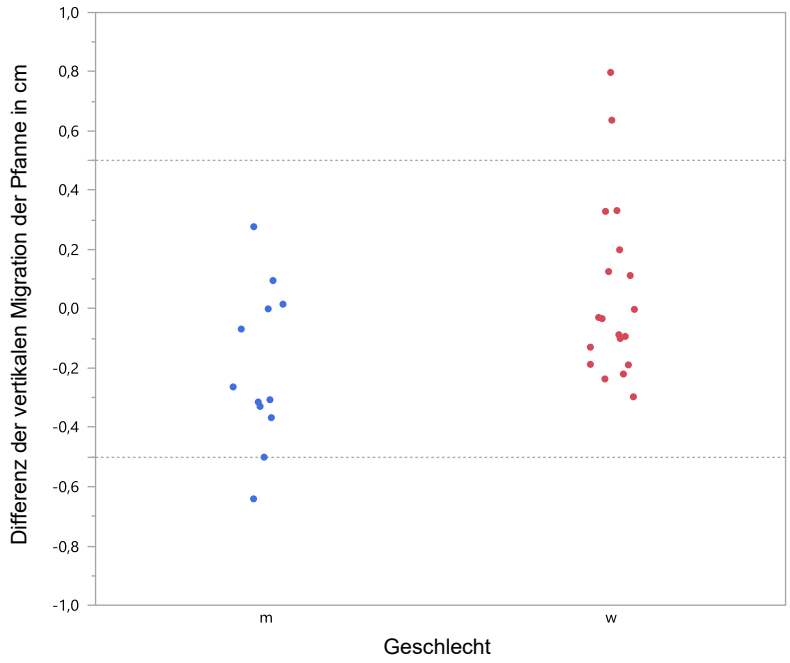


Abb. 15: Darstellung der Differenz der vertikalen Migration der Pfanne (in cm) von Einbauzeitpunkt und Kontrolluntersuchung (y-Achse) mit eingezeichneten Grenzwertlinien der Pfannenmigration bei +5 und -5mm (Heekin et al. 1993) und farblicher Zuordnung zum Geschlecht (x-Achse) (m/blau=männlich, w/rot=weiblich). Positive Werte entsprechen einer Bewegung der Pfanne nach cranial auf dem Röntgenbild, negative Ergebnisse eine Bewegung der Pfanne nach caudal (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

Darstellung der horizontalen Migration der Pfanne nach Geschlecht

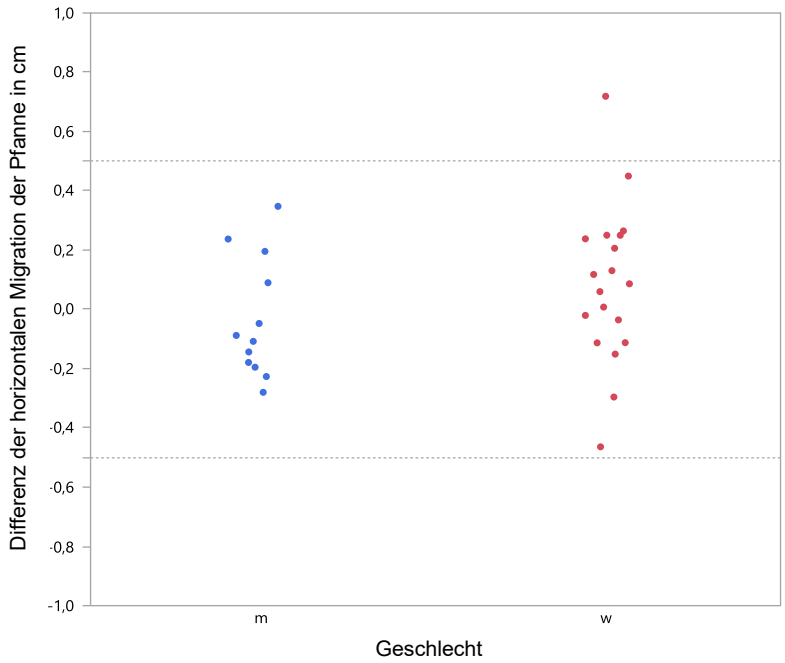


Abb. 16: Darstellung der Differenz der horizontalen Migration der Pfanne (in cm) von Einbauzeitpunkt und Kontrolluntersuchung (y-Achse) mit eingezeichneten Grenzwertlinien der Pfannenmigration bei +5 und -5mm (Heekin et al. 1993) und farblicher Zuordnung zum Geschlecht (x-Achse) (m/blau=männlich, w/rot=weiblich). Positive Werte entsprechen einer Bewegung der Pfanne nach lateral auf dem Röntgenbild, negative Ergebnisse eine Bewegung der Pfanne nach medial (Sana Klinik Biberach 2005 – 2007)

3.7 Osteolysen periimplantär acetabulär:

Bei der Untersuchung der Röntgenbilder konnten bei keinem der Patienten Osteolysen perimplantär im Bereich des Acetabulums und den Zonen für Osteolysen nach DeLee und Charnley festgestellt werden (DeLee et al. 1976).

4. Diskussion

4.1 Kritische Betrachtung von Material und Methode

4.1.1 Patientenkollektiv

Bei der Patientenrecherche über vier Jahre wurden 390 Patienten eine Hüftprothese in unserem Hause implantiert. Letztendlich kamen jedoch nur Patienten für unsere Studie in Betracht, die mindestens acht Jahre nach der Operation erneut geröntgt wurden. So minimierte sich unser Kollektiv auf 31 Patienten. Kritisch zu betrachten ist somit, dass ein gewisses Maß an „selection bias“ durch das weggefallene Patientengut nicht ausgeschlossen ist. Von Vorteil jedoch ist unser Follow up mit im Mittel 9,3 Jahren. Wir denken, dass nach dieser Zeit der Einsatz einer Prothese ein repräsentatives Ergebnis liefert. Die Patienten erhielten zudem alle zum ersten Mal eine Hüftprothese, sodass mögliche Vorschäden nicht ins Gewicht fallen.

4.1.2 Auswertung der Röntgenbilder

Alle Röntgenbilder lagen uns auf Papier vor, worauf die Messungen von Hand erfolgten. Wie eingangs erwähnt, sind die Beckenübersichtsaufnahmen nach dem Standard von Polesello et al. erfolgt (Polesello et al. 2011). Die Tatsache, dass minimale Veränderungen in der Aufnahmetechnik veränderte Projektionen auf dem Röntgenbild bedingen, kann nicht ausgeschlossen werden. Zum einen, da sich von MTA zu MTA Unterschiede in der Patientenhandhabung ergeben, aber auch, weil patientenspezifische Faktoren eine Rolle spielen. So erweist sich die Lagerung eines adipösen, schmerzgeplagten oder immobilen Patienten als deutlicher schwerer im Vergleich mit jungen, fitten und schlanken Patienten.

Wir verzichteten auf die Messung der Anteversion, da diese grundsätzlich nicht einfach zu messen ist, aber vor allem, weil sie auf unseren Bildern nicht eindeutig abzugrenzen war.

Bezüglich des Zeitraumes der Aufnahmen, wurde das erste Bild bei allen Patienten innerhalb der ersten postoperativen Woche aufgenommen. Auf die Aufnahme direkt am postoperativen Tag wurde verzichtet, da hier lediglich eine Bild im Liegen erfolgte. Das zweite nach einem Zeitraum von mindesten acht Jahren. So konnten eine ausreichende Belastung der Prothese und ein relevanter klinischer Einsatz gewertet werden.

4.1.3 Messmethode

Die Messung des Pfannenwinkels sowie der Migration erfolgten nach der Methode von Heekin et al. mit einem Grenzwert von 5mm und 5° Winkeldifferenz. Diese Methode wurde von Heekin selbst auf seine vorangegangene Studie hin modifiziert, sodass mögliche Messfehler das Ergebnis nicht verfälschen (Heekin et al. 1993). Bestätigung der Methode findet sich in den Studien von Massin et al. und Wilson et al. (Massin et al. 1989, Wilson et al. 1989). Massin et al. stellt in seiner Studie dar, dass die Wahl des Pfannenzentrums und die Linie durch die Köhler'sche Tränenfigur als Ausgangspunkt für die Messung der Migration feste Anhaltspunkte sind und somit zwar Änderungen bei Beckenverdrehung jedoch nicht bei Pfannendrehung ausgesetzt sind (Massin et al. 1989). Die Begründung für die Wahl der Grenzwerte liegt darin, dass mögliche Messfehler der Migration von 1-3mm bzw. Messfehler des Pfannenwinkels +/- 1-3° nicht als falsch positive Ergebnisse gewertet werden. In Studien von Hamadouche et al. und Ritter et al. mit Grenzwerten von 3mm und 3° wird die Messgenauigkeit der Werte nicht explizit angegeben und die Ergebnisse von uns daher nicht als Vergleichsmöglichkeit angesehen (Hamadouche et al. 2017, Ritter et al. 1999).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Einfluss des Pfannenwinkels

Wir haben die Vorgaben von Lewinnek's „safe zone" als Kriterium für die Auswertung unserer Ergebnisse gewählt. In der Studie von Widmer et al. über die konforme Implantation für das perfekte Bewegungsausmaß der Hüftprothese führt ein Pfannenwinkel größer 50° zu einem größeren Bewegungsumfang. Gleichzeitig steigen aber die Nachteile wie vermehrter Abrieb, Kontaktstress der Prothesenteile und Luxationen. Folglich wurden 50° als internationale Obergrenze gewählt (Widmer et al. 2004). Bestätigung findet sich in weiteren Studien, die einen Pfannenwinkel größer 50° als unvorteilhaft bezeichnen (Ali Khan et al. 1981, Lewinnek et al. 1978, McCollum et al. 1990).

In unserer Studie zeigt sich ein Patient mit einem steilen Einbaupfannenwinkel und zusätzlicher Migration der Pfanne (p=0,7). Die fehlende Signifikanz lässt leider eine definitive Schlussfolgerung nicht zu. Vergleichen wir unser Ergebnis mit der Literatur zeigen sich folgende Ergebnisse.

In der klinischen Studien von Johansson et al. an 537 Hüftprothesen mit Keramik-Keramik Gleitpaarung konnte kein nachteiliger Einfluss eines steilen Pfannenwinkels größer 50° auf die Lockerung nachgewiesen werden (Johansson et al. 2011). Die Anzahl klinischer Studien ist rar, ganz im Gegensatz zu Simulatorstudien. In diesen konnte ebenso kein Einfluss von steilen Pfannenwinkeln auf die Lockerung bei Prothesen mit Keramik-Keramik Gleitpaarung festgestellt werden (Al-Hajjar et al. 2010, Al-Hajjar et al. 2011, Nevelos et al. 2001a). In vitro Studien werden allerdings kritisch betrachtet. So kritisieren Leslie et al. die Messung an Simulatoren, da diese das tatsächliche Bewegungs- und Belastungsausmaß einer Prothese nicht darstellen können. Der Alltag einer Hüftprothese gestaltet sich durch multiple unterschiedliche Belastungs- und Bewegungsabläufe, sodass aussagekräftige Ergebnisse nur über klinische Langzeitstudien zu erreichen sind. Ergebnisse aus Simulatorstudien gelten demnach als Einschätzungen, welches Ausmaß in klinischen Untersuchungen erwartet werden kann (Leslie et al. 2009).

4.2.2 Lockerungszeichen Abrieb und Osteolyse

Die in der Literatur angegebenen in-vitro Verschleißraten für Keramik-Keramik Gleitpaarungen sind im Vergleich mit anderen Hart-Hart Gleitpaarungen verschwindend gering (Sonntag et al. 2015). Mehrere klinische Studien weisen die optimalen Materialeigenschaften und den äußerst geringen Abrieb bei Keramik-Keramik Gleitpaarungen nach (Goldsmith et al. 2000, Ochs et al. 2007, Takata et al. 2007). Savarino et al. fanden zudem heraus, dass sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen Keramikpartikeln und Osteolyse nachweisen ließ. In ihrer Studie zeigte sich, dass Keramikpartikel keine Reaktion auf Osteoblasten-Osteoklasten-Interaktion oder auf Osteoklastenformation im Vergleich zu Polyethylenpartikeln auslösten. Zusätzlich zeigte sich trotz vorhandenem Materialabrieb keine Stimulation von Markophagen und somit keine Bildung von Osteolysen. Außerdem konnten keine Veränderungen im Blut nachgewiesen werden, wodurch von keiner schädlichen Wirkung auf den Organismus ausgegangen werden kann (Savarino et al. 2009). Wang et al. bestätigen ebenfalls die fehlende biologische Aktivität der Keramikpartikel in ihrer Studie (Wang et al. 2016). Diese Erkenntnisse decken sich mit dem fehlenden Nachweis von Osteolysen in unserem Kollektiv. Weitere Studien zeigen keine bis äußerst selten vorkommende Osteolysen bei Keramik-Keramik Gleitpaarungen im Vergleich mit anderen Gleitpaarungen (Capello et al. 2008, Kim et al. 2010, Topolovec et al. 2014).

Trotz der guten Materialeigenschaften von Keramik kommt es um den Abrieb nicht herum. Im Vordergrund steht dabei das sogenannte „edge loading Phänomen“, bei welchem es durch Fehlpositionierung der Prothese zu einem verstärkten Kontakt zwischen Prothesenkopf und Pfannenrand kommt. Dieser führt zu einem streifenförmigen Abrieb. Ursächlich für die Fehlpositionierung sind sowohl Fehler in der Drehebene, wie beispielsweise steile Pfannenwinkel. Aber auch Fehlpositionen auf translatorischer Ebene, wenn der Abstand zwischen Kopf und Pfanne zu groß ist und es dadurch zu sogenannter „microseparation“ kommt. Auslöser hierfür kann ein

unzureichendes off-set, eine zu weit nach medial implantierte Pfanne oder die Gelenklaxizität sein (Al-Hajjar et al. 2013).

In mehreren Simulatorstudien konnte ein erhöhter Abrieb bei Keramik-Keramik Gleitpaarungen mit steilen Pfannenwinkeln unter den „microseparation“ Bedingungen nachgewiesen werden. Hierbei kommt es zu kleinsten Bewegungen zwischen Kopf und Pfanne. In der Schwungphase kommt es zu einem minimalen Auseinanderweichen zwischen Kopf und Pfanne und in der nächsten Phase, dem Aufsetzen der Ferse, zum Randkontakt zwischen Kopf und Pfanne. In der (letzten) Belastungsphase findet sich der Kopf wieder in der Pfanne ein (Al-Hajjar et al. 2010, Al-Hajjar et al. 2011, Nevelos et al. 1999, Nevelos et al. 2000, Nevelos et al. 2001b). Ebenso in einer Studie von Magnissalis et al. in der sie vier keramische Gleitpaarungen nach 5, 11 und 13 Jahren untersuchten, welche auf Grund von Lockerung revidiert werden musste. Der meiste Abrieb fand sich bei der Prothese die 5 Jahre diente und einen Pfannenwinkel von 65° aufwies (Magnissalis et al. 2001). Prudhommeaux et al. konnten in ihrer Studie an keramischen Gleitpaarungen feststellen, dass sowohl Faktoren, welche das Gewicht beeinflussen, wie Alter, Körpergewicht oder männliches Geschlecht, als auch Faktoren, welche zu einer ungleichen Gewichtverteilung auf die Prothesenkomponenten führen, wie inkorrekte Inklination, Pfannenneigung oder Pfannenmigration, eine erhöhte Abriebrate mit sich bringen (Prudhommeaux et al. 2000).

4.2.3 Prothesenposition

Die korrekte Positionierung der Pfanne ist von entscheidender Wichtigkeit für die Wahrung der Hüftgelenksfunktion und die Überlebensrate der Prothese (D'Lima et al. 2000, Genda et al. 2001, Zeng et al. 2012). Unser Kollektiv zeigt zwei Drittel der Patienten im Bereich der nach Lewinnek definierten „safe zone“. Das letze Drittel wurde steiler eingebaut. Davon zeigen sich 80% weibliche Patienten.

Die korrekte Positionierung der Pfanne wird durch unterschiedliche Faktoren beeinflusst. So spielen neben der individuellen Anatomie auch das Geschlecht und das Gewicht eine entscheidende Rolle. Neben den patientenspezifischen Faktoren hat auch die Expertise des Operateurs einen Einfluss auf das Ergebnis der Implantation.

Murtha et al. haben in ihrer Arbeit herausgefunden, dass die Ausrichtung natürlicher Pfannen nicht mit den Angaben aus Lewinneks „safe zone“ übereinstimmt. So zeigen sich die natürlichen Pfannen mit größeren Pfannenabduktionswinkeln. Demnach ist die natürliche Pfanne als Vorlage nicht geeignet und um die „safe zone“ zu erreichen, sollte die Pfanne ca 10° flacher als der natürliche Abduktionswinkel eingebaut werden (Murtha et al. 2008). Kritisch konstatieren Zeng et al., dass nicht für jeden Patienten die Winkel der „safe zone“ von Vorteil sind. Die natürliche anatomische Position der Pfanne eines jeden Patienten stellt die beste Ausgangsposition für die perfekte Funktion des Gelenkes dar. So plädieren sie bei dem Einbau einer Pfanne sich in erster Linie an die anatomischen Vorgaben dieser Pfanne, bei Destruktion derselben an die Vorgaben der kontralateralen Pfanne zu halten und erst bei Destruktion beider anatomischen Pfannen auf die „safe zone“ Grenzwerte zurückzugreifen (Zeng et al. 2012). Den Unstimmigkeiten zum Trotz wird Lewinnek’s Einteilung als allgemeine Norm angesehen (Murtha et al. 2008, Widmer et al. 2004).

Auch die Positionierung des Patienten auf dem Operationstisch beeinflusst die Lage des Beckens und damit die anatomischen Landmarken zur Orientierung des Operateurs (Babisch et al. 2008, McCollum et al. 1990). Jegliche Patientenbewegung kann somit zu einer Veränderung der Pfannenposition führen, jede Beckenneigung nachweislich die Anteversion beeinflussen (Asayama et al. 2004, Haaker et al. 2007). Eine weitere alltägliche Rolle spielt unserer Meinung nach auch die Abdeckung, welche zu Beginn einer jeden Operation aufgelegt wird. Sie verhindert die Sicht auf äußerer anatomische Landmarken und damit die tatsächliche Lage des Patienten auf dem Tisch.

So ist einerseits die hohe Expertise des Operateurs von entscheidender Wichtigkeit und hat nachweislich einen Effekt auf das Outcome der Hüfttotalendoprothesen, wie

mehrere Studien in der Literatur bestätigen (Charnley 1960, Kochbati et al. 2016, McArthur et al. 2014). Auch Fender et al. kamen in ihrer Studie an 497 Hüftpatienten aus England zu dem Ergebnis, dass das Risiko einer Revisionsoperation mit zunehmender Operationszahl des Operateurs deutlich sank (Fender et al. 2003). Ähnliche Studien gibt es aus Norwegen mit einer weitaus höheren Patientenzahl und dem Ergebnis, dass die Revisionsrate mit steigender Operationszahl im Krankenhaus sinkt (Espehaug et al. 1999). In einer Studie von Wines et al. wurden Operateure nach der Operation gebeten, die Winkel der von ihnen eingebrachten Pfannen zu schätzen. Nachmessungen ergaben lediglich 45 % der Pfannen aber immerhin 71% der Schäfte im korrekten Bereich (Wines et al. 2006).

Daneben stellen Barrack et al. und Callanan et al. in ihrer Studie dar, dass neben der Expertise des Operateurs auch der BMI des Patienten Einfluss auf die Platzierung der Implantate hat (Barrack et al. 2013, Callanan et al. 2011). Patienten mit hohem BMI haben automatisch einen größeren Weichteilmantel, welcher sich nachteilig auf den Zugang zum Operationsgebiet und damit auf die Prothesenposition auswirken kann.

4.2.4 Einfluss des Geschlechts auf die Pfannenposition

In unserem Kollektiv zeigt sich bei den Frauen die Tendenz eines steileren Pfanneneinbauwinkels im Vergleich mit den Männern (p=0,1). So weisen 42,1% (n=8) der Frauen und nur 16,7% (n=2) der Männer einen steileren Einbauwinkel auf. Dieser geschlechtsabhängige Unterschied findet in mehreren Studien Bestätigung in denen steilere Pfannenwinkel bei Frauen im Vergleich mit Männern nachgewiesen wurden (Buller et al. 2012, Genda et al. 2001, Murtha et al. 2008, Zeng et al. 2012). Lavy et al. stellten die unterschiedlichen Ausprägungen des Pfannenwinkels bei Malawier, Briten und Japanern dar, jeweils mit größeren Pfannenwinkeln bei den Frauen als bei den Männern (Lavy et al. 2003). Murtha et al. und Vandenbussche et al. beschreiben eine im Ausmaß größere Pfanne bei den Männern im Vergleich zu den Frauen, begründet durch das höhere Körpergewicht und die größere Körpergröße der Männer (Murtha et al. 2008, Vandenbussche et al. 2008). Die Ergebnisse der Literatur aufgrund der

anatomischen Gegebenheiten, spiegeln sich auch in unserer Studie mit steileren Pfanneneinbauwinkeln bei Frauen wieder.

4.2.5 Limitationen

Begrenzungen unsere Studie zeigen sich zum Einen in der geringen Größe unseres Patientenkollektivs, was dazu führt, dass einzelne Veränderungen ein großes Ausmaß im Endergebnis zeigen. Durch unsere Bedingung die Patienten frühestens nach acht Jahren zu untersuchen, kommt es bereits bei Auswahl des Kollektivs zu einer Selektion, welche das Ergebnis beeinflusst haben kann. Alle Messungen wurden zweimal von ein und demselben Untersucher durchgeführt. Wir haben in unseren Messungen lediglich den Pfannenabduktionswinkel gemessen und die Pfannenanteversion außer Acht gelassen. Die Begründung uns nur auf einen der beiden Winkel zu beschränken liegt in der Tatsache, dass die Messung der Anteversion auf den uns vorliegenden Röntgenbildern nicht eindeutig durchgeführt werden konnte. Alle Patienten erhielten denselben Prothesentyp, wodurch nur ein Typ von Keramik-Keramik Gleitpaarung untersucht wurde. Auch wenn sich keine signifikante Abhängigkeit der Lockerung vom Pfannenabduktionswinkel ergibt, kann dieses Ergebnis nicht auf alle Keramik-Keramik Gleitpaarungen übertragen werden.

4.3 Ausblick

Durch die heutigen medizinischen technischen Möglichkeiten und stetige Forschung an verbesserten Materialien, sowie den Wunsch nach Perfektion ist die Frage nach der richtigen Gleitpaarung von großer Bedeutung. Weitere klinische Studien über längere Zeiträume sind nötig um bessere Langzeitergebnisse zu erhalten. Messungen mit Hilfe von CT Bildern und dreidimensionaler Rekonstruktion der Hüfte und der Hüftprothese können noch exaktere Ergebnisse liefern.

Aber auch der Einbezug weiterer persönlicher Faktoren wie Gewicht und BMI oder Aktivität der Patienten ist, in Anbetracht der heutigen Entwicklung der Gesellschaft, von großer Bedeutung. So können beste Voraussetzungen für die Langlebigkeit einer Prothese für das immer jünger werdende Patientenklientel geschaffen werden.

5. Zusammenfassung

Mit steigender Zahl der implantierten Hüftprothesen wächst auch der Anspruch an zunehmender Langlebigkeit der Prothese. Kontrovers diskutiert wird die Wahl der richtigen Gleitpaarung. In der Literatur finden sich viele Studien bezüglich des Gleitpaarungsverhaltens bei Hüfttotalendoprothesen. Die Wahl der richtigen Kombination aus den verschiedenen Materialien Polyethylen, Metall und Keramik ist abhängig von patientenspezifischen Faktoren. So zeigt sich der größte Abrieb bei Hart-Weich-Gleitpaarungen wie Polyethylen und Metall, sodass von einer solchen Kombination beispielsweise bei jungen und aktiven Patienten im Hinblick auf die konsekutive Prothesenlockerung durch den Abrieb überwiegend abgesehen wird. Die Kombination mit dem geringsten Materialabrieb stellt Keramik-Keramik dar.

Die Fragestellung unserer Studie untersucht den Einfluss des Pfannenwinkels der eingebrachten Prothese auf die Prothesenlockerung. Das Ziel der Hüftpfannenimplantation ist es, diese innerhalb der international anerkannten „safe zone“ von Lewinnek zu implantieren, um so negative Folgen oder Komplikationen zu minimieren. Die bekannteste und häufigste Gefahr einer zu steil eingebrachten Pfanne stellt die Luxation dar. Betrachtet man das Abriebverhalten der Prothese, so kommt es bei steilen Pfannenwinkeln zu erhöhten Punktlasten zwischen Kopf und Pfannen und damit zu vermehrtem Abrieb, welcher wiederrum die Prothesenlockerung induziert. Trotz alledem gilt es zudem die individuelle Anatomie eines jeden Patienten nicht aus den Augen zu verlieren. Bei Frauen zeigt sich, aufgrund ihrer Anatomie, im Vergleich zu Männern die Tendenz, dass Pfannen steiler eingebracht werden.

Unser Kollektiv mit einem Nachuntersuchungszeitraum von im Mittel 9,3 Jahren liefert keinen signifikanten Zusammenhang zwischen einem steilem Pfannenwinkel und erhöhter Lockerungsrate der Hüftprothesen. Allerdings zeigen sich steilere Pfanneneinbauwinkel bei den Frauen als bei Männern. Steilere Pfannenwinkel bei Frauen werden in der Literatur mit der Anatomie des weiblichen Beckens in

Verbindung gebracht und spiegeln auch unsere Ergebnisse wieder. In der Literatur gibt es nur wenige klinische Studien, welche den Zusammenhang zwischen Pfannenwinkel, Abrieb und konsekutiver Lockerung untersuchen. Deutlich häufiger sind Simulatorstudien zu diesem Thema. Diese zeigen eine Abhängigkeit des Abriebs vom Pfanneneinbauwinkel. So führen steile Pfannenwinkel über erhöhte Punktlasten und dem „edge loading“ Phänomen zu vermehrtem Materialabrieb.

Zusammenfassend lässt sich nach Auswertung unserer Ergebnisse in Zusammenschau mit der Literarturrecherche sagen, dass der Pfannenwinkel durchaus einen Einfluss auf die Überlebensrate der Prothese hat. Neben der bekannten Luxationsgefahr bei steilem Pfannenwinkel, wird auch das Abriebverhalten der Gleitpaarungen durch den Pfannenwinkel entscheidend beeinflusst und damit konsekutiv die Lockerung der Prothese.

Grundsätzlich liegt man daher bei Einhaltung der international anerkannten Grenzwerte auf der sicheren Seite. Einflüsse von außen, welche das korrekte Einbringen der Prothese verhindern, sollten so weit möglich beseitigt oder minimiert werden. Ausschlaggebend ist zudem die Wahl der richtigen Gleitpaarung, welche für den Patienten entscheidende Vorteile bringt.

6. Literaturverzeichnis

1. Al-Hajjar M, Leslie I J, Tipper J, Williams S, Fisher J and Jennings L M: Effect of cup inclination angle during microseparation and rim loading on the wear of BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic total hip replacement. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2: 263-268 (2010)

2. Al-Hajjar M, Jennings L M, Leslie I J and Fisher J: Ceramic-on-Ceramic Total Hip Replacement: Influence of Cup Inclination Angle and Head Position. Orthop Proc. SUPP I: 67-67 (2011)

3. Al-Hajjar M, Fisher J, Tipper J L, Williams S and Jennings L M: Wear of 36-mm BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions. Proc Inst Mech Eng H 5: 535-542 (2013)

4. Ali Khan M A, Brakenbury P H and Reynolds I S: Dislocation following total hip replacement. J Bone Joint Surg Br 2: 214-218 (1981)

5. Asayama I, Akiyoshi Y, Naito M and Ezoe M: Intraoperative pelvic motion in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 8: 992-997 (2004)

6. Babisch J W, Layher F and Amiot L P: The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation. J Bone Joint Surg Am 2: 357-365 (2008)

7. Barrack R L, Krempec J A, Clohisy J C, McDonald D J, Ricci W M, Ruh E L and Nunley R M: Accuracy of acetabular component position in hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 19: 1760-1768 (2013)

8. Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S and Oberthaler W: The transgluteal approach to the hip joint. Arch Orthop Trauma Surg 1-2: 47-49 (1979)

9. Beckmann N A, Gotterbarm T, Innmann M M, Merle C, Bruckner T, Kretzer J P and Streit M R: Long-term durability of alumina ceramic heads in THA. BMC Musculoskelet Disord 249 (2015)

10. Bennett D, Humphreys L, O'Brien S, Kelly C, Orr J and Beverland D E: Activity levels and polyethylene wear of patients 10 years post hip replacement. Clin Biomech (Bristol, Avon) 5: 571-576 (2008)

11. Blacker G J and Charnley J: Changes in the upper femur after low friction arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 137: 15-23 (1978)

12. Buller L T, Rosneck J, Monaco F M, Butler R, Smith T and Barsoum W K: Relationship between proximal femoral and acetabular alignment in normal hip joints using 3-dimensional computed tomography. Am J Sports Med 2: 367-375 (2012)

13. Callaghan J J, Bracha P, Liu S S, Piyaworakhun S, Goetz D D and Johnston R C: Survivorship of a Charnley total hip arthroplasty. A concise follow-up, at a minimum of thirty-five years, of previous reports. J Bone Joint Surg Am 11: 2617-2621 (2009)

14. Callanan M C, Jarrett B, Bragdon C R, Zurakowski D, Rubash H E, Freiberg A A and Malchau H: The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. Clin Orthop Relat Res 2: 319-329 (2011)

15. Capello W N, D'Antonio J A, Feinberg J R, Manley M T and Naughton M: Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: update. J Arthroplasty 7 Suppl: 39-43 (2008)

16. Charnley J: Surgery of the hip-joint: present and future developments. Br Med J 5176: 821-826 (1960)

17. Charnley J: An artificial bearing in the hip joint: implications in biological lubrication. Fed Proc 3: 1079-1081 (1966)

18. Clarius M, Jung A W, Streit M R, Merle C, Raiss P and Aldinger P R: Long-term results of the threaded Mecron cup in primary total hip arthroplasty : A 15-20-year follow-up study. Int Orthop 8: 1093-1098 (2010)

19. Culliford D, Maskell J, Judge A, Arden N K and the C S g: A population-based survival analysis describing the association of body mass index on time to revision for total hip and knee replacements: results from the UK general practice research database. BMJ Open 11: e003614 (2013)

20. D'Lima D D, Urquhart A G, Buehler K O, Walker R H and Colwell C W, Jr.: The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. J Bone Joint Surg Am 3: 315-321 (2000)

21. Dargel J, Oppermann J, Bruggemann G P and Eysel P: Dislocation following total hip replacement. Dtsch Arztebl Int 51-52: 884-890 (2014)

22. DeLee J G and Charnley J: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop Relat Res 121: 20-32 (1976)

23. Devane P A, Horne J G, Martin K, Coldham G and Krause B: Three-dimensional polyethylene wear of a press-fit titanium prosthesis. Factors influencing generation of polyethylene debris. J Arthroplasty 3: 256-266 (1997)

24. DiGioia A M, Jaramaz B, Blackwell M, Simon D A, Morgan F, Moody J E, Nikou C, Colgan B D, Aston C A, Labarca R S, Kischell E and Kanade T: The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. Clin Orthop Relat Res 355: 8-22 (1998)

25. Effenberger H: Hüftendoprothetik - Konstruktion, Klassifikation, Implantate, Ergebnisse. http://www.implantat-atlas.com/pdf/hueftendoprothetik.pdf (Date download 25.12.2016)

26. Endoprothesenregister Deutschland (Herausgeber): Jahresbericht 2015. https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/EPRD-Jahresbericht_2015_FINAL_Web.pdf (Date download 13.12.2016)

27. Espehaug B, Havelin L I, Engesaeter L B and Vollset S E: The effect of hospital-type and operating volume on the survival of hip replacements. A review of 39,505 primary total hip replacements reported to the Norwegian Arthroplasty Register, 1988-1996. Acta Orthop Scand 1: 12-18 (1999)

28. Fender D, van der Meulen J H and Gregg P J: Relationship between outcome and annual surgical experience for the charnley total hip replacement. Results from a regional hip register. J Bone Joint Surg Br 2: 187-190 (2003)

29. Fisher J, Jin Z, Tipper J, Stone M and Ingham E: Tribology of alternative bearings. Clin Orthop Relat Res 25-34 (2006)

30. Fisher J: Bioengineering reasons for the failure of metal-on-metal hip prostheses: an engineer's perspective. J Bone Joint Surg Br 8: 1001-1004 (2011)

31. Genda E, Iwasaki N, Li G, MacWilliams B A, Barrance P J and Chao E Y: Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters. J Biomech 7: 895-905 (2001)

32. Goldsmith A A, Dowson D, Isaac G H and Lancaster J G: A comparative joint simulator study of the wear of metal-on-metal and alternative material combinations in hip replacements. Proc Inst Mech Eng H 1: 39-47 (2000)

33. Greenwald A S, Garino J P, American Academy of Orthopaedic Surgeons. Committee on Biomedical E, American Academy of Orthopaedic Surgeons. Committee on H and Knee A: Alternative bearing surfaces: the good, the bad, and the ugly. J Bone Joint Surg Am 68-72 (2001)

34. Haaker R G, Tiedjen K, Ottersbach A, Rubenthaler F, Stockheim M and Stiehl J B: Comparison of conventional versus computer-navigated acetabular component insertion. J Arthroplasty 2: 151-159 (2007)

35. Hamadouche M, Ropars M, Rodaix C, Musset T, Gaucher F, Biau D, Courpied J P and Huten D: Five to thirteen year results of a cemented dual mobility socket to treat recurrent dislocation. Int Orthop 3: 513-519 (2017)

36. Harris W H: The problem is osteolysis. Clin Orthop Relat Res 311: 46-53 (1995)

37. Harrison C L, Thomson A I, Cutts S, Rowe P J and Riches P E: Research synthesis of recommended acetabular cup orientations for total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2: 377-382 (2014)

38. Hatton A, Nevelos J E, Nevelos A A, Banks R E, Fisher J and Ingham E: Alumina-alumina artificial hip joints. Part I: a histological analysis and characterisation of wear debris by laser capture microdissection of tissues retrieved at revision. Biomaterials 16: 3429-3440 (2002)

39. Hatton A, Nevelos J E, Matthews J B, Fisher J and Ingham E: Effects of clinically relevant alumina ceramic wear particles on TNF-alpha production by human peripheral blood mononuclear phagocytes. Biomaterials 7: 1193-1204 (2003)

40. Heekin R D, Callaghan J J, Hopkinson W J, Savory C G and Xenos J S: The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. Results after five to seven years in a prospective study. J Bone Joint Surg Am 1: 77-91 (1993)

41. Higuchi Y, Hasegawa Y, Komatsu D, Seki T and Ishiguro N: Incidence of Ceramic Liner Malseating After Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty Associated With Osteolysis: A 5- to 15-Year Follow-Up Study. J Arthroplasty 5: 1641-1646 (2017)

42. Johansson H R, Johnson A J, Zywiel M G, Naughton M, Mont M A and Bonutti P M: Does acetabular inclination angle affect survivorship of alumina-ceramic articulations? Clin Orthop Relat Res 6: 1560-1566 (2011)

43. Kim Y H, Choi Y and Kim J S: Cementless total hip arthroplasty with ceramic-on-ceramic bearing in patients younger than 45 years with femoral-head osteonecrosis. Int Orthop 8: 1123-1127 (2010)

44. Kochbati R, Rbai H, Jlailia M, Makhlouf H, Bouguira A and Daghfous M S: [Predictive factors of aseptic loosening of cemented total hip prostheses]. Pan Afr Med J 260 (2016)

45. Kretzer J P, Zietz C, Schroder C, Reinders J, Middelborg L, Paulus A, Sonntag R, Bader R and Utzschneider S: [Principles of tribological analysis of endoprostheses]. Orthopade 10: 844-852 (2012)

46. Kummer F J, Shah S, Iyer S and DiCesare P E: The effect of acetabular cup orientations on limiting hip rotation. J Arthroplasty 4: 509-513 (1999)

47. Kurtz S M, Gawel H A and Patel J D: History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene. Clin Orthop Relat Res 8: 2262-2277 (2011)

48. Lavy C B, Msamati B C and Igbigbi P S: Racial and gender variations in adult hip morphology. Int Orthop 6: 331-333 (2003)

49. Leslie I J, Williams S, Isaac G, Ingham E and Fisher J: High cup angle and microseparation increase the wear of hip surface replacements. Clin Orthop Relat Res 9: 2259-2265 (2009)

50. Lewinnek G E, Lewis J L, Tarr R, Compere C L and Zimmerman J R: Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. J Bone Joint Surg Am 2: 217-220 (1978)

51. Magnissalis E A, Xenakis T A and Zacharis C: Wear of retrieved ceramic THA components--four matched pairs retrieved after 5-13 years in service. J Biomed Mater Res 5: 593-598 (2001)

52. Malik A, Maheshwari A and Dorr L D: Impingement with total hip replacement. J Bone Joint Surg Am 8: 1832-1842 (2007)

53. Massin P, Schmidt L and Engh C A: Evaluation of cementless acetabular component migration. An experimental study. J Arthroplasty 3: 245-251 (1989)

54. Massin P, Lopes R, Masson B, Mainard D, French H and Knee S: Does Biolox Delta ceramic reduce the rate of component fractures in total hip replacement? Orthop Traumatol Surg Res 6 Suppl: S317-321 (2014)

55. McArthur B A, Vulcano E, Cross M, Nguyen J, Della Valle A G and Salvati E: Acetabular component orientation in total hip arthroplasty: the impact of obesity. Hip Int 3: 263-269 (2014)

56. McCollum D E and Gray W J: Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. Clin Orthop Relat Res 261: 159-170 (1990)

57. Morlock M M, Witt F, Bishop N, Behn R, Dalla Pria P, Barrow R and Dymond I: Wear of a composite ceramic head caused by liner fracture. Orthopedics 7: e653-656 (2014)

58. Murray D W: The definition and measurement of acetabular orientation. J Bone Joint Surg Br 2: 228-232 (1993)

59. Murtha P E, Hafez M A, Jaramaz B and DiGioia A M, 3rd: Variations in acetabular anatomy with reference to total hip replacement. J Bone Joint Surg Br 3: 308-313 (2008)

60. Nevelos J E, Ingham E, Doyle C, Fisher J and Nevelos A B: Analysis of retrieved alumina ceramic components from Mittelmeier total hip prostheses. Biomaterials 19: 1833-1840 (1999)

61. Nevelos J E, Ingham E, Doyle C, Streicher R, Nevelos A, Walter W and Fisher J: Microseparation of the centers of alumina-alumina artificial hip joints during simulator testing produces clinically relevant wear rates and patterns. J Arthroplasty 6: 793-795 (2000)

62. Nevelos J E, Ingham E, Doyle C, Nevelos A B and Fisher J: The influence of acetabular cup angle on the wear of "BIOLOX Forte" alumina ceramic bearing couples in a hip joint simulator. J Mater Sci Mater Med 2: 141-144 (2001a)

63. Nevelos J E, Prudhommeaux F, Hamadouche M, Doyle C, Ingham E, Meunier A, Nevelos A B, Sedel L and Fisher J: Comparative analysis of two different types of alumina-alumina hip prosthesis retrieved for aseptic loosening. J Bone Joint Surg Br 4: 598-603 (2001b)

64. Ochs U, Ilchmann T, Ochs B G, Marx J, Brunnhuber K, Luem M and Weise K: EBRA migration patterns of the Plasmacup with ceramic or polyethylene inserts: a randomised study. Z Orthop Unfall S20-24 (2007)

65. Olsson S S, Jernberger A and Tryggo D: Clinical and radiological long-term results after Charnley-Muller total hip replacement. A 5 to 10 year follow-up study with special reference to aseptic loosening. Acta Orthop Scand 5: 531-542 (1981)

66. Pagnano W, Hanssen A D, Lewallen D G and Shaughnessy W J: The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 7: 1004-1014 (1996)

67. Pedersen D R, Callaghan J J and Brown T D: Activity-dependence of the "safe zone" for impingement versus dislocation avoidance. Med Eng Phys 4: 323-328 (2005)

68. Polesello G C, Nakao T S, de Queiroz M C, Daniachi D, Ricioli W, Jr., Guimaraes R P, Honda E K and Ono N K: Proposal for Standardization of Radiographic Studies on the Hip and Pelvis. Rev Bras Ortop 6: 634-642 (2011)

69. Prokopetz J J, Losina E, Bliss R L, Wright J, Baron J A and Katz J N: Risk factors for revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. BMC Musculoskelet Disord 251 (2012)

70. Prudhommeaux F, Hamadouche M, Nevelos J, Doyle C, Meunier A and Sedel L: Wear of alumina-on-alumina total hip arthroplasties at a mean 11-year followup. Clin Orthop Relat Res 379: 113-122 (2000)

71. Ranawat C S, Deshmukh R G, Peters L E and Umlas M E: Prediction of the long-term durability of all-polyethylene cemented sockets. Clin Orthop Relat Res 317: 89-105 (1995)

72. Reinders J, Sonntag R, Heisel C, Reiner T, Vot L and Kretzer J P: Wear performance of ceramic-on-metal hip bearings. PLoS One 8: e73252 (2013)

73. Ritter M A, Zhou H, Keating C M, Keating E M, Faris P M, Meding J B and Berend M E: Radiological factors influencing femoral and acetabular failure in cemented Charnley total hip arthroplasties. J Bone Joint Surg Br 6: 982-986 (1999)

74. Savarino L, Baldini N, Ciapetti G, Pellacani A and Giunti A: Is wear debris responsible for failure in alumina-on-alumina implants? Acta Orthop 2: 162-167 (2009)

75. Scheerlinck T: Cup positioning in total hip arthroplasty. Acta Orthop Belg 3: 336-347 (2014)

76. Schmalzried T P, Shepherd E F, Dorey F J, Jackson W O, dela Rosa M, Fa'vae F, McKellop H A, McClung C D, Martell J, Moreland J R and Amstutz H C: The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. Clin Orthop Relat Res 381: 36-46 (2000)

77. Sonntag R, Reinders J, Muller U and Kretzer J P: [Bearing selection in total hip arthroplasty]. Z Orthop Unfall 6: 587-596 (2015)

78. Statistisches Bundesamt (Herausgeber): Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) Operationen und Prozeduren der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern - Ausführliche Darstellung 2015. https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Krankenhaeuser/OperationenProzeduren5231401157014.pdf?__blob=publicationFile (Date download 13.12.2016)

79. Statistisches Bundesamt (Herausgeber): Vollstationär behandelte Patientinnen und Patienten (einschließlich Sterbe- und Stundenfälle) in Kranken-häusern nach der ICD-10 im Jahr 2016. https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/Diagnosen.html (Date download 23.12.2016)

80. Statistisches Bundesamt (Herausgeber): 20 häufigsten Hauptdiagnosen in Vorsorge- oder Rehabilitationseinrichtungen 2016. https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/Gesundheit/VorsorgeRehabilitationseinrichtungen/Tabellen/DiagnosenVorsorgeReha.html (Date download 23.12.2016)

81. Takata E T, Basile R and Albertoni W M: Experiences with Bicontact ceramic-ceramic total hip arthroplasty. Z Orthop Unfall S25-28 (2007)

82. Topolovec M, Cor A and Milosev I: Metal-on-metal vs. metal-on-polyethylene total hip arthroplasty tribological evaluation of retrieved components and periprosthetic tissue. J Mech Behav Biomed Mater 243-252 (2014)

83. Traina F, De Fine M, Di Martino A and Faldini C: Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: a systematic review. Biomed Res Int 157247 (2013)

84. Tull Thomas V P J, Abraham Sonya M.: Concern about metal on metal hip prostheses: reflections from the work of Sir John Charnley. http://www.bmj.com/content/343/bmj.d5148 (Date download 13.12.2016)

85. Vandenbussche E, Saffarini M, Taillieu F and Mutschler C: The asymmetric profile of the acetabulum. Clin Orthop Relat Res 2: 417-423 (2008)

86. Wang T, Sun J Y, Zhao X J, Liu Y and Yin H B: Ceramic-on-ceramic bearings total hip arthroplasty in young patients. Arthroplast Today 4: 205-209 (2016)

87. Widmer K H and Zurfluh B: Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. J Orthop Res 4: 815-821 (2004)

88. Wilson M G, Nikpoor N, Aliabadi P, Poss R and Weissman B N: The fate of acetabular allografts after bipolar revision arthroplasty of the hip. A radiographic review. J Bone Joint Surg Am 10: 1469-1479 (1989)

89. Wines A P and McNicol D: Computed tomography measurement of the accuracy of component version in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 5: 696-701 (2006)

90. Wright E A, Katz J N, Baron J A, Wright R J, Malchau H, Mahomed N, Prokopetz J J and Losina E: Risk factors for revision of primary total hip replacement: results from a national case-control study. Arthritis Care Res (Hoboken) 12: 1879-1885 (2012)

91. Wroblewski B M, Siney P D and Fleming P A: Charnley Low Frictional Torque Arthroplasty. Charnleys Hüftgelenkersatz Geringe Reibung durch niedriges Drehmoment. Schweiz Med Forum 166–172 (2008)

92. Zeng Y, Wang Y, Zhu Z, Tang T, Dai K and Qiu S: Differences in acetabular morphology related to side and sex in a Chinese population. J Anat 3: 256-262 (2012)

7. Abbildungsverzeichnis

Seite

Abb. 1: Schematische Darstellung der Messung des Pfannenabduktionswinkels 12

Abb. 2: Schematische Darstellung der Messung der vertikalen und horizontalen Migration der Pfanne 14

Abb. 3: Schematische Darstellung der Einteilung der Zonen für Osteolysen 15

Abb. 4: Reproduzierbarkeit der Pfannenwinkel bei Einbau 18

Abb. 5: Reproduzierbarkeit der Pfannenwinkel bei Kontrolle 19

Abb. 6: Reproduzierbarkeit der vertikalen Migration der Pfanne 20

Abb. 7: Reproduzierbarkeit der horizontalen Migration der Pfanne 21

Abb. 8: Boxplot der Pfannenwinkel bei Einbau und Kontrolle nach Geschlecht 23

Abb. 9: Vergleich der Pfannenwinkel bei Einbau und Kontrolle nach Geschlecht 24

Abb. 10: Darstellung der Veränderung der Pfannenwinkel über Zeit nach Geschlecht 25

Abb. 11: Punktwolke der Pfannenwinkelmessungen bei Einbau und Kontrolle 26

Abb. 12: Migration der Pfanne in der horizontalen und vertikalen Achse 28

Abb. 13a: Vertikale Migration in Abhängigkeit des Pfanneneinbauwinkels 29

Abb. 13b: Horizontale Migration in Abhängigkeit des Pfanneneinbauwinkels 30

Abb. 14: Darstellung der horizontalen und vertikalen Migration der Pfanne 31

Abb. 15: Darstellung der vertikalen Migration der Pfanne nach Geschlecht 32

Abb. 16: Darstellung der horizontalen Migration der Pfanne nach Geschlecht 33

8. Anhang

Seitenzahl

Tabelle 1: Pfannenwinkelmesswerte bei Einbau und Kontrolle 27

	Pfannenwinkel MW bei Einbau in Grad °	Pfannenwinkel MW bei Kontrolle in Grad °
Mittelwert	44,846774	45,032258
Std.Abw.	6,875887	7,8431876
Median	44	43,5
Minimum	32	29
Maximum	55,25	59,5

Tabelle 2: Differenz der Pfannenwinkel bei Einbau und Kontrolle in Bezug auf das Kollektiv 29

	Pfannenwinkeldifferenz in ° gesamtes Kollektiv	Pfannenwinkeldifferenz in ° Frauen	Pfannenwinkeldifferenz in ° Männer
Mittelwert	0,185 KI[-0,7;1,1]	0,421 KI[-0,9;1,7]	-0,188 KI[-1,5;1,1]
Std.Abw.	2,499	2,765	2,07
Median	0,5	1,25	-0,125
Minimum	-5	-5	-3
Maximum	4,5	4,5	3,5

Tabelle 3: Horizontale und vertikale Migration der Pfanne 31

	Horizontale Migration (B) in mm			Vertikale Migration (A) in cm		
	Gesamt	Frauen	Männer	Gesamt	Frauen	Männer
Mittelwert	-0,38 KI[1,3;-0,5]	0,8 KI[2,1;-0,4]	-0,3 KI[1;-1,6]	-0,47 KI0,7;-1,6]	0,5 KI[1,9;-0,9]	-2 KI[-0,3;-3,7]
Std.Abw.	2,5	2,7	2	3,1	3	2,7
Median	0,08	0,9	-1	-0,9	-0,3	-2,9
Minimum	-4,6	-4,6	-2,8	-6,4	-3	-6,4
Maximum	7,2	7,2	3,5	8	8	2,8

Seitenzahl

Tabelle 4 : Migration der Pfanne >5mm 32

Migration	>5mm	männlich	weiblich
vertikal und horizontal	1	-	1
rein vertikal (A)	2	1	1
rein horizontal (B)	-	-	-
Summe	3	1	2
Anteil am Gesamtkollektiv	3/31= 9,7%	1/12 =8,3%	2/19 = 10,5 %

Danksagung

Die Danksagung wird aus Gründen des Datenschutzes nicht veröffentlicht.

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus Gründen des Datenschutzes nicht veröffentlicht.