

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Experimentelle Untersuchung von neuartigen Implantatdesign- konzepten für die Luxationsvermeidung von künstlichen Hüftgelenken

Thomas Peter Datzmann

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Dr. H. P. Rechl
2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 02.04.2008 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin
am 21.01.2009 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Das künstliche Hüftgelenk: Epidemiologie	5
1.2	Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenks	8
1.3	Probleme und Komplikationen in der Hüftendoprothetik	11
1.4	Stand der Forschung in der Hüftendoprothetik	13
1.4.1	Experimentelle Untersuchungen zu Hüftgelenkkräften	13
1.4.2	Entstehungsarten von Luxationen der Hüftendoprothese	14
1.4.3	Klinisch-experimentelle Untersuchungen zu Hüftgelenksluxationen	15
1.5	Zielsetzung der Arbeit	19
1.5.1	Experimentelle Untersuchung von neuartigen Implantat-designkonzepten für die Luxationsvermeidung	19
1.5.2	Evaluierung des Einflussparameters „Beckenneigung“	19
2	Material und Methode	23
2.1	Verwendete Hüftendoprothesen-Systeme	23
2.1.1	3D-Tripolar-System	23
2.1.2	Standard-Keramik-Gleitpaarung (Al-Al-System)	26
2.1.3	Metall-Polyethylen-System (EOL-System)	26
2.1.4	Keramik-Keramik-System (Trident-System)	27
2.1.5	Metall-Metall-System (Metasul-System)	27
2.2	Versuchsaufbau und Versuchsprinzip	28
2.3	Versuchsablauf	33
2.4	Messdatenerfassung und –verarbeitung	33
3	Ergebnisse	35
3.1	Vergleich des 3D-Tripolar-Systems mit einer Standard-Keramik-Gleitpaarung	35
3.2	Vergleich des 3D-Tripolar-Systems mit einer Standard-Keramik-Gleitpaarung (Al-Al-System) und einer Metall-Polyethylen-Paarung (EOL-System)	40
3.2.1	Sagittale Azetabulumneigung von 30°	40
3.2.2	Transformation der sagittalen Azetabulumneigung von 30° nach 45°	43
3.2.3	Transformation der sagittalen Azetabulumneigung von 30° nach 60°	45
3.2.4	Transformation der sagittalen Azetabulumneigung von 30° nach -15°	46

3.3	Vergleich des 3D-PE-Systems mit einer Keramik-Keramik-Paarung (Trident-System) und einer Metall-Metall-Paarung (Metasul-System) und damit verschiedener Kopfgrößen	48
3.3.1	Sagittale Azetabulumneigung von 30°	48
3.3.2	Sagittale Azetabulumneigung von 45°	50
3.3.3	Sagittale Azetabulumneigung von 60°	52
3.4	Untersuchung des Einflusses der Beckenneigung	53
4	Diskussion	56
4.1	Vergleich des 3D-Tripolar-Systems (Keramik-Insert) mit einer Standard-Keramik-Keramik-Paarung (Al-Al-System) und einer Metall-Polyethylen-Paarung (EOL-System) – Einfluss Werkstoffe	58
4.1.1	3D-Tripolar-System vs. Al-Al-System	58
4.1.2	3D-Tripolar-System vs. Al-Al-System vs. EOL-System	60
4.2	Vergleich des 3D-PE-Systems mit einer Keramik-Keramik-Paarung (Trident-System) und einer Metall-Metall-Paarung (Metasul-System) – Einfluss von Kopfgröße und Kopf-Hals-Geometrie	62
4.3	Implantatposition	67
4.4	Beckenneigung	69
4.5	Schlussfolgerungen und Ausblick	70
5	Zusammenfassung	71
6	Literaturverzeichnis	73
7	Abbildungsverzeichnis	80
8	Tabellenverzeichnis	84
9	Danksagung	85
10	Anhang	86

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Abd.	Abduktion
Anh.	Anhang
Add.	Adduktion
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
AR	Außenrotation
AT	Antetorsion des Stiels / sagittale azetabuläre Beckenneigung (in Abb. von Veröffentlichungen von Lazennec et al.)
AV	Anteversion der Pfanne
CCD	Caput-Collum-Diaphyse
Co-Cr-Mo	Cobalt-Chrom-Molybdän
ERL	Elevated-Rim-Liner
Ext	Extension
FE	Finite-Elemente
Flex	Flexion
F _R	resultierende Hüftgelenkkraft
F _x , F _y , F _z	Kraft-Komponenten der resultierenden Hüftgelenkkraft
IR	Innenrotation
Ker	Keramik
LSD	Least Significance Difference
Met	Metall
OP	Operation
p	p-Wert, Signifikanz
PE	Polyethylen
PE-UHMW	Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylen
ROM _{Imp}	Range of Motion bis zum Impingement
ROM _{Lux}	Range of Motion bis zur Luxation
SA	sacroazetabulärer Winkel
ST	Winkel der Sacrumneigung
Tab.	Tabelle
THR	Total Hip Replacement
Ti-Al-V	Titan-Aluminium-Vanadium
T.O.P.	Trabekel Orientierte Pfanne
WM _{maxSublux}	maximales Widerstandsmoment bei Subluxation
x-, y-, z-Achse	horizontale und vertikale Bewegungsrichtungen

1 Einleitung

1.1 Das künstliche Hüftgelenk: Epidemiologie

Das Einsetzen einer Hüftendoprothese in der Orthopädie und Traumatologie zählt zu den häufigsten und erfolgreichsten Operationen. In Deutschland alleine werden etwa 160.000 Hüftendoprothesen pro Jahr implantiert. Dabei sind besonders die Coxarthrosen die ursächliche Indikation für den künstlichen Hüftgelenkersatz [38, S.112; 53, S.20]. Diese können als primäre idiopathische Coxarthrose, oder als sekundäre Coxarthrose, welche meist durch ein Missverhältnis von Belastung und Belastbarkeit entsteht, auftreten. Traumata können ebenfalls entweder direkt durch eine Fraktur oder indirekt über eine posttraumatische Arthrose einen Gelenkersatz bedingen (Tab. 1.1) [38, S.112].

Für epidemiologische Aspekte eignen sich besonders Untersuchungen aus Schweden [38; 51], da dort über eine zentrale Datenerfassung eine genaue, lückenlose und kategorisierte Registrierung mit hohen Fallzahlen erfolgt.

Tabelle 1.1: Diagnosen, welche zu einem totalen primären Hüftgelenkersatz führten; 52.637 Patienten wurden zwischen 1992 und 1997 erstmalig operiert (modifiziert nach [38, S.113, Tab.1])

Diagnose	Anzahl (n)	Prozent
Primäre Arthrose	39.842	75,7%
Fraktur	5.742	10,9%
Entzündliche Erkrankung	3.276	6,2%
Sekundäre Arthrose	1.295	2,5%
Aseptische Nekrose des Hüftkopfes	1.579	3,0%
Erkrankungen des Kindesalters	569	1,1%
Posttraumatische Arthrose	200	0,4%
Tumor	134	0,2%
Gesamt	52.637	100%

Das schwedische Endoprothesenregister liefert über die Revisionen und Mehrfachrevisionen beim totalen Hüftgelenkersatz wichtige Informationen über deren Ursachen (siehe Tab 1.2) [51]. Dieses Register beinhaltet alle¹ in Schweden durchgeführten Hüftarthroplastiken nach primärem Endoprothesenersatz im Zeitraum zwischen 1979 und 2002. Es wurden insgesamt 178.762 primäre Hüftarthroplastiken in zementierter und 6.102 in zementfreier Form durchgeführt [51, S.4, Fig.4-5]. Das Durchschnittsalter lag

¹ auf Grund der zentralen Registrierung in Schweden ist eine 100%ige Datenerfassung der operativ durchgeführten Hüftarthroplastiken möglich

knapp über 70 Jahren, und es ließ sich mit steigendem Alter ein höherer Frauenanteil für einen totalen Hüftgelenksersatz verzeichnen [51, S.3, Fig.3]. Die mittlere 10–Jahres-„Überlebensrate“ eines Implantats lag dabei meist über 90% [51, S.9, Tab.1].

Tabelle 1.2: Gründe für Revisionsoperationen der 14.081 Erstrevisionen nach totalem Hüftgelenksersatz in Schweden, gem. dem Swedish National Total Hip Arthroplasty Register (modifiziert nach [51, S.8, Fig.12])

Gründe für Revisionsoperationen	Anzahl (n)	Prozent
Aseptische Lockerung	10.610	75,3%
Tiefe Primärfektion	948	6,7%
Luxation	810	5,8%
Periprothetische Frakturen	716	5,1%
Technische Fehler	425	3,0%
Prothesenbruch	215	1,5%
Sekundärfektion	128	0,9%
Polyethylen-Abrieb	126	0,9%
Schmerzen	46	0,3%
Sonstiges	56	0,4%
Fehlend	1	<0,1%
Gesamt	14.081	100%

Durch zentrale Registrierung, Etablierung nationaler Standards und konsequente Qualitätsverbesserung konnte in knapp 10 Jahren in Schweden die Inzidenz der Endoprothesenlockerung um zwei Drittel gesenkt werden [38, S.115].

Generell muss sich der Operateur zwischen einem zementierten und einem zementfreien Verfahren für den Hüftgelenksersatz entscheiden. Bei älteren Patienten kommen meist zementierte Endoprothesensysteme zum Einsatz, welche eine schnelle postoperative Mobilisation zulassen und eine weniger gute Knochenstruktur voraussetzen als zementfreie Prothesen [63, S.369]. Besonders junge aktive Patienten profitieren auf längere Sicht von einer zementfreien Endoprothese [22, S.1017].

Besondere Beachtung kommt der Auswahl des Implantatsystems zu. Die unterschiedlichen Materialien und Designvariationen bieten Vor- und Nachteile für Operateur und Patient. Am häufigsten wird eine Metall/Polyethylen-Paarung, bestehend aus einer Kombination eines Prothesenkopfes aus Cobalt-Chrom und einer Pfanne aus Polyethylen verwendet [81, S.98-99]. Oft finden auch so genannte Hart/Hart–Paarungen

wie Metall/Metall oder Keramik/Keramik Anwendung. Vertreter aller genannten Implantatkombinationen wurden bei Experimenten dieser Arbeit untersucht.

Die Luxation einer Endoprothese stellt eine der drei häufigsten Indikationen dar, weshalb Revisionsoperationen durchgeführt werden. Luxationen treten oftmals assoziiert zum Prothesen-Impingement auf und können durch Fehlpositionierung des Implantats verstärkt werden [7, S.415]. Die Vermeidung einer Luxation ist demzufolge ein zentraler Bestandteil der orthopädischen Forschung.

Die Indikationsstellung für den Endoprotheseneinsatz ist breit gefächert (Tab. 1.1). Durch Alterung der Bevölkerung bei progredienter Adipositas und Bewegungsmangel kann man darauf schließen, dass in Zukunft der Einsatz von künstlichen Hüftgelenken in der Medizin stets große Bedeutung haben wird.

1.2 Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk (Articulatio coxae) stellt ein Kugelgelenk dar, welches aus der Hüftpfanne (Azetabulum), dem Hüftkopf (Caput femoris) und dem Schenkelhals (Collum femoris) besteht. Das Azetabulum besteht kranial aus dem Os ilium, ventral aus dem Os pubis und dorsokaudal aus dem Os ischii. Das Azetabulum entspricht der annähernden Kugelform des Hüftkopfes, jedoch umgreift eine „halbmondförmige“ Kontaktfläche (Facies lunata) für das Femur eine tiefer gelegene Grube (Fossa acetabuli), die sich zwischen beiden Enden des Halbmondes in Richtung Foramen obturatum öffnet. Dieser Einschnitt wird von einem überknorpelten Querband (Ligamentum transversum acetabuli) überbrückt. Damit wird der Halbmond zu einem Kreis geschlossen. Den Rand der Hüftpfanne bildet eine faserknorpelige Gelenkklippe (Labrum acetabuli), die sich dem Hüftkopf eng anschmiegt. Die Hüftpfanne umgreift so den Hüftkopf noch etwas über dessen Äquator hinaus. Daher wird das Hüftgelenk auch als „Nussgelenk“ bezeichnet, weil der Hüftkopf von der Hüftpfanne wie die Nuss von der Nussschale umschlossen wird. Das Femur ist ein Knochen, auf den große statische und dynamische Kräfte wirken. Prominent erscheinen die Muskelansätze Trochanteres major und minor. Der Hüftkopf ist vom Femur durch den Schenkelhals abgespreizt und ermöglicht dadurch die nußartige Umschließung der Hüftpfanne, welche wiederum eine vergleichsweise große Beweglichkeit zur Folge hat. Nachteilig ist der Umstand, dass sich dadurch eine höhere Bruchanfälligkeit für den Schenkelhals ergibt. Der Schenkelhalswinkel (Centrum-Collum Diaphysenwinkel, CCD-Winkel) beträgt im Mittel 126° [76, S.277].

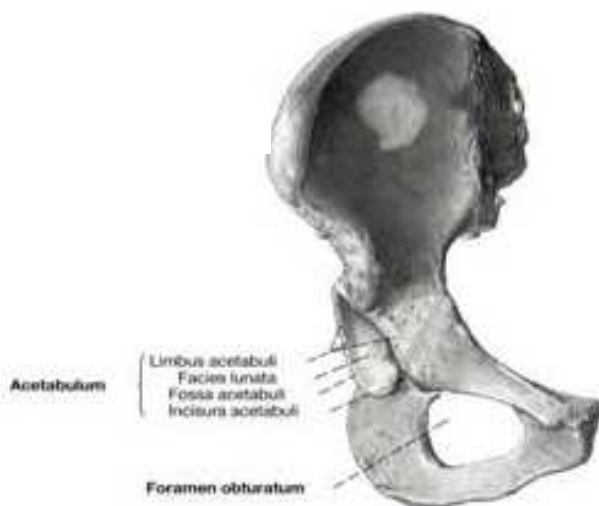


Abbildung 1.1: Os coxae
von ventral [76, S. 267 Abb. 1166]

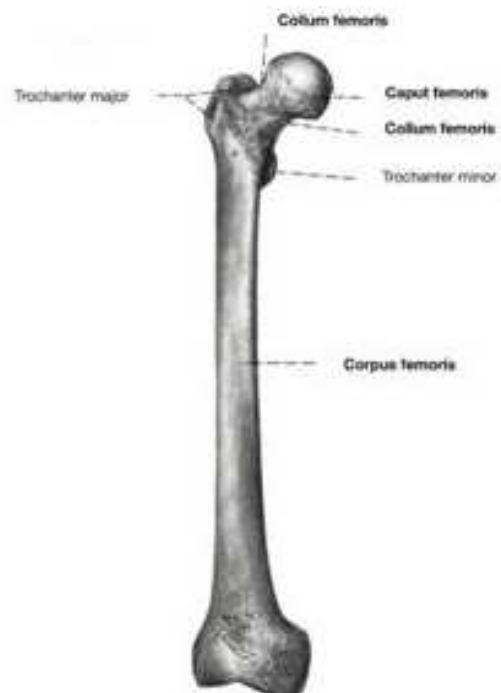


Abbildung 1.2: Femur von
ventral [76, S. 276, Abb. 1183]

Auch findet man in Normalstellung eine Antetorsion des Femurs von 14° [76, S.278], da die Fußspitzen medial nicht aneinanderliegen, sondern leicht divergieren. Die Gelenkkapsel wird von vier bandhaften Strukturen (Ligg. iliofemorale, ischiofemorale, pubofemorale und der Zona orbicularis) gebildet. Das Hüftgelenk weist drei Hauptachsen mit sechs Bewegungsrichtungen auf (Abb. 1.3).

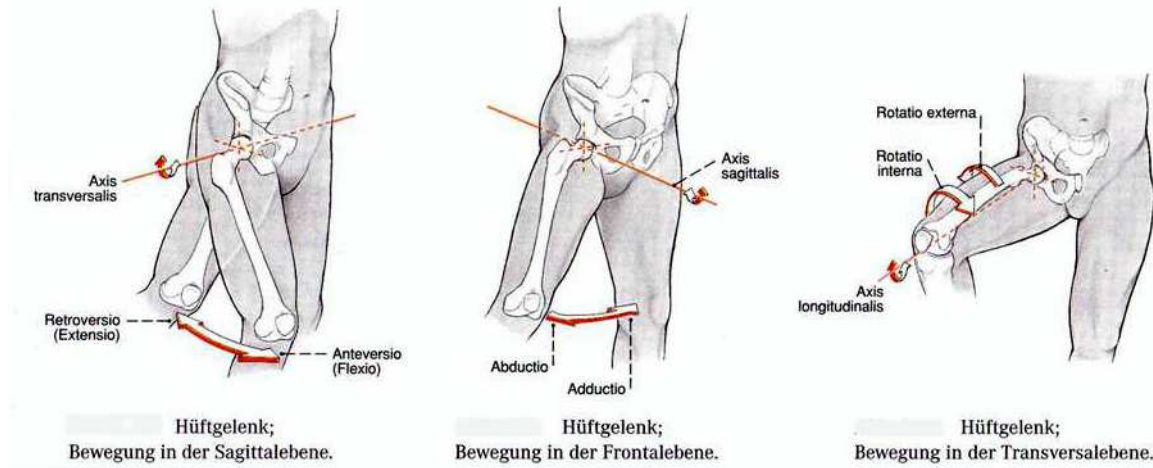


Abbildung 1.3: *Hauptachsen und Bewegungsrichtungen des Hüftgelenks [76, S. 314]*

Wendet man sich den biomechanischen Gesichtspunkten des Hüftgelenks zu, so sind zunächst kurz die Begriffe Belastung und Beanspruchung zu erläutern.

Unter *Belastung* sind die auf einen Körper einwirkenden äußeren Kräfte zu verstehen. Dies wird am Hüftgelenk durch die sog. Hüftgelenkresultierende **R** repräsentiert, welche als vektorielle Summe aller Kräfte von der Pfanne auf den Hüftgelenkkopf übertragen wird.

Beanspruchung beschreibt die durch Belastung hervorgerufenen Verformungen und Spannungen des Materials (z.B. hyaliner Knorpel, knöchernes Gelenkfundament). Dies verdeutlicht bereits, dass eine Einschätzung über tatsächliche Gelenkverhältnisse weitaus schwieriger ist, als nur die numerische Berechnung einer gelenkresultierenden Kraft. Das menschliche Hüftgelenk ist ein räumliches Konstrukt, das in seiner Funktionalität entwicklungsbedingt von mehreren Winkelgrößen, wie z.B. dem CCD-Winkel und dem Antetorsionswinkel, von Form und Eigenschaften der Gelenkflächen und bestehenden Muskelkraftrelationen bestimmt wird. Der aufrechte Gang des Menschen fordert, dass zwischen den unteren Extremitäten und dem Rumpf eine Gleichgewichtswahrung stattfindet. Ständige Körperschwerpunktverlagerungen und Veränderungen der Unterstützungsfläche sowie der Gewichtskraft und Entstehung von Drehmomenten müssen im Hüftgelenk durch Muskelkräfte kompensiert werden.

Auf dem Fundament des Newtonschen Axioms *actio et reactio* stellt sich am Hüftgelenk ein Momentengleichgewicht zwischen partiellem Körpergewicht (Last) und dessen Lastarm sowie zwischen der Muskelkraft der Hüftabduktoren (Kraft) und deren Kraftarm

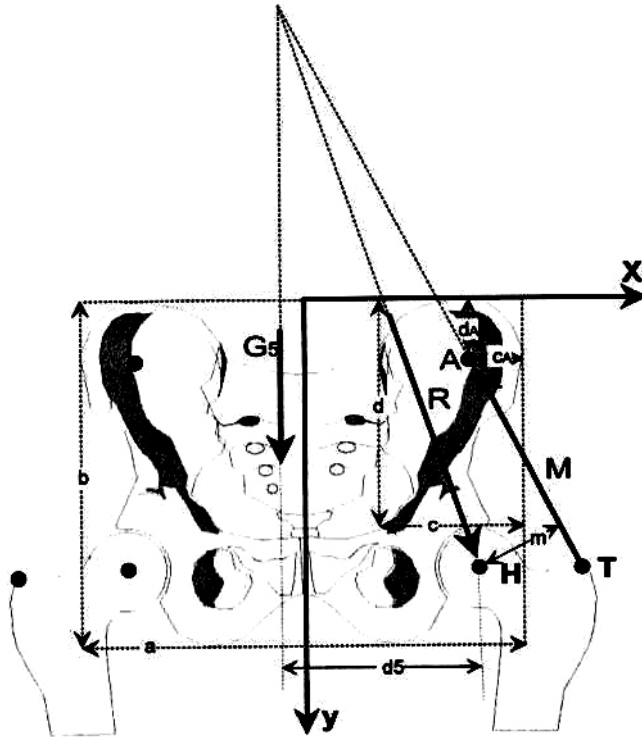


Abbildung 1.4: statisches Modell der an der Hüfte ansetzenden Kräfte (nach Bergmann et al. [17]); H ist das Zentrum des Hüftkopfes des abstützenden Beines; G_5 entspricht dem Körpergewicht, abzüglich des Standbeins; M ist die Kraft der Abduktorenmuskulatur; M stellt das Gegengewicht zu G_5 dar; aufgrund seines kürzeren Kraftarms ist M wesentlich größer als G_5 ; die Hüftresultierende R, die vektorielle Addition aus G_5 und M, ist deutlich größer als M.

ein (Abb. 1.4). Für die biomechanische Untersuchung der Belastung und Beanspruchung des Hüftgelenks ist die quasistatische Phase des Einbeinstandes von entscheidender Bedeutung, da beim Zweibeinstand nur das partielle Körpergewicht (Körpergesamtgewicht minus Gewicht beider Beine) als äußere Kraft, auf beide Hüftgelenke verteilt, wirkt. Das Becken ruht beim Zweibeinstand auf beiden Hüftköpfen, der Körperschwerpunkt befindet sich zentrisch in der Unterstützungsfläche, die beiden Hebelarme (je 1/2 der Verbindungsstrecke beider Schenkelkopfmittelpunkte) sind gleich groß, d.h. zur seitlichen Stabilisierung in der Frontalebene sind keine Muskelkräfte erforderlich, bei aufrechter Körperhaltung weist das Lot aus dem Körperschwerpunkt einen vernachlässigbaren Abstand zur Hüftachse (Verbindungsline beider Kopfmittelpunkte) auf, und es bedarf keiner zusätzlichen Muskelkraft zur Stabilisierung im Hüftgelenk. Es besteht ein statisches Gleichgewicht.

Der Einbeinstand erfordert eine andere Betrachtungsweise. Der Körperschwerpunkt verlagert sich zur belastungsentgegengesetzten Seite, Last- und Kraftarm verändern sich, Muskelkräfte werden zur Gleichgewichtssicherung notwendig. Die Strecke von Kopfmittelpunkt des belasteten Hüftgelenks bis zum Schnittpunkt des Lotes aus dem Körperschwerpunkt mit der Hüftachse bildet nun den Lastarm (partielles Körpergewicht = Körpergewicht minus Gewicht des Standbeines). Das entsprechende Kraftmoment bildet das Produkt aus Abduktorenmuskelkraft und Kraftarm, der den Betrag des Lotes vom

Kopfmittelpunkt auf den Muskelkraftvektor hat. Durch vektorielle Addition von Muskelkraft und Gewichtskraft erhält man schließlich die Gelenkresultierende \mathbf{R} , welche am Hüftkopfmittelpunkt angreift.

Der Betrag der Abduktorenmuskelkraft hängt von der Lage des *Trochanter major* als Muskelansatz und der Ursprungslage der Hüftabduktoren am *Os ilium* ab. Entsprechend verändert sich auch der Kraftarm.

1.3 Probleme und Komplikationen in der Hüftendoprothetik

Der endoprothetische Gelenkersatz ist mit zahlreichen Risiken behaftet. So ergeben sich neben intraoperativen Problemen überwiegend postoperative Komplikationen, wie z.B. das Auftreten einer Lungenembolie mit einer etwa 1%igen Wahrscheinlichkeit [62, S.24]. Von den postoperativen Komplikationen sind die Infektionen besonders gefürchtet. Die Infektionsrate nach Ersteingriffen liegt bei ca. 1-2%, nach Revisionseingriffen noch deutlich höher [75, S.673; 62, S.24]. Außerdem können periartikuläre Verkalkungen



Abbildung 1.5: Darstellung (röntgenologisch) einer Luxation einer Hüftendoprothese nach hinten, oben

postoperativ auftreten und zu Schmerzen und Einschränkungen in der Hüftbeweglichkeit führen. Der häufigste Grund für die Wechseloperationen sind osteolytische Prozesse, die aus Abriebpartikeln der artikulierenden Gelenkflächen stammen und zur aseptischen Endoprothesenlockerung führen können [29, S.258]. Die Endoprothesen-Luxation wird in der Literatur als zweit- bis dritthäufigste Ursache für eine Revisionsoperation, nach der aseptischen Lockerung beschrieben [14, S.256; 51, S.8]. Die Luxationshäufigkeit nach primärem Hüftgelenkersatz beträgt durchschnittlich zwischen 2% und 5%, bei Wechseloperationen oftmals mehr als 10% [66, S.543-544, S.550]. Die Behandlung einer Luxation erfolgt zunächst durch Reposition, entweder geschlossen oder in offener Technik. Im Anschluss sind oftmals ein Derotationsgips oder -bandagen für einige Wochen erforderlich [42, S.43]. Bei einer rezidivierenden Endoprothesen-Luxation erfolgt bei etwa einem Drittel der Patienten ein operativer

Korrektureingriff [85, S.1306]. Die ersten drei Monate post operationem gelten als gefährdetster Zeitraum [86, S.666], aber auch mehrere Jahre nach der Implantation einer Hüftendoprothese werden Erstluxationen beobachtet [85, S.1302]. Als häufigste Luxationsursache wird der Kontakt des Prothesenhalses am Pfannenrand angesehen [71, S.559]. Dieses sogenannte Prothesen-Impingement tritt bei Bewegungen des Beines auf, die den gewährten Bewegungsumfang („Range of Motion“) des künstlichen Hüftgelenkes übersteigen. Im Rahmen eines Prothesen-Impingements kann ein Heraushebeln des Kopfes aus der Pfanne (Subluxation) oder eine komplette Luxation des Prothesenkopfes resultieren (Abb. 1.5, 1.6).

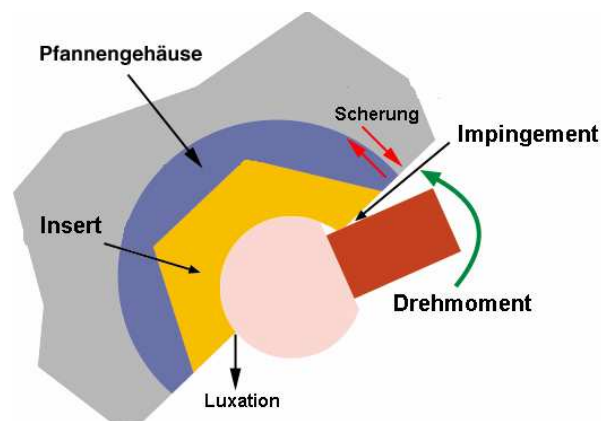


Abbildung 1.6: *Darstellung des Anschlagens des Prothesenhalses am Pfannenrand (=Prothesen-Impingement) mit konsekutiver Luxation des Prothesenkopfes*

Die häufigere posteriore Luxation (Abb. 1.5), etwa 80% aller Hüftendoprothesen-Luxationen [64, S.594], wird meist ausgelöst durch eine Flexions-/Adduktions-/Innenrotationsbewegung, wie z.B. beim Aufstehen aus einer tiefen Sitzposition. Die anteriore Luxation tritt überwiegend bei einer Extensions-/Adduktions-/Außenrotationsbewegung auf und ist weit seltener.

Um die Gefahr eines Impingements bzw. einer Luxation zu vermeiden und normale Tätigkeiten des Alltags ohne Einschränkung zu ermöglichen, sollten deshalb bestimmte Bewegungsumfänge [39, S.215; 79] nach der Operation gewährleistet sein. Neben der Luxation aufgrund eines Prothesen-Impingements und einer spontanen Luxation ohne Impingement, infolge ungenügender Weichteilspannung, wurde von Scifert et al. auch der Knochen-Knochen-Kontakt von Femur und Becken als Ursache angegeben, wobei die dabei auftretenden Momente um das 4-fache höher gegenüber den Prothesen-Impingements lagen [71, S.559].

Durch die hohen punkt- oder linienförmigen Belastungsspitzen, die bei einem Impingement oder einer Luxation auftreten, können je nach Prothesen-Material ein erhöhter Polyethylen-Abrieb am Inserttrand oder gar Randbrüche und Abplatzungen bei

keramischen Pfannen auftreten [2, S.81-82]. Zudem können die Drehmomente zu einer Lockerung des metallischen Pfannengehäuses und des Pfanneneinsatzes führen.

Verschiedene Faktoren sind für die Stabilität einer Hüftendoprothese verantwortlich. So spielen sowohl die zu Grunde liegende Erkrankung, die den künstlichen Gelenkersatz notwendig gemacht hat, als auch charakteristische Daten des Patienten, wie zum Beispiel Geschlecht, Größe und Gewicht, eine Rolle [55, S.180; 66, S.544]. Auch die Operationstechnik, v.a. der OP-Zugang, die Wahl des Implantat-Designs und die Ausrichtung der Komponenten wirken sich auf die Luxationssicherheit des artikulierenden Systems aus [55, S.180-181].

Zur Senkung des Luxationsrisikos wird ein lateraler Zugangsweg empfohlen [42, S.43]. Die Luxationshäufigkeit in ihren klinischen Studien lag nach dorsalem Zugang mit 3,1% deutlich höher als nach lateralem 1,2% [42, S.43-44].

Zudem sollen durch eine Operation mit Erhaltung der Gelenkkapsel niedrigere Luxationsraten möglich werden [30, S.7].

1.4 Stand der Forschung in der Hüftendoprothetik

Als Ursachen für die Instabilität einer Hüftendoprothese kommen neben der Implantationstechnik auch die Konstruktionseigenschaften eines Implantatsystems in Betracht. Um eine Instabilität zu vermeiden, ist das Verständnis der Mechanismen, welche zu einer Instabilität oder gar zu einer Luxation führen, von großer Bedeutung.

Mittels zahlreicher klinischer Studien wurde bislang versucht, neue Erkenntnisse in Bezug auf die Luxationssicherheit von Hüftendoprothesen zu gewinnen.

Doch gerade über biomechanische Grundlagenuntersuchungen finden sich deutlich weniger Veröffentlichungen, obwohl experimentell oder computerassistent erworbene Forschungsergebnisse von erheblicher Bedeutung zur Erlangung valider Daten sind. Auf dieser Basis kann eine wissenschaftliche Optimierung der Hüftendoprothetik durchgeführt werden.

1.4.1 Experimentelle Untersuchungen zu Hüftgelenkkraften

Die an der Hüfte ansetzenden Kräfte wurden von Bergmann et al. weitgehend untersucht. Seine Arbeitsgruppe entwickelte Messinstrumente, die in Endoprothesen eingesetzt wurden, um die Kräfte direkt in vivo zu messen [31, S.1114]. Bei Routineaktivitäten wurden z.B. während des Treppensteigens Kontaktkräfte an der Gelenkfläche gemessen, die etwa das zweieinhalbfache des Körpergewichtes betragen [18, S.863, S.867; 16, S.546]. Beim Stolpern wurden Spitzenkräfte gemessen, die das achtfache des Körpergewichtes überschritten [19, S.54]. Beim Tragen eines Gewichtes von 10% des Körpergewichtes während des Gehens wird die auf das kontralaterale Hüftgelenk

einwirkende Kraft um etwa 22% gesteigert, wohingegen die Kraft auf das ipsilaterale Gelenk lediglich um etwa 3% erhöht wird [17, S.197; 36, S.887].

Eine Analyse der unterschiedlichen Verhältnisse von adipösen und normalgewichtigen Patienten ergab, dass adipöse Patienten bei Manövern von stehender zu sitzender Position nur zu geringerer Hüftbeugung, welche den limitierenden Faktor darstellt, mit konsekutiv höheren auftretenden Momenten in der Lage sind [74, S.748]. Ihr Risiko für eine Implantatschädigung oder eine Prothesenlockerung ist somit Normalgewichtigen gegenüber deutlich erhöht.

1.4.2 Entstehungsarten von Luxationen der Hüftendoprothese

Hüftgelenksluxationen können auf unterschiedliche Weise entstehen. Scifert et al. untersuchte in einer Finite-Elemente-Studie die verschiedenen Formen von Hüftluxationen [71]. Die häufigsten Luxationen sind impingement-assoziiert. 65% aller Luxationen waren durch ein Impingement zwischen Endoprothesenhals und der Pfanne (primäres Impingement). Bei 31% war ein Impingement zwischen knöchernem Femur und knöchernem Becken (sekundäres Impingement) die Ursache für die Luxation. 4% luxierten ohne Impingement spontan aus einer Bewegung heraus [71, S.559].

Unabhängig von Design und Implantatposition können folgende Phasen nach Prothesen-Impingement unterschieden werden [8, S.141]:

Phase I :

Der Prothesenkopf bzw. -stiel dreht sich aus der Nullposition in der Hüftpfanne noch ohne ein Anschlagen des Prothesenhalses am Pfannenrand (freie Range of Motion). Das dabei auftretende Torsionsmoment ist ein Maß für das Reibmoment in der artikulierenden Gelenkfläche zwischen Kopf und Pfanne (freie Range of Motion bzw. Impingement-freies Bewegungsintervall).

Phase II:

Ila: Der Prothesenhals schlägt am Pfannenrand an. Dieser erste Kontakt wird als sog. primäres Impingement detektiert. Daraus resultiert ein starker Anstieg des Drehmoments.

Ilb: Bei fortschreitender Rotationsbewegung wird der Prothesenkopf zunehmend aus der Pfanne herausgehoben (Subluxation). Während dieser Subluxations-Phase kann sich der Hals am äußeren Pfannenrand abstützen. Hier bleibt der Kontakt der Implantatkomponenten unter Entwicklung des Widerstands- bzw. Subluxationsmomentes im Sinne eines sekundären Impingements bestehen. In einigen Implantat-Positionen tritt bei bestimmten Inserts ein tertiäres Impingement auf, bei dem ein Abstützen des Stielkragens an der Implantataufnahme bzw. am Einbettungsmaterial beobachtet werden kann. Das

Torsions- bzw. Widerstandsmoment steigt nach dem primären Impingement initial steil an (vgl. Abb. 2.14), zeigt in der Regel eine Plateauphase und sinkt dann im weiteren Bewegungsverlauf langsam ab. Zu erwähnen ist, dass das bei tertiärem Impingement auftretende Widerstandsmoment etwa um das Vierfache höher ist, als das primäre Impingement [71, S.559].

Phase III:

Im Falle einer instabilen Gelenksituation gleitet der Prothesenkopf bei (eigentlich physiologischen) Bewegungsausschlägen über den Pfannenrand. Die Luxation des künstlichen Hüftgelenkes korrespondiert in der Regel mit dem Nulldurchgang des Widerstandsmomentes.

Jedoch verlaufen nicht alle Messungen in diesen Stadien. Man beobachtet auch Situationen, in denen der Prothesenkopf in physiologischen Bewegungssituationen ohne jegliches Impingement über den Pfannenrand rutscht (etwa 4% aller Luxationen [71, S.559]). Es handelt sich hier um instabile Gelenksituationen, bei welchen in der Regel ein sehr niedriges, ausgesprochen kurz wirksames Widerstandsmoment auftritt [8, S.141].

1.4.3 Klinisch-experimentelle Untersuchungen zu Hüftgelenksluxationen

Die Auswahl einzelner Endoprothesenkomponenten hat einen erheblichen Einfluss auf die Luxationsstabilität. Eine Studie mit mehr als 40.000 primären Hüftgelenksersatzungen, der das norwegische Gelenkersatz-Register als Grundlage diente, ergab bei Verwendung eines 28 mm Kopfes eine vierfach höhere Revisionsrate im Vergleich zum Einsatz eines 32 mm Kopfes, deren Grund für die Revision stets eine Luxation war [23, S.516]. Zu den gleichen Erkenntnissen, die Kopfgröße betreffend, kamen schon frühere Untersuchungen von Bartz, die auf das dabei vermehrt auftretende Knochen-Knochen-Impingement hinwiesen [12, S.1300]. Ein vergrößerter Kopfdurchmesser erhöht somit das Bewegungsausmaß, das während der Subluxation auftretende Moment und damit letzten Endes die Stabilität des Gelenks wesentlich [7]. Bei rezidivierenden Luxationen kann außerdem der Einsatz eines großen Kopfes eine Möglichkeit darstellen, die Gelenkstabilität ohne Einbußen im Bewegungsausmaß wiederherzustellen [13, S.256].

Zudem wird ein Kopf-Hals-Verhältnis von $\geq 2:1$ empfohlen [3, S.314], d.h. ein kleiner Kopf (22 mm) sollte nicht mit einem Konus von 12/14 kombiniert werden.

Die „korrekte“ Positionierung der Implantatkomponenten stellt einen zentralen Ansatzpunkt der Vermeidung der Hüftendoprothesenluxation dar. Forschungsarbeiten ergaben, dass etwa 30% aller Luxationen durch eine ungünstige Implantat-Position verursacht werden [44]. Daher wird verstärkt daran gearbeitet, die Implantatposition

hinsichtlich Stabilität und Bewegungsausmaß zu optimieren und neben einer stabilen Gelenksituation ein möglichst großes Bewegungsausmaß zu erzielen. Das Bewegungsausmaß, welches sich bis zu einem Impingement durchführen lässt, ist dabei von entscheidender Bedeutung. Eine sog. „safe-zone“ für die Position der Pfanne wurde von Lewinnek et al. postuliert. Diese wurde mit $15^\circ \pm 10^\circ$ Anteversion und $40^\circ \pm 10^\circ$ Inklination angegeben [49, S.219-220]. Die Ausrichtung der Pfanne in diesem „sicheren Bereich“ weist demzufolge niedrigere Luxationsraten und eine höhere Gelenkstabilität auf. Die Interaktion zwischen Anteversion und Inklination der Pfanne, sowie die Antetorsion des Prothesenstiels wurden als entscheidende Parameter hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf das Bewegungsausmaß erkannt [65]. Im Allgemeinen vergrößert sich der Flexionsumfang mit Zunahme von Inklination und Anteversion der Pfanne sowie der Antetorsion des Stieles [65, S.144]. Mit Anstieg dieser drei Parameter wird auch der Rotationsumfang in 90° Flexionsstellung größer [65, S.144]. Dagegen vermindert sich die Außenrotation in Neutralstellung mit größerer Anteversion der Pfanne oder Antetorsion des Stiels [65, S.144].

In einer „Finite-Elemente-Untersuchung“ wurde nicht nur der Einfluss der Implantat-Stellung, sondern auch der des Prothesen-Designs auf die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes bei unterschiedlichen Bewegungskombinationen untersucht und quantifiziert [69, S.153-155]. Die Spannungsverteilung an der Pfannen-Komponente sowie das Widerstandsmoment gegen die Luxation des Kopfes aus der Pfanne waren die dabei erfassten Werte. Als Maß für die Stabilität verschiedener Prothesen-Designs wurde die Höhe dieses Drehmomentes, das für die Ausführung einer Flexions-Bewegung bis zur Luxation erforderlich war, herangezogen [69, S.153-155; 70, S.698-700]. Zudem wurden Erkenntnisse zu speziellen Designvariablen (Abb. 1.7), die neben der Computersimulation auch eigens Untersuchungen an Humanpräparaten berücksichtigten, veröffentlicht [71, S.554-563].

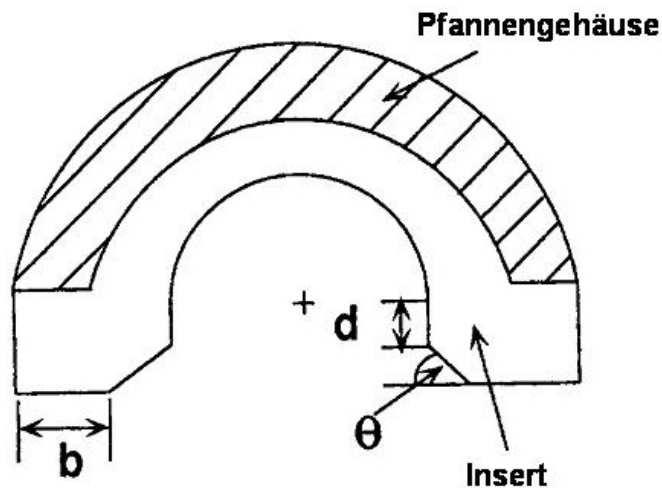


Abbildung 1.7: Design einer Standard-Pfanne; θ : Winkel der Randabschrägung; d : Tiefe des Kopf-Drehpunktes (modifiziert nach [69, Fig. 2, S. 155])

Die Ergebnisse dieser Studien [69, 71] finden sich in der folgenden Tabelle (Tab. 1.3).

Tabelle 1.3: Auswirkungen von Implantat-Position und Implantat-Design auf das maximale Widerstandsmoment (WM_{max}) und den Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) des künstlichen Hüftgelenkes (modifiziert nach [71, Tab. 1, S. 557])

Variable	Modifikation	Ergebnisse	
		WM_{max}	ROM_{Lux}
Kopfgröße	Durchmesser \uparrow	\uparrow	\uparrow
Kopf-Hals-Verhältnis	Kopf : Hals \uparrow	\uparrow	\uparrow
Tiefe des Kopf-Drehpunktes	Kopf-Inset \uparrow	\uparrow	\downarrow
Inklination der Pfanne (45°-60°Inkl.)	Inkl.-Winkel \uparrow	\uparrow	\uparrow^*
Anteversion der Pfanne (15°-25° AV)	AV-Winkel \uparrow	\uparrow	\uparrow^*

*nur für posteriore Luxation

In einer FE (Finite-Elemente)-Studie konnte bei kleinem Kopfdurchmesser durch eine Vergrößerung des Inklinations- und Anteversionswinkels der Pfanne die Stabilität erhöht werden [59, S.32].

Durch selektiven Wechsel von Komponenten eines modular aufgebauten Hüftendoprothesensystems kann bei einigen Patienten eine erhöhte Stabilität erreicht werden [79, S.1533]. Hierbei wurde als Schwachstelle die Pfanne in Augenschein genommen und als Pfannen-Implantat ein PE-Insert mit einer Randsegmentüberhöhung, ein sog. „Elevated-Rim-Liner“, mit Erfolg eingesetzt [79, S.1530]. Der Einsatz einer solchen Pfanne mit Randüberhöhung wird jedoch nicht generell, sondern nur in Fällen mit erhöhter Luxationsneigung empfohlen [25, S.85].

Verschiedene PE-Pfannen-Designs wurden bereits hinsichtlich ihres Bewegungsumfanges und ihrer Luxationstendenz untersucht [35]. Es zeigte sich, dass kein Design generell favorisiert werden kann, sondern jedes einzelne Design einen eigenen Indikationsbereich besitzt und bei falscher Indikation sogar mehr Nach- als Vorteile zur Folge hat. Jedoch sollten bestimmte Designparameter wie Randsegmenterhöhungen, Randabschrägungen und Verlagerungen des Drehzentrums als hilfreiche Option zur Stabilisierung künstlicher Hüftgelenke angesehen werden [35].

Keramik/Keramik-Gleitpaarungen liefern gute klinische Resultate [84, S.11] und werden, abgesehen von einer Studie mit erhöhter Luxationsrate bei Keramik/Keramik-Paarungen [78, S.77] vor allem für jüngere, aktive Patienten auf Grund geringem Abriebs und niedriger Revisionswahrscheinlichkeit empfohlen [3, S.310; 87, S.532-3].

Grigoris et al. und Beaulé et al. untersuchten alternative Methoden zur Vermeidung von wiederkehrenden Luxationen nach Gelenkersatz. Der Einsatz eines tripolaren Endoprothesensystems zeigte gerade bei Patienten mit rezidivierenden Hüftluxationen gute Ergebnisse [32, S.149, S.153; 14, S.248].

Diese Erkenntnisse der klinischen und experimentellen Forschung sind in ihrer Gesamtheit für die Praxis von großer Wichtigkeit. Die präoperative Planung mit der Wahl einer geeigneten Endoprothese, das intraoperative Vorgehen mit Positionierung der Komponenten sowie derer Befestigung und auch die spätere Nachsorge des Patienten sind für Stabilität und Haltbarkeit einer Endoprothese von entscheidender Bedeutung.

1.5 Zielsetzung der Arbeit

1.5.1 Experimentelle Untersuchung von neuartigen Implantatdesign-Konzepten für die Luxationsvermeidung von künstlichen Hüftgelenken

Um Aussagen über ein neues 3D-Tripolar-Endoprothesensystem (Fa. CeramConcept, Newark, USA) machen zu können, sollte das zu prüfende Hüftimplantatsystem auf nachfolgende Parameter untersucht und mit bereits bewährten Systemen verglichen werden. Das 3D-Tripolar-System ist mit einem Keramik- und einem UHMW-PE-Insert erhältlich. Das besondere Interesse lag darin, die verschiedenen Endoprothesensysteme hinsichtlich ihres Bewegungsumfanges (Range of Motion, ROM) bis zum Anschlagen des Prothesenstiels an der Hüftpfanne (Impingement) (ROM_{Imp}) und schließlich bis zur Luxation (ROM_{Lux}), sowie die dabei auftretenden Widerstandsmomente (WM) zu erfassen, die Messwerte (ROM_{Imp} , ROM_{Lux} , WM_{Sublux}) zu vergleichen und den Mechanismus der Luxation zu protokollieren, um Aussagen über die jeweilige Luxationsstabilität machen zu können. Da es sich bei den getesteten Implantatsystemen sowohl um unterschiedliche Kopfgrößen, als auch Werkstoffe handelte, kann anhand der Resultate auch das unterschiedliche Verhalten von Werkstoffen und Designparametern diskutiert werden.

1.5.2 Evaluierung des Einflussparameters „Beckenneigung“

In dieser Arbeit wurde neben den bereits etablierten Parametern Inklination, Retro- bzw. Anteversion der Pfanne und der Antetorsion des Stiels, ein neuer Parameter in die Experimente integriert.

Die Evaluierung der „Beckenneigung“ wurde eingesetzt, um Verhältnisse des Beckens in Bezug zur Wirbelsäule explizit darzustellen und gezielt untersuchen zu können. Diese Überlegungen gehen neben individuell anatomisch unterschiedlichen Bedingungen auch davon aus, dass sich die Winkelverhältnisse zwischen Becken und Wirbelsäule bei einfachen Manövern (Stehen-Sitzen) ändern und sich damit auf die Position des Azetabulums auswirken (Abb. 1.9). Diese Winkeländerung zwischen Wirbelsäule und Becken hat somit einen erheblichen Einfluss auf die Pfannenposition, damit auf den Bewegungsumfang und die Luxationsstabilität [45, S.139-141].

Der Aufbau der Versuchsanordnung (vgl. Kap. 2) ermöglichte es, die einzelnen Parameter (Retro- bzw. Anteversion/Antetorsion/Inklination/Beckenneigung) voneinander unabhängig zu variieren. Zunächst werden diese Winkel kurz erläutert.

Da unterschiedliche Definitionen bezüglich des Anteversionswinkels bestehen, werden diese im Folgenden beschrieben.

Anatomisch ist der Anteversionswinkel als der Winkel definiert, der aus einer Linie, die durch Vorder- und Hinterkante des Azetabulums (projiziert auf die Transversalebene) verläuft und der Transversalachse gebildet wird (Abb. 1.8 AA) [58, S.228]. In der operativen Medizin wird der Anteversionswinkel jedoch als der Winkel bezeichnet, der durch die Linie, die durch Vorder- und Hinterkante des Azetabulums (projiziert auf die Sagittalebene) verläuft, und der Longitudinalachse gebildet wird (Abb. 1.8 OA) [58, S.230]. In der Radiologie wird der Anteversionswinkel aus Coronarebene und azetabulärer Achse in einer kranio-kaudalen Richtung bezeichnet (Abb. 1.8 RA) [58, S.229]. Im Folgenden wird der Anteversionswinkel im operativen Sinne verwendet.

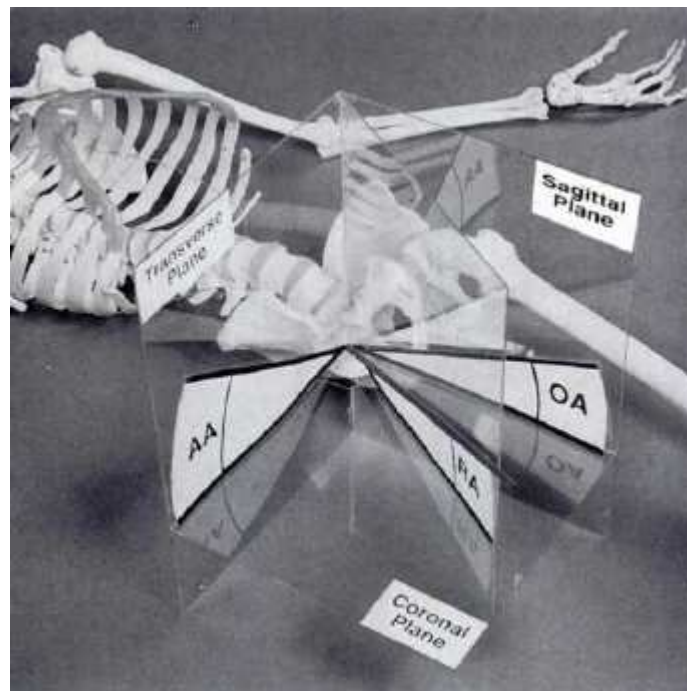


Abbildung 1.8: Darstellung der verschiedenen Definitionen des Anteversionswinkels; AA im anatomischen, OA im operativen und RA im radiologischen Sinne [aus 58, Fig. 4, S. 230]

Der Winkel der Sacrumneigung (ST in Abb. 1.9) wird aus einer Linie, die durch die Deckplatte des Wirbels S1 verläuft, und der Horizontalebene gebildet.

Die Sacrumneigung in der Sagittalebene ändert sich bei Veränderung der Position vom Stehen zum Sitzen (Abb. 1.9). Normalerweise neigt sich bei stehender Position das Sacrum nach vorne in eine stärker horizontale Position (der ST-Winkel steigt). Das Gegenteil tritt in sitzender Position ein. Das Sacrum richtet sich auf, nähert sich der Vertikalen an und der ST-Winkel wird kleiner. Diese beiden ST-Winkel (im Stehen und Sitzen) spiegeln die jeweiligen Beckenneigungen wieder.

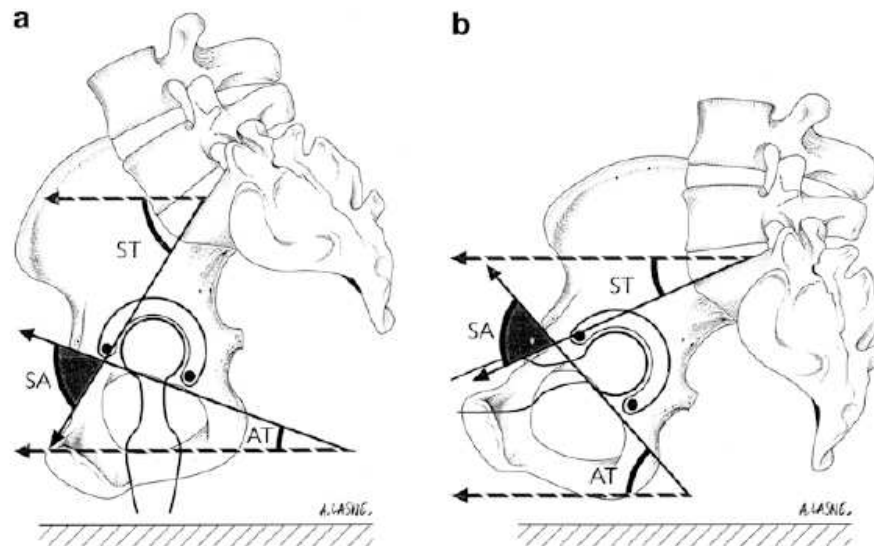


Abbildung 1.9: Schematische Darstellung der Beckenneigungsänderung von stehender (a) in sitzende (b) Position; SA = ST + AT; ST sagittale Sacrumneigung, SA sacro-azetabulärer Winkel, AT azetabuläre Neigung (Anteversion im operativen Sinne); modifizierte Darstellung nach [45, S.137, Fig. 3]

Der sacroazetabuläre Winkel (SA in Abb. 1.9) ist ein Winkel, der sich aus einer von der Deckplatte des Wirbels S1 aus verlängerten Linie und einer Linie, welche durch die Vorder- und Hinterkante des Azetabulums verläuft, ergibt. Dieser ist jedem Individuum eigen und dieser Winkel ist nur während eines operativen Eingriffs veränderbar [45, S.137]. Die azetabuläre Neigung (AT-Winkel in Abb. 1.9) beschreibt die Anteversion im operativen Sinne. Die Winkelverhältnisse wurden in einer klinischen Studie mittels konventioneller Röntgentechnik und durch rekonstruierte CT-Sequenzen untersucht [45, S.136-44]. Die dabei ermittelten Winkel sind in Tabelle 1.4 dargestellt.

Tabelle 1.4: Darstellung der Winkelgrade am Wirbelsäulen-Becken-Übergang in Anlehnung an Abbildung 1.9 [modifiziert nach 45, S.139, Tab. 1]

	Mittelwert
SA-Winkel	74,8°
ST-Winkel stehend	41,7°
ST-Winkel sitzend	11,7°
AT-Winkel stehend	33,0°
AT-Winkel sitzend	63,2°

Die Differenz der Beckenneigung (ST-Winkel) von stehender zu sitzender Position beträgt in dieser Studie 30° [45].

Zielsetzung dieser Arbeit war die Integration des Parameters „Beckenneigung“ in die Experimente und die Untersuchung der Auswirkungen auf Stabilität und Luxationsverhalten von Hüftendoprothesen.

2 Material und Methode

2.1 Verwendete Hüftendoprothesen-Systeme

Die Anforderungen an Hüftendoprothesen sind bezüglich ihrer Größe, ihres Designs und nicht zuletzt ihres Werkstoffes vielschichtig. Sie sollten neben guter Beweglichkeit, hoher Stabilität und biologischer Verträglichkeit auch eine hohe Haltbarkeit aufweisen. Um jeweils die beste Eigenschaft von Material und Design zu nutzen, hat sich bei Hüftendoprothesensystemen der modulare Aufbau aus einzelnen, kombinierbaren Komponenten durchgesetzt. Die für diese Arbeit verwendeten Implantate entsprachen modernen, modular aufgebauten Hüftendoprothesensystemen, bestehend aus Prothesenstiel, Kugelkopf und Pfannengehäuse (metal-back) mit Pfanneneinsatz (Insert).

2.1.1 3D-Tripolar-System

Das 3D-Tripolar-System (Abb. 2.1 und 2.2) der Fa. CeramConcept (*Newark, USA*) besteht aus einem 22 mm Kopf, dem ein 32 mm Zwischenstück aufliegt, das mittels eines Polyethylenschnappringes auf dem 22 mm Kopf fixiert wird. Der 22 mm Kopf und das 32 mm Zwischenstück bestehen aus einem BIOLOX[®] *delta* Werkstoff (ca. 75% Aluminiumoxid und ca. 25% Zirkonoxid) der Fa. CeramTec (*Plochingen, Deutschland*).

Als Endoprothesenstiel wird für das 3D-Tripolar-System, das Standard-Keramik-Keramik-System (Al-Al-System) und für das Metall-Polyethylen-System (EOL-System) ein 10-12 Tige Stiel der Fa. CeramConcept mit einem Halsdurchmesser von 12,2 mm verwendet. Er besteht aus der Titanlegierung (TiAl6V4). Dieser Stiel findet in der zementfreien Endoprothetik Anwendung.

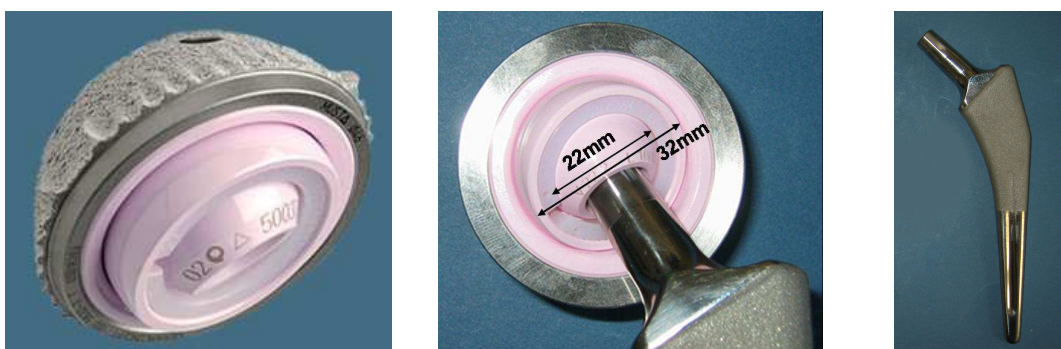


Abbildung 2.1: *Abbildung des 22 mm Kopfes und des 32 mm Zwischenstücks des 3D-Tripolar-Systems (links/Mitte); Abbildung des Stiels der für das 3D-Tripolar-System, sowie für das Al-Al-System und das EOL-System verwendet wird (rechts)*

Als Pfanneneinsätze dienen für das 3D-Tripolar-System zum einen ein Einsatz aus einer BIOLOX[®] *delta*-Keramik und zum anderen ein Polyethyleneinsatz aus Ultra-High-

Molecular-Weight-Polyethylen (UHMW-PE) (Abb. 2.2). Der Aufbau des Kopfes, bestehend aus 22 mm Kopf und 32 mm Zwischenstück bleibt in beiden Fällen derselbe.

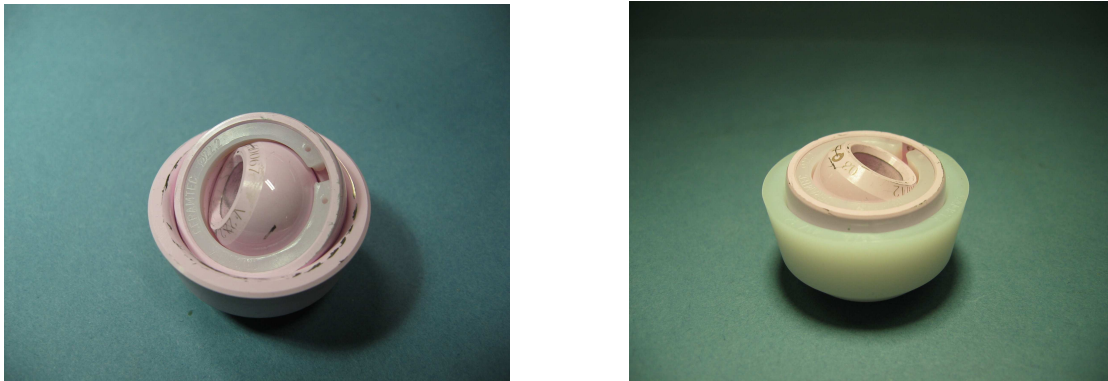
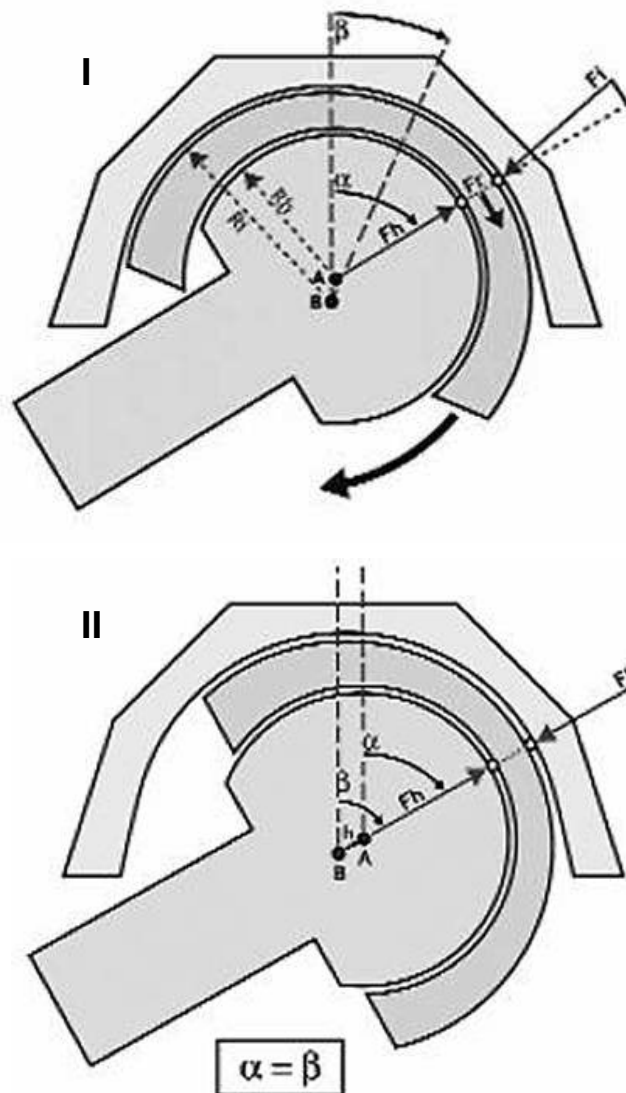


Abbildung 2.2: 3D-Tripolar-System, links mit Keramik-, rechts mit UHMW-PE-Insert

Die Besonderheit des 3D-Tripolar-Systems liegt in der Konstruktion durch die Integration des Keramikzwischenstücks.

Grundsätzlich weist ein tiefer Drehmittelpunkt innerhalb der Inserthemisphäre hohe Widerstandsmomente auf und hat eine hohe Luxationssicherheit. Die Drehmittelpunktverlagerung in die Hemisphäre hat jedoch für Standard-Implantatsysteme eine konsekutive Verminderung der ROM_{Imp} und der ROM_{Lux} zur Folge [71, S.562]. Diese Implantatsysteme haben eine höhere Luxationsstabilität gegenüber Luxationen ohne Impingement, aber einen deutlich verminderten Bewegungsumfang bis zum Auftreten eines Impingements [71, S.562]. Beim 3D-Tripolar-System liegt das funktionelle Rotationszentrum 2 mm tief innerhalb der Inserthemisphäre (Abb. 2.3, I; Rotationszentrum des 22 mm Kopfes). Durch die Eigenrotationsfähigkeit des Keramikzwischenstücks wird eine in Relation höhere ROM_{Imp} erreicht, da der Drehmittelpunkt durch das Zwischenstück relativ aus der Hemisphäre herausgehoben wird (Abb. 2.3, II; Rotationszentrum des 32 mm Keramikzwischenstücks). Die beim Kontakt zwischen Keramikzwischenstück und Endoprothesenhals entstehenden Kräfte werden in eine Kraft F_r (Abb. 2.3) umgewandelt, die die Rotation des Zwischenstücks auslöst und welche die als „Selbst-Adaption“ bezeichnete Positionierung des Keramikzwischenstücks bedingt [47, S.62].

Abbildung 2.3: Darstellung der „Selbst-Adaption“ des 3D-Tripolar-Systems; I vor, II nach erfolgter Adaption; es besteht eine 2 mm Exzentrizität zwischen dem Drehzentrum des Endoprothesenkopfes A und dem des Zwischenstücks B; α stellt die Rotation des 22 mm Endoprothesenkopfes dar und β die des 32 mm Keramikzwischenstücks; die dargestellte Bewegung des Endoprothesenkopfes hat zunächst eine größere Winkeländerung α für den Endoprothesenkopf und eine kleinere Winkeländerung β für das Keramikzwischenstück zur Folge (links); durch die Krafteinwirkung F_r und die Konstruktionsform des Keramikzwischenstücks wird die Adaption des Kopfes und des Zwischenstücks ($\alpha=\beta$) bedingt [modifiziert nach 47, S.62]



2.1.2 Standard-Keramik-Gleitpaarung (Al-Al-System)

Das Al-Al-System der Fa. CeramConcept (*Newark, USA*) (Abb. 2.4) besteht aus einer Al_2O_3 Aluminiumoxidverbindung, einer BIOLOX[®] forte Keramik und weist einen 32 mm Kopf auf. Der Stiel ist derselbe wie der des 3D-Tripolar-Systems und des EOL-Systems (Konus 10-12; 6° Antetorsion des Stiels; Halslänge +3,5; TiAl6V4 Titanlegierung) (Abb. 2.1).



Abbildung 2.4: *Abbildung des Al-Al-Systems mit einem 32 mm Kopf (rechts) und mit einem Keramikinsert (links)*

2.1.3 Metall-Polyethylen-System (EOL-System)

Das „Double Mobility EOL-System“ (Abb. 2.5) der Firma CeramConcept (*Newark, USA*) besteht aus einem 22 mm CoCrMo-Kopf, der in einen 41 mm Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylen (UHMW-PE) Kopf mittels eines Polyethylenschnappings integriert ist. Das System hat im Gegensatz zum 3D-Tripolar-System nur ein Rotationszentrum. Das EOL-System ist mit einem CoCrMo-Einsatz kombiniert, welches direkt zementiert wird. Der Stiel ist derselbe wie der des 3D-Tripolar- und des Al-Al-Systems (Konus 10-12; 6° Antetorsion des Stiels; Halslänge +5; TiAl6V4 Titanlegierung) (Abb. 2.1).



Abbildung 2.5: *Abbildung des EOL-Systems, bestehend aus einem 22 mm CoCrMo-Kopf und -Einsatz, sowie einem mittels Schnapping fixierten UHMW-PE-Aufsatzes*

2.1.4 Keramik-Keramik-System (Trident-System)

Das Trident-System (Abb. 2.6) der Fa. Stryker (*Mahwah, USA*) besteht aus einem 36 mm BIOLOX[®]-forte-Keramikkopf und -insert. Für das Trident-System wird ein ABG II Schaft der Firma Stryker (mit einem 11/12 Konus und einer Antetorsion von 5°, Halslänge 0) verwendet. Der Werkstoff ist eine Titanlegierung mit Hydroxylapatit-Beschichtung. Dieser ist für den zementfreien Einsatz ausgelegt.



Abbildung 2.6: *Abbildung des Trident-Systems mit einem 36 mm Keramik-Kopf, -insert und einem ABG II-Schaft*

2.1.5 Metall-Metall-System (Metasul-System)

Das Metasul-System der Fa. Zimmer (*Freiburg, Deutschland*) (Abb. 2.7) weist einen 42 mm Kopf auf, welcher aus einer CoCrMo-Legierung (Protasul[™]-21 WF) besteht. Das Metasul System besteht aus einem CoCrMo- Einsatz, der direkt zementiert wird. Der Stiel des Metasul Systems ist ein Müllergeradschaft (mit einem 12/14 Konus; einer Antetorsion von 5°, Halslänge -4). Der Werkstoff ist eine CoCrMo-Legierung (Protasul[®]-10-S30). Eingesetzt wird dieser in zementierter Form.



Abbildung 2.7: *Abbildung des Metasul-Systems mit einem 42 mm CoCrMo-Kopf und -Insert, sowie eines Müllergeradschaftes*

2.2 Versuchsaufbau und Versuchsprinzip

Zur experimentellen Untersuchung der Luxationsstabilität und zur Bestimmung der Range of Motion wurde ein Sonderprüfstand entwickelt (Abb. 2.8 und 2.9). Dieser „Luxationsprüfstand“ ist modular aufgebaut und besteht aus einem Rahmengestell, welches fest auf der Grundplatte einer Universalprüfmaschine (TZZ 707/50kN, Fa. Wolpert, Ludwigshafen, Deutschland) fixiert ist [8].

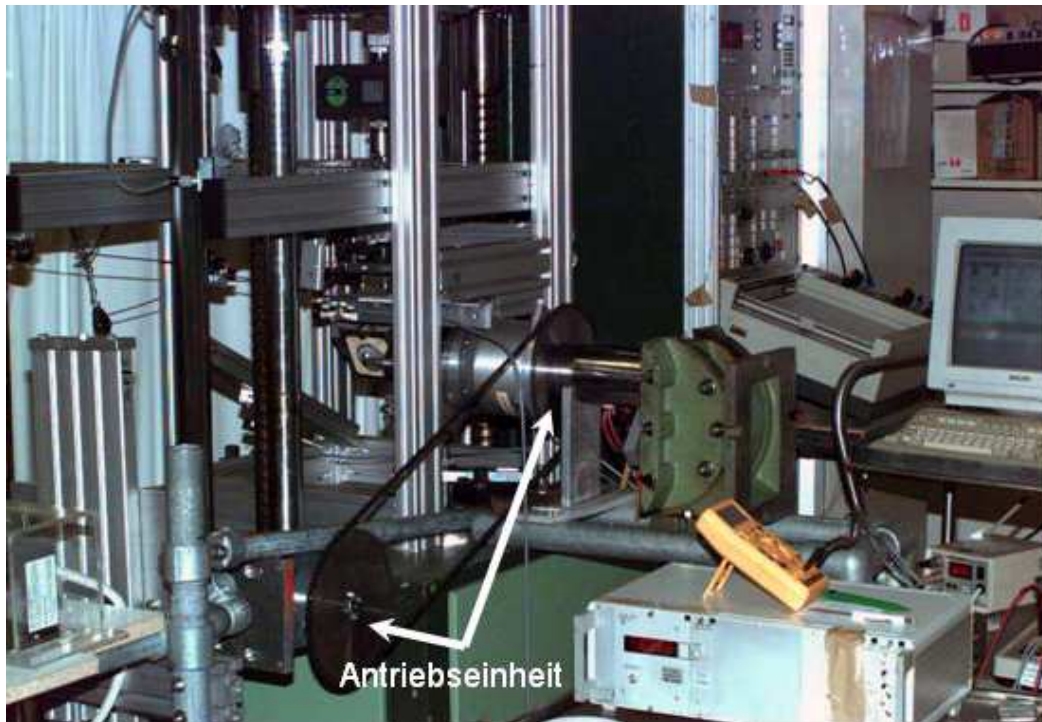


Abbildung 2.8: *Darstellung des Luxationsprüfstandes in 90° Flexion und 0° Adduktion; mit Pfeilen gekennzeichnet ist die elektromechanische Antriebseinheit, welche die Innen- und Außenrotationsbewegung ermöglicht*

Das Kernstück der Prüfvorrichtung (Abb. 2.10) ist oben an das Rahmengestell mittels einer Kugelumlaufeinheit (Linearführung) angekoppelt. Diese Linearführung erlaubt nahezu reibungsfreie Bewegungen der azetabulären Implantataufnahme in vertikaler Richtung (y-Achse).

Zusätzlich sind zwei Linearführungen angebracht, welche horizontale Bewegungen in x- und z-Richtung ermöglichen (Abb. 2.10). Translationsbewegungen in diesen beiden Achsen werden kontinuierlich von zwei Wegaufnehmern erfasst und digital aufgezeichnet. Verdrehungen der azetabulären Implantataufnahme werden nicht zugelassen und auftretende Torsionsmomente von den Führungen aufgenommen.



Abbildung 2.9: Darstellung des Luxationsprüfstandes in 10° Extension und 15° Adduktion; mit einem Pfeil gekennzeichnet ist die Messeinheit (ME), welche mittels Drehmomentsensor und Drehwinkelnehmer die Winkelbewegungen und Widerstandsmomente aufnimmt

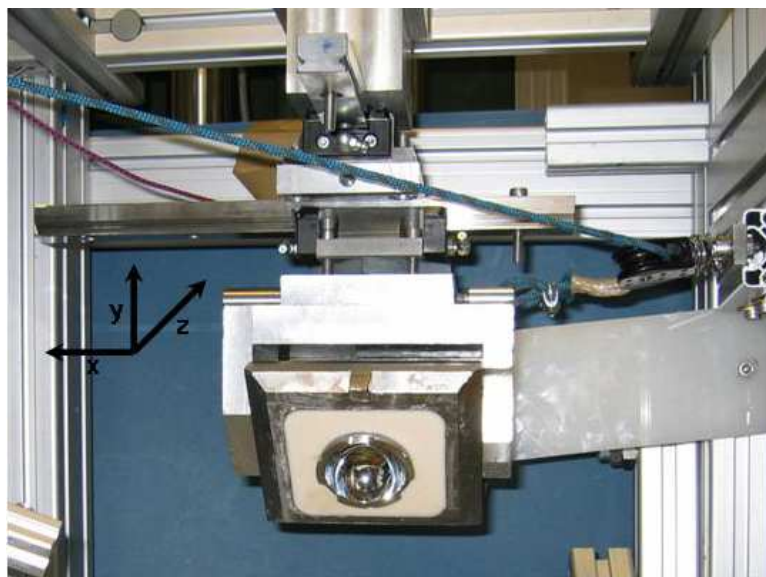


Abbildung 2.10: Darstellung der Prüfvorrichtung; die Implantataufnahme ist an Linearführungen befestigt, welche Bewegungen in der x-, y- und z-Achse (mit Pfeilen dargestellt) zulassen

Die Pfannenaufnahme ist so konstruiert, dass mittels einer lösbaren Verbindung die verschiedenen Positionierungen der Pfanne umgebaut werden können (Abb. 2.11). Auf diese Weise werden Inklinationenwinkel von 30°, 45° und 60° kombiniert mit Retro- bzw. Anteversionswinkeln von -30°, -15°, 0°, +15° und +30° eingestellt.

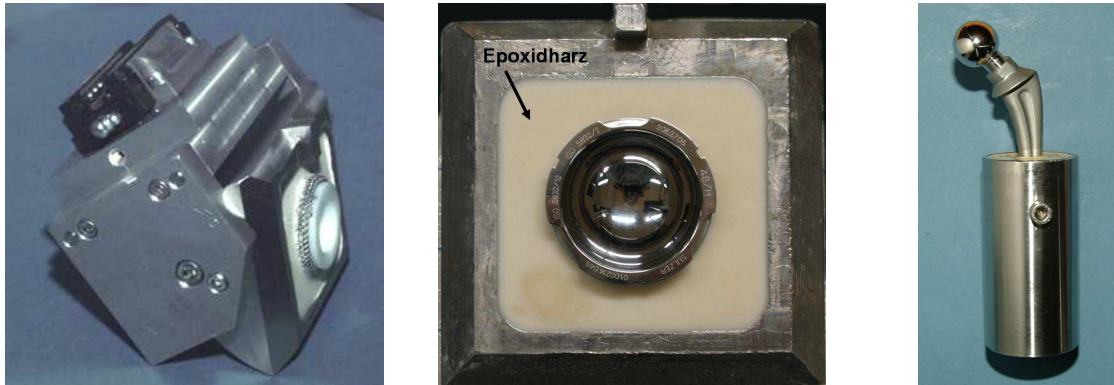


Abbildung 2.11: Pfannenaufnahme mit einer Anteversion von 0° und einer Inklination von 60° (links) und der Pfannenaufnahme zur Einbettung der Pfannengehäuse (Mitte) sowie Darstellung der Implantataufnahme des Endoprothesenstiels (rechts)

In die Implantataufnahme wurden die zu testenden Hüftpfannen randbündig mit Epoxidharz (Ureol[®], Fa. Vantico, Wehr, Deutschland) eingebettet (Abb. 2.11, Mitte). Auf Grund ihres modularen Aufbaus können die metallischen Pfannengehäuse unterschiedliche Inserts aufnehmen, die mit den jeweiligen Prothesenköpfen artikulieren. Die Prothesenstiele werden ebenfalls mittels Epoxidharz in einer speziellen Implantataufnahme eingebettet (Abb. 2.11, rechts).

Diese Implantataufnahme ist auf einer mit einem Drehwinkelnehmer und Drehmomentsensor instrumentierten Messvorrichtung befestigt (Abb. 2.9). In dieser Verbindung kann die Positionierung des Prothesenstiels variiert werden. Dies ermöglicht die Winkeleinstellung der Anteversion von -30°, -15°, 0°, +15° und +30°.

Distal ist die Messvorrichtung an der Grundplatte der Universalprüfmaschine befestigt. Über den oberen Teil, der mittels einer Axial-Radiallager-Verbindung drehbeweglich geführt wird, werden die Rotationsbewegungen des Prothesenstiels eingeleitet, wobei durch die spezielle Antriebsvorrichtung (Abb. 2.8) eine Winkelgeschwindigkeit von 2° pro Sekunde erzielt werden können.

Um die unterschiedlichen Beckenneigungen zu realisieren, werden drei Keile mit 15°, 30° und 45° in den Versuchsaufbau integriert. Bei Veröffentlichungen von Lazennec et al. [45, 46] ist die Neutralstellung (Ausgangs- oder Nullstellung) als eine Beckenneigung von +30° definiert. In Publikationen von Bader et al. [6, 7, 8] und Scifert et al. [69, 70, 71] ist eine Beckenneigung von 0° als Neutralstellung definiert. Da in dieser Arbeit der Einfluss von

Becken-Hüft-Verhältnissen untersucht wird, wird die Definition der Neutralstellung von Lazennec et al. gewählt. Eine Kippung um $+15^\circ$ ergibt somit einen Beckenneigungswinkel von $+45^\circ$. Die untersuchten Beckenneigungswinkel sind in $+30^\circ$, $+45^\circ$, $+60^\circ$, sowie -45° eingesetzt (Abb. 2.12).

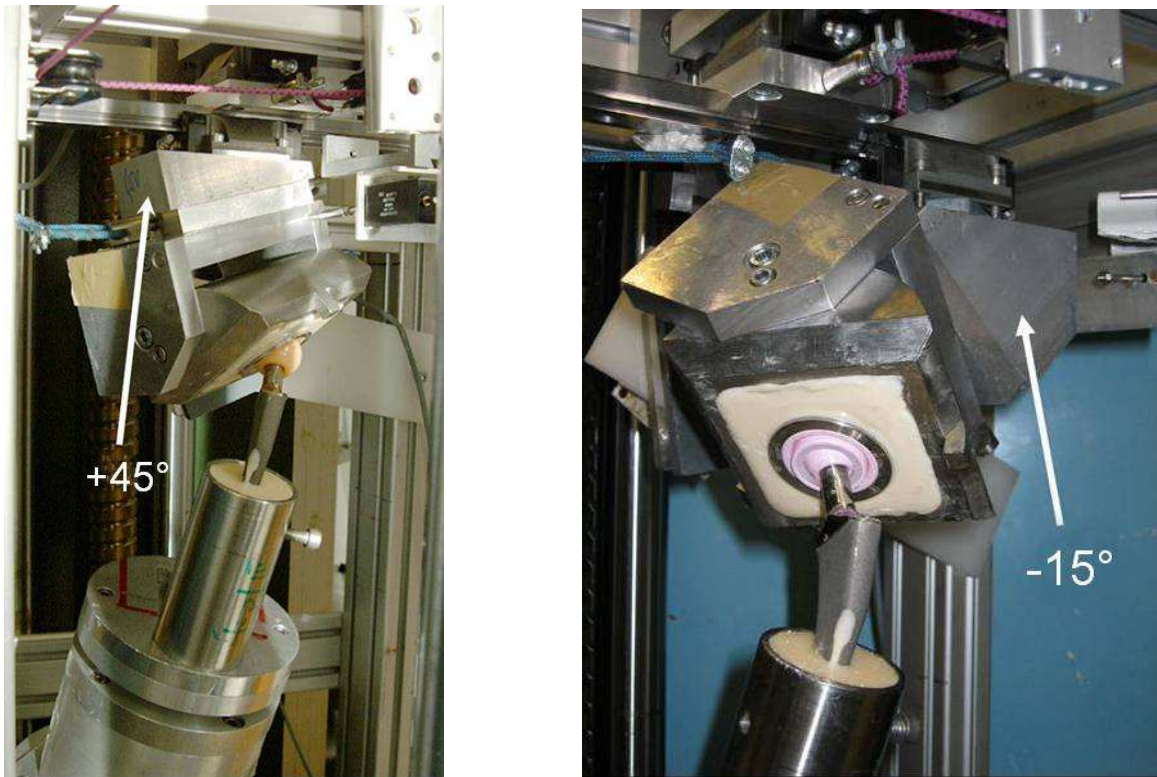


Abbildung 2.12: Darstellung der Implantataufnahme; links Beckenneigung von $+45^\circ$ (realisiert mit einer Kippung um $+15^\circ$), rechts von -15° (realisiert mit einer Kippung um -45°); jeweils mit 30° Inklination und 25° Anteversion

Durch entsprechende Positionierung der Implantataufnahme bzw. Messvorrichtung sowie der Antriebseinheit können die verschiedenen Gelenkstellungen realisiert werden.

Die Position 90° Flexion, 0° Abduktion/Adduktion (Abb. 2.8) wird gewählt, um das klinisch bekannte posteriore Luxationsrisiko bei entsprechend tiefer Sitzhaltung nachzustellen. Zusätzlich wird die Messvorrichtung in 10° Extensio n/ 15° Adduktion positioniert (Abb. 2.9), gemäß einer erhöhten anterioren Luxationsrate bei Überstreckbewegungen des Patienten.

Die eingeleitete Bewegung ist eine Rotation des künstlichen Hüftgelenkes nach innen und außen von jeweils 90° . Um eine möglichst realitätsnahe Belastungssituation zu verwirklichen, werden Daten von Bergmann et al. verwendet, die Hüftgelenkkräfte mit Hilfe instrumentierter Prothesenstiele telemetrisch gemessen haben [15]. Für die jeweils eingestellte Gelenkstellung werden die Gelenkkräfte anhand von annähernd korrespondierenden, telemetrisch untersuchten Bewegungsmustern kalkuliert. Es liegen jedoch keine In-vivo-Daten für extreme und luxationsgefährdete Hüftbewegungen vor. Die

Hüftendoprothese wird jeweils mit den drei senkrecht zueinander stehenden Komponenten F_x , F_y und F_z der räumlich schräg einwirkenden resultierenden Hüftgelenkkraft F_R belastet, d.h. die Kräfte wurden über die azetabuläre Pfannenaufnahme eingeleitet (Abb. 2.13). Da die telemetrisch ermittelten Kraft-Daten auf das Femur-Koordinatensystem bezogen sind, wird vorab eine Umrechnung der Kräfte entsprechend der jeweiligen Stellung des Prothesenstieles relativ zur azetabulären Implantataufnahme durchgeführt.

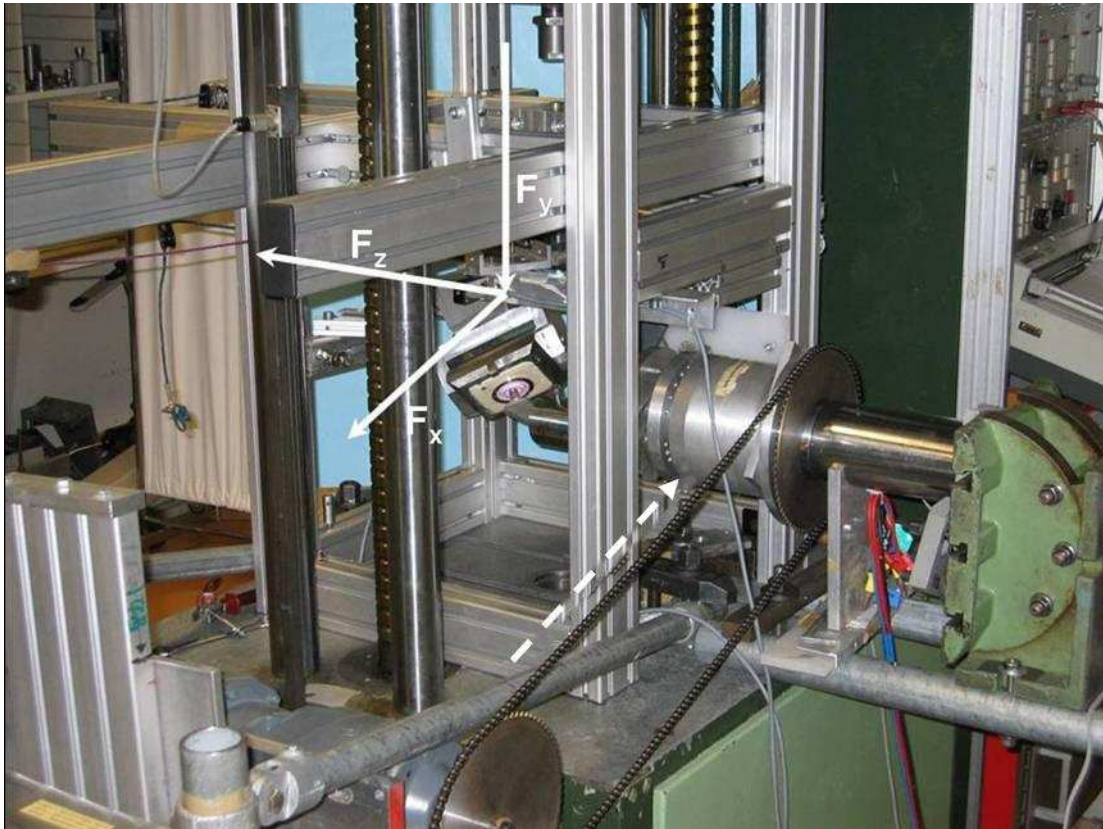


Abbildung 2.13: Darstellung des „Luxationsprüfstandes“, mit Zugrichtungen der Kräfte F_x , F_y und F_z (dicke Pfeile), sowie der Drehrichtung bei Innenrotation (gestrichelter Pfeil)

Die Krafteinleitung auf die Pfannenaufnahme erfolgt einerseits über die Universalprüfmaschine, zum anderen über Seile und Umlenkrollen, an denen definierte Gewichte angebracht sind.

Im Folgenden sind die jeweils gewählten Kräfte tabellarisch aufgelistet (Tab. 2.1).

In Extensionsposition (10° Extension/ 15° Adduktion) wird nur jeweils ein Viertel der kalkulierten und relativ hohen Kräfte aufgebracht, um kein Verletzungsrisiko der teilnehmenden Untersucher einzugehen und mögliche Beschädigungen der Messtechnik zu vermeiden. Das Eigengewicht der Prüfvorrichtung wird stets berücksichtigt.

Tabelle 2.1: Auflistung der jeweils applizierten Hüftgelenkkräfte

	Resultierende Hüftgelenkkraft F_R [N]	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]
90° Flex. / 0° Add.	506,0	- 15,0	- 427,5	- 270,0
10° Ext. / 15° Add.	322,0	10,0	- 311,0	85,0
0° Flex. / Ext. 0° Abd. / Add.	435,0	105,0	- 422,0	17,5

2.3 Versuchsablauf

Zuerst wird am Luxationsprüfstand jeweils die zu untersuchende Gelenkstellung, d.h. Flexions- oder Extensions-/Adduktions-Haltung aufgebaut. Anschließend werden die zu prüfenden Implantatsysteme in den entsprechenden Konfigurationen positioniert. Dabei werden bei der Pfanne Inklinationswinkel von 30°, 45° und 60° mit Retro- bzw. Anteversionen der Pfanne von -30°, -15°, 0°, +15°, +30°, sowie Beckenneigungswinkel von -15°, +30°, +45° und +60° kombiniert. Die artikulierenden Implantatkomponenten werden stets vor jedem Testlauf mit fetalem Kälberserum benetzt.

Nach korrekter Positionierung erfolgt die Belastung des künstlichen Gelenkes mit den in Tabelle 2.1 aufgeführten resultierenden Hüftgelenkkräften, zum einen durch die Universalprüfmaschine, zum anderen über an Seile eingehängte Gewichte.

Der Messzyklus wird jeweils für Innenrotation/Außenrotation in der Neutralstellung des Gelenkes gestartet. Insgesamt wird der Messvorgang dreimal zur statistischen Absicherung sowohl in Außen- als auch Innenrotation durchgeführt. Dabei wird mit Hilfe der Antriebseinheit die Rotationsbewegungen bis zur vollständigen Luxation ausgeführt. Erfolgte keine Luxation, war ein Rotationsausschlag von jeweils 90° das Abbruchkriterium.

2.4 Messdatenerfassung und -verarbeitung

Der Luxationsprüfstand beinhaltet einen Drehwinkelnehmer (Typ MA 751, Fa. Megatron, Putzbrunn, Deutschland) und einen Drehmomentsensor (Typ 8628-5100, Fa. Burster, Gernsbach, Deutschland), die beide in der Messvorrichtung integriert sind zur Erfassung des Drehmomentes mit dazugehörigem Verdrehwinkel. Zusätzlich dienen zwei Wegaufnehmer (Typ MMR 30, Fa. Megatron, Putzbrunn, Deutschland), welche

horizontale Ausgleichsbewegungen der Pfannenaufnahme registrieren, insbesondere dazu, den Zeitpunkt der kompletten Luxation des Kopfes zu registrieren.

Dabei werden die Messsignale kontinuierlich mittels A/D-Wandlertkarte sowie einer Datenerfassungssoftware aufgezeichnet und in Form eines Drehmoment-Verdrehwinkel-Diagramms dargestellt (Abb. 2.14).

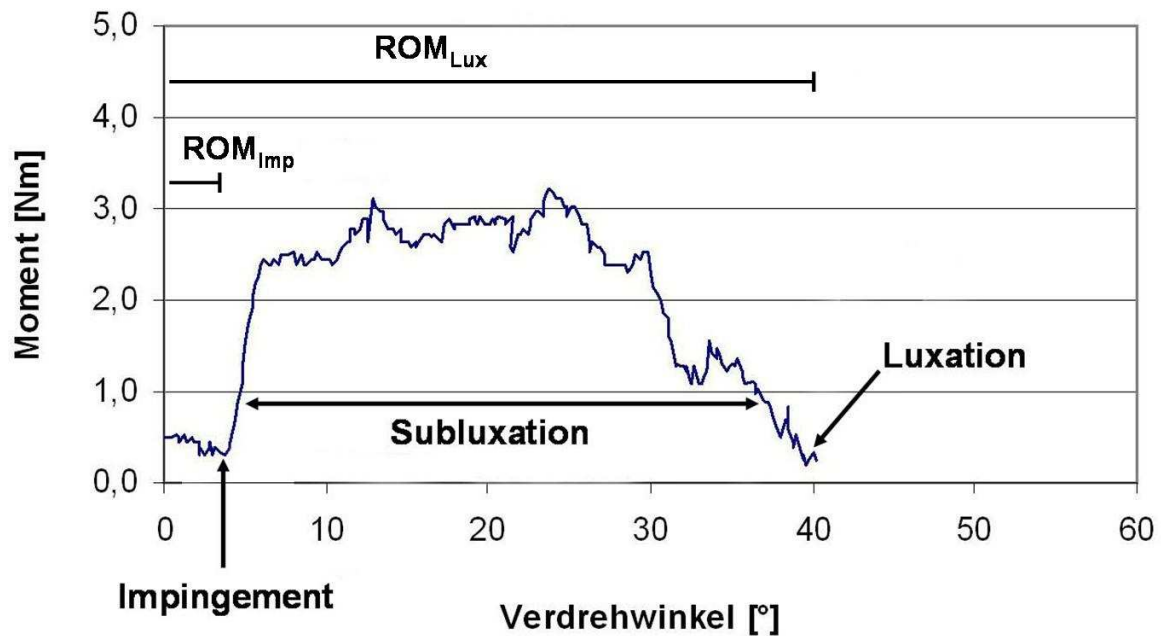


Abbildung 2.14: Darstellung eines charakteristischen Drehmoment-Verdrehwinkel-Diagramms für eine Innenrotationsbewegung bei 90° Flexion und 0° Adduktion mit Kennzeichnung des primären Impingements, der Subluxationsphase sowie des Luxationszeitpunktes

Maßgebliche Messergebnisse sind die Bewegungsumfänge bis zum Impingement (ROM_{Imp}) sowie bis zur kompletten Luxation (ROM_{Lux}) des jeweiligen Prothesen-Designs. Zusätzlich dient die Höhe des dabei auftretenden Widerstands- bzw. Drehmomentes (WM_{Sublux}) gegen das Heraushebeln des Prothesenkopfes aus der Pfanne als Maß für die Luxationssicherheit. Nach Erhalt dieser Daten können die speziellen Implantat-Designvarianten, aber auch die unterschiedlich großen Prothesenköpfe und verwendeten Materialien hinsichtlich ihres Luxationsverhaltens verglichen werden.

Die statistische Auswertung erfolgt durch eine Varianzanalyse mit mehreren Faktoren mittels Software-Paket SPSS, Version 10.0.5 (SPSS Inc., Chicago, USA).

Der LSD-Test wird als post-hoc Test benutzt, dabei werden alle Tests zweiseitig ausgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt. Die Messwerte werden mit Hilfe des Software-Paketes SigmaPlot 2000 (Version 6.00) graphisch aufgearbeitet.

3 Ergebnisse

3.1 Vergleich des 3D-Tripolar-Systems (mit Keramik-Insert) mit einer Standard-Keramik-Gleitpaarung

Das neue 3D-Tripolar-System (hier mit Keramik-Insert) wird mit einem bewährten Keramik-Keramik-System (Al-Al-System) verglichen, welches dabei als Referenzwert für das neue Implantatsystem dienen soll.

Die Beckenneigung beträgt zunächst 30°. Dies entspricht etwa einer azetabulären Beckenneigung, die bei normalen anatomischen Verhältnissen in stehender Position erreicht wird [45, S.139].

Beinposition: 90° Flexion/0° Adduktion

Bei einer Inklination der Pfanne von 45° und 0° Antetorsion des Stiels können keine physiologisch ausreichenden Bewegungsumfänge bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für die Innenrotation bei dem 3D-Tripolar-System und dem Al-Al-System gemessen werden. In dieser Position mit einer Retroversion sind beide Systeme instabil und luxieren sofort ($p=0,022$), nachdem man in Nullstellung belastet hat. Lediglich bei einer Anteversion von 30° können annähernd physiologische ROM_{Imp} -Werte erzielt werden, wobei das Al-Al-System eine um 5° höhere ROM_{Imp} aufweist (Abb. 3.1, Anh. Fig. 3.1.1).

Im Gegensatz dazu liegen beide Systeme in Außenrotation deutlich über dem physiologischen Bewegungsumfang (Abb. 3.1, Anh. Fig. 3.1.1).

Mit einer Inklination von 60° und 0° Antetorsion des Stiels in Innenrotation erfolgt, mit einer steilen Pfannenposition beim Al-Al-System bei 15° Retroversion und bei 0° Anteversion, die Luxation nicht impingementbedingt, sondern spontan als Zeichen einer fehlenden Stabilität im künstlichen Hüftgelenk (instabile Position). Hingegen weist das 3D-Tripolar-System stabile Positionen mit einer um durchschnittlich 14° größeren ROM_{Imp} (60° Inklination/15° Retroversion $p=0,026$) auf als das Al-Al-System (Anh. Fig. 3.1.2). Ein Prothesen-Impingement tritt auf und die ROM_{Imp} bei 60° Inklination liegt deutlich über der ROM_{Imp} bei 45° Inklination.

Bei einer Anteversion von 30° zeigen beide Systeme eine ROM_{Imp} , die über dem physiologischen Grenzwert liegt.

Auch in Außenrotation sind beide Systeme in allen Anteversionsstellungen über dem physiologischen Bewegungsumfang (Anh. Fig. 3.1.2). Bei 30° Anteversion zeigt das Al-Al-System in Außenrotation eine höhere ROM_{Imp} als das 3D-Tripolar-System, ähnlich der Inklinationsstellung von 45°.

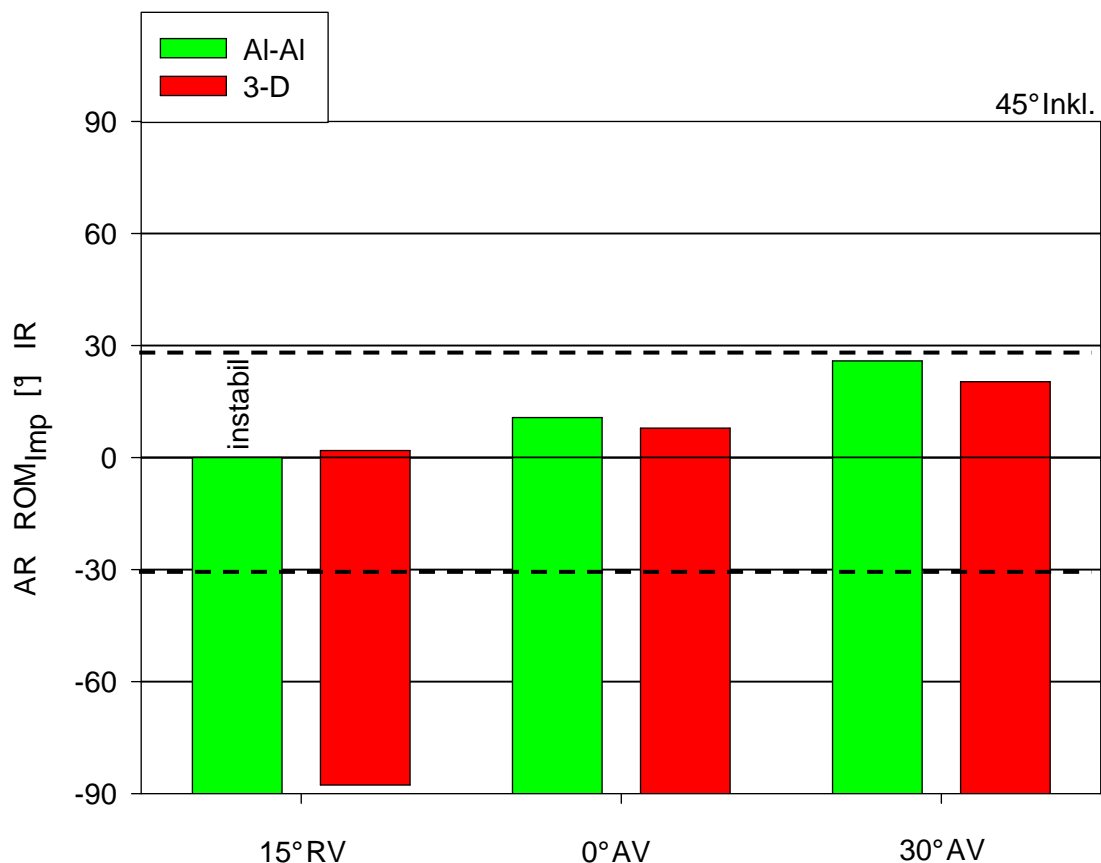


Abbildung 3.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 45° Pfannen-Inklination, 15° Retroversion, 0° Anteversion und 30° Anteversion der Pfannen mit 0° Stieldrehung; bei 15° retrovertierter Pfanne weist das AI-AI-System eine instabile Gelenksituation auf; die gestrichelten Linien spiegeln die Grenzbereiche des physiologischen Bewegungsspektrums für Innen- und Außenrotation wieder (in Anlehnung an [29]).

Das maximal auftretende Widerstandsmoment WM_{Sublux} ist in Innenrotation beim 3D-Tripolar-System um durchschnittlich 10% höher als das maximale Widerstandsmoment des AI-AI-Systems - unabhängig von der jeweiligen Pfannenposition (Abb. 3.2; Anh. Figg. 3.1.3, 3.1.4). Bei einer Retroversion von 15° und einer Anteversion von 0° ist das auftretende Widerstandsmoment beim AI-AI-System nicht impingementbezogen, sondern entsteht durch Reibung, die durch das Abgleiten des Kopfes vom Insert auftritt (weniger als 0,5 Nm). Während die maximal auftretenden Widerstandsmomente beim 3D-Tripolar-System impingement-bezogen (durch Subluxation) bis 1,46 Nm auftreten (Anh. Figg. 3.1.3, 3.1.4).

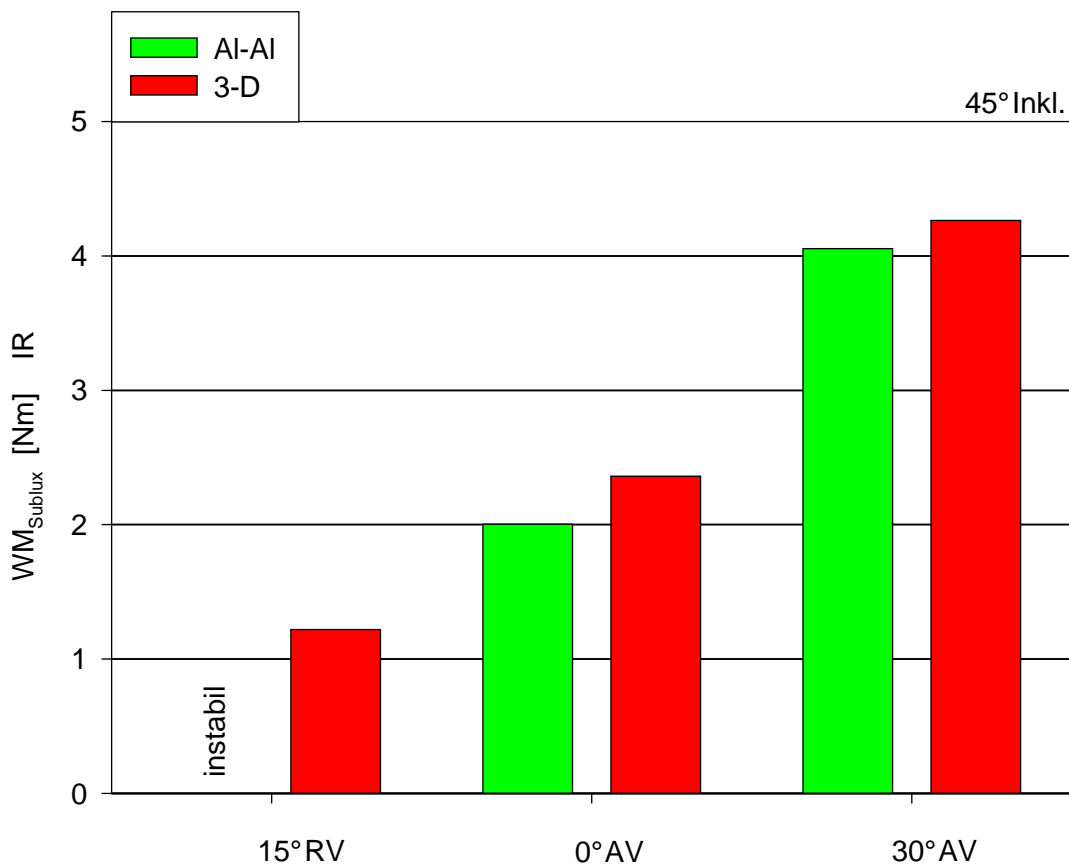


Abbildung 3.2: Maximal auftretendes Widerstandsmoment WM_{Sublux} während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion sowie 45° Inklination und 0° Anteversion des Stiels

Der Bewegungsumfang bis zur tatsächlichen Luxation (ROM_{Lux}) bei 90° Flexion und 0° Anteversion des Stiels wird maßgeblich von der Position der Pfanne beeinflusst.

Eine mit 60° Inklination steil gestellte Pfanne zeigt bei geringer Anteversion trotz hohen Bewegungsumfangs bis zum Impingement (ROM_{Imp}) einen geringeren Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}). Dies ist durch das Subluxationsintervall zu erklären, das im Vergleich zu 45° Inklination kürzer wird (Anh. Fig 3.1.5).

Doch in Relation zur Anteversion hat die Inklination einen geringeren Einfluss auf den Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}).

Die Erhöhung des Anteversionswinkels steigert den Bewegungsumfang bis zur Luxation in jedem dieser Versuche (Anh. Fig. 3.1.5 und 3.1.6).

Während bei 30° und 45° Inklination die Unterschiede zwischen dem 3D-Tripolar-System und dem AI-AI-System gering sind, so besteht bei 60° Inklination ein erheblicher Unterschied der beiden Systeme in Bezug auf den Bewegungsumfang bis zur Luxation. Das 3D-Tripolar-System hat bei 60° Inklination und 15° Retroversion einen um 46° und bei 0° Anteversion um 37° höheren Bewegungsumfang bis zur Luxation als das AI-AI-

System ($p < 0,001$) (Abb. 3.3; Anh. Fig. 3.1.6). Bei 15° Retroversion luxiert das AI-AI-System spontan ohne Impingement in Außenrotation, während beim 3D-Tripolar-System sogar eine Innenrotationsbewegung von 25° möglich ist.

Bei einer Inklination von 45° unabhängig von der Pfannenversion ist zwischen beiden Implantatsystemen kein merklicher Unterschied festzustellen. Jedoch sind erhebliche Vorteile des 3D-Tripolar-Systems in steilen Pfannenpositionen (60° Inklination) zu verzeichnen.

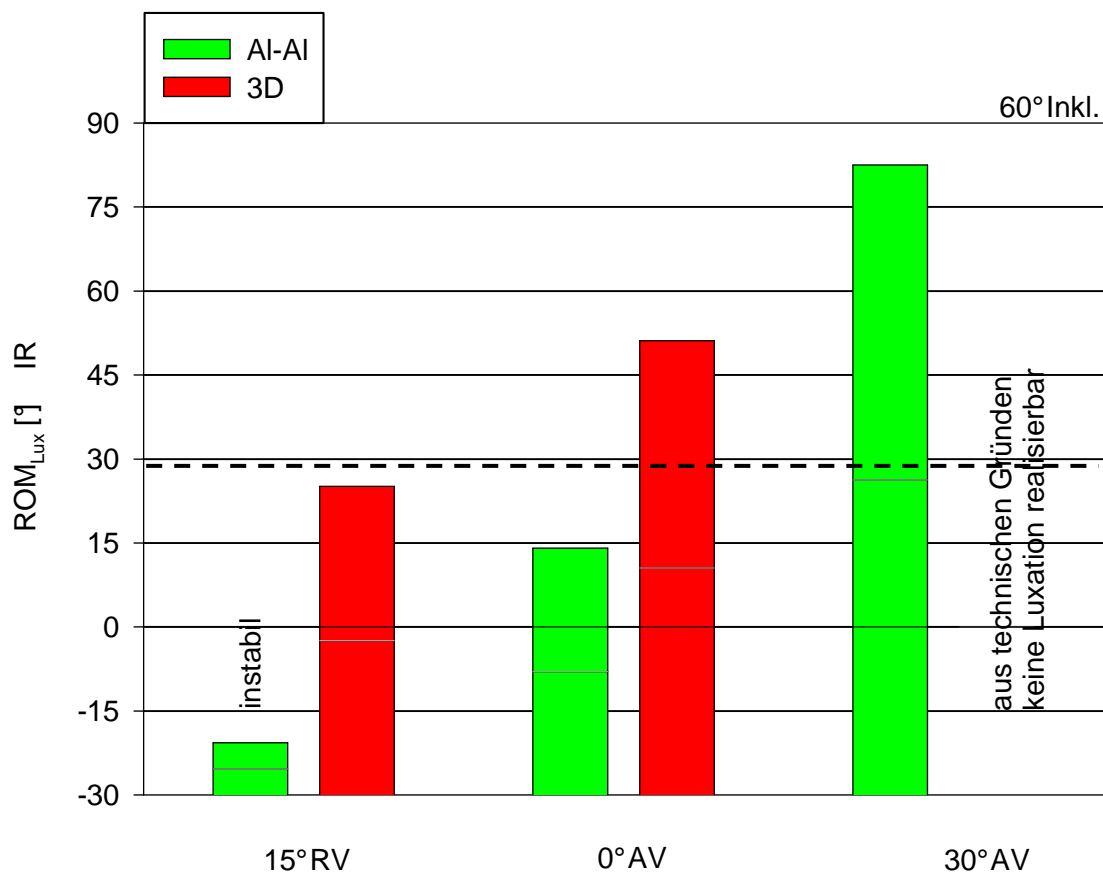


Abbildung 3.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, 15° Retroversion, 0° Anteversion und 30° Anteversion der Pfanne

Eine Dislokation tritt beim 3D-Tripolar-System zwischen dem Keramik-Insert und dem Keramik-Zwischenstück auf. Zwischen dem Keramik-Zwischenstück und dem 22 mm Kopf wird keine Abtrennung beobachtet. Eine Absplitterung oder Beschädigung der Keramik ist, ebenso wie eine Beschädigung des Polyethylen-Sicherungsringes, nicht zu verzeichnen.

Allerdings sieht man schwarze Streifen auf dem 32 mm Keramikkopf und dem 32 mm Keramik-Zwischenstück sowie Kratzer von abgeriebenem Metall auf beiden Keramik-

Inserts. Dies wird durch wiederholtes Gleiten des Implantatkopfes über den Rand des Pfannengehäuses im Falle einer Subluxation verursacht.

Beinposition: 10° Extension/15° Adduktion

In den untersuchten Implantatpositionen 45° Inklination mit 0° und 20° Anteversion, ebenso bei 60° Inklination mit 0°, 15° und 30° Anteversion (mit 0° Antetorsion des Stiels) ergibt sich für das 3D-Tripolar-System stets ein, verglichen mit dem Al-Al-System, reduzierter Bewegungsumfang bis zum Impingement in der Außenrotation bei 10° Extension und 15° Adduktion.

Die Unterschiede in den einzelnen Positionen betragen bis zu 5° (Abb 3.4; Anh. Figg. 3.1.7, 3.1.10).

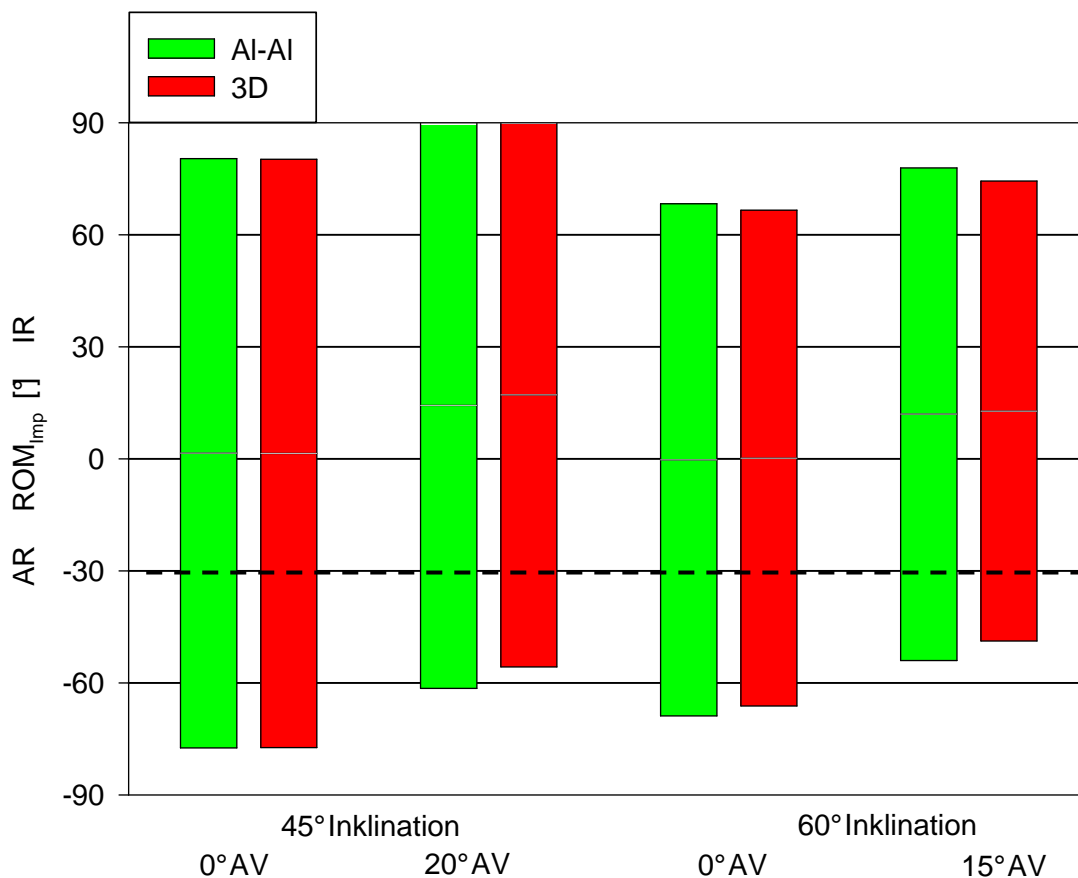


Abbildung 3.4: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei 45° Inklination mit 0°/20° Anteversion und 60° Inklination mit 0°/15° Anteversion der Pfanne bei einer Antetorsionswinkel von 0°

Generell ist der Bewegungsumfang in Außenrotation mit steiler und antevertierter Pfanne verringert. Es kann bei einer Inklination von 60° und einer Anteversion von 30° der geringste Bewegungsumfang beobachtet werden. Dabei ist bei beiden Implantat-

systemen der Bewegungsumfang bis zum Impingement gerade über den physiologischen Grenzwerten.

Im Gegensatz dazu ist bei der Innenrotation der Bewegungsumfang bis zum Impingement immer oberhalb der physiologischen Grenze (Anh. Fig. 3.1.7).

Beim maximalen Widerstandsmoment - bei Subluxation - können in der Außenrotation bei 10° Extension und 15° Adduktion etwa um 0,5 Nm höhere Momente mit dem 3D-Tripolar-System (z.B. 45° Inkl./0° Av. 4 Nm) im Vergleich zum Al-Al-System (45° Inkl./0° Av. 3,5 Nm) unabhängig von der Pfannenposition festgestellt werden. In Extensionsstellung sind sowohl in Innen-, als auch in Außenrotation mit steigender Pfannen-Anteversion niedrigere Momente zu beobachten (Anh. Figg. 3.1.8, 3.1.9). In Extension ist der Bewegungsumfang bis zur Luxation in allen untersuchten Pfannenpositionen weit über der physiologischen Grenze (Anh. Fig. 3.1.11).

Die Wahrscheinlichkeit einer Luxation wird durch verstärkte Anteversion einer mit 60° Inklination steil gestellten Pfanne in Kombination mit Antetorsion des Stiels oder mit einer zusätzlichen azetabulären Beckenneigung erhöht.

Das 3D-Tripolar-System hat einen geringfügig kleineren Bewegungsumfang bis zur Luxation im Vergleich zum Al-Al-System. Dies resultiert aus dem früheren Kontakt des Prothesenhalses mit dem posterioren Rand der Pfanne bei einer insgesamt stabilen Artikulationssituation im physiologischen Bereich.

3.2 Vergleich des 3D-Tripolar-Systems (mit Keramik-Insert) mit einer Standard-Keramik-Gleitpaarung (Al-Al-System) und einer Metall-Polyethylen-Paarung (EOL-System)

In den weiteren Untersuchungen wird das 3D-Tripolar-System neben der Standard-Keramik-Gleitpaarung (Al-Al-System) noch mit einem Metall-Polyethylen-System (EOL-System) verglichen.

Im Weiteren werden die drei Implantatsysteme auch unter dem Aspekt unterschiedlicher azetabulärer Beckenneigungswinkel geprüft.

3.2.1 Sagittale Azetabulumneigung von 30°

Zunächst werden die Versuche mit einer sagittalen Azetabulumneigung von 30° durchgeführt (entspricht normalerweise einer Azetabulumneigung in stehender Position).

Beinposition: 90° Flexion/0° Adduktion

Die Implantatsysteme unterscheiden sich in ihrem Luxationsverhalten in steiler Pfannenposition (60° Inklination). So luxiert das Al-Al-System mit 0° Anteversion und 15° Retroversion ohne Impingement sofort nach Belastung in Neutralstellung. Dies ist auf die

geringe Stabilität des AI-AI-Systems in diesen Positionen zurückzuführen (instabile Gelenksituationen).

Das EOL-System erzielt eine etwa 5° höhere ROM_{imp} als das 3D-Tripolar-System, sowohl in Innen-, als auch in Außenrotation. Das AI-AI-System weist dabei eine instabile Gelenksituation auf. Es kann mit keinem Implantatsystem ein Bewegungsumfang erreicht werden, welcher dem physiologisch benötigten Bewegungsumfang entspräche (Abb. 3.5; Anh. Fig. 3.2.1).

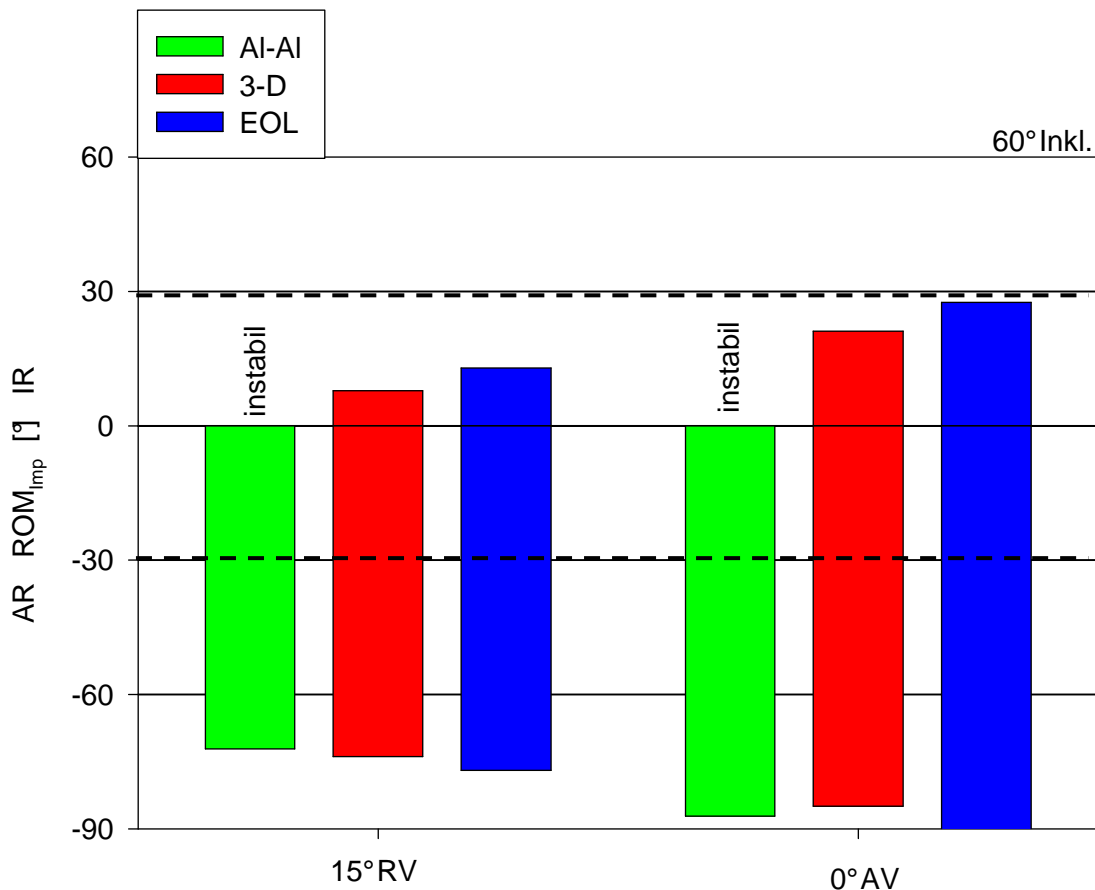


Abbildung 3.5: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

Das maximale Widerstandsmoment während der Subluxationsphase (WM_{Sublux}) ist für eine Innenrotationsbewegung in 90° Flexion beim 3D-Tripolar-System und dem EOL-System in 15° Retroversion nahezu gleich und bei 0° Anteversion beim EOL-System (0° Av. 2 Nm) höher als beim 3D-Tripolar-System (0° Av. 1,5 Nm) (Anh. Fig. 3.2.2).

Deutliche Unterschiede in der Luxationsstabilität sind zwischen den verschiedenen Implantatdesigns bei der Luxation nach posterior in Flexionsstellung mit einer steilgestellten Pfanne (60° Inklination) zu verzeichnen.

Bezüglich der ROM_{Lux} sind das 3D-Tripolar-System und das EOL-System in diesen Positionen dem AI-AI-System deutlich überlegen. Die Unterschiede in Innenrotation bei ROM_{Lux} belaufen sich teilweise auf bis zu 40° . Beispielsweise tritt beim AI-AI-System in Innenrotation bei 15° Retroversion (bei 60° Inklination) in Neutralstellung sofort eine spontane Luxation auf, wohingegen mit dem 3D-Tripolar-System eine Innenrotation von 25° und mit dem EOL-System eine Innenrotation von 32° möglich ist ($p=0,04$). Das EOL-System zeigt stets höhere ROM_{Lux} -Werte als das 3D-Tripolar-System (Abb. 3.6; Anh. Fig. 3.2.3).

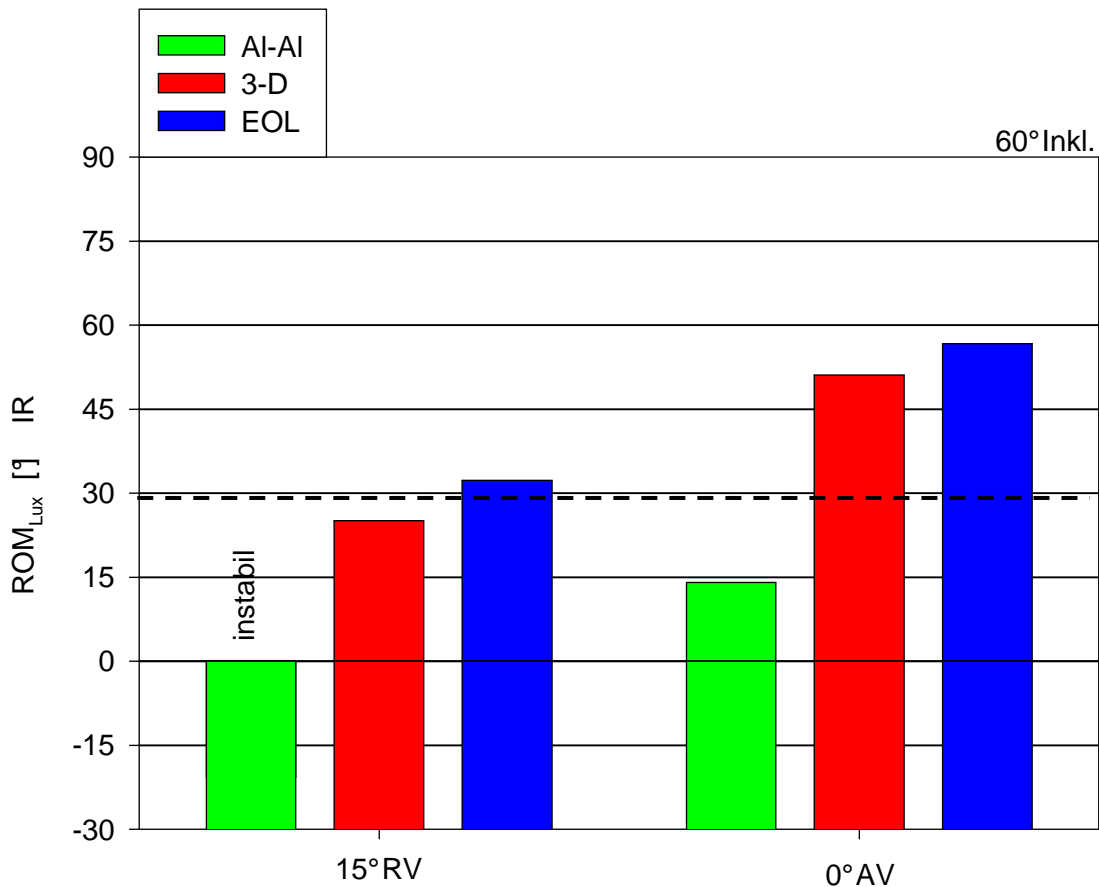


Abbildung 3.6: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, 15° Retroversion und 0° Version der Pfanne. Vergleich des 32 mm Kopfes des AI-AI-Systems, des 32 mm Kopfsystems des 3D-Tripolar-Systems und des 41 mm Kopfes des EOL-Systems.

In Außenrotation ist bei 90° Flexion und 0° Adduktion die ROM_{Lux} über der physiologischen Grenze des Bewegungsumfanges.

Beim 3D-Tripolar-System tritt die Luxation zwischen dem Zwischenstück und dem Insert auf. Beim EOL-System tritt sie zwischen dem Polyethylen-Insert und dem Pfannengehäuse auf. Es treten keinerlei Beschädigungen an den einzelnen

Implantatkomponenten auf. Lediglich schwarze Streifen auf dem Keramik-Zwischenstück des 3D-Tripolar-Systems sind zu beobachten. Metallische Abriebpartikel sind auf dem Insert des 3D-Tripolar-Systems zu sehen. Das Polyethylen-Insert des EOL-Systems weist auf seiner mit dem Pfannengehäuse artikulierenden Seite Kratzer und Impressionen auf. Diese Erscheinungen sind auf das mehrmalige Herausgleiten aus der Pfanne zurückzuführen.

Beinposition: 10° Extension/15° Adduktion

In Extensionsstellung zeigt sich in allen untersuchten Positionen (60° Inklination mit 15° und 30° Anteversion), dass das 3D-Tripolar-System eine geringere ROM_{Imp} , sowohl für die Innenrotation, als auch für die Außenrotation verglichen mit dem EOL-System und dem Al-Al-System aufweist ($p=0,003$). Die Unterschiede betragen bis zu 8° (Anh. Fig. 3.2.4).

Generell ist der Bewegungsumfang für die Außenrotation mit steilgestellter und antevertierter Pfanne reduziert (Anh. Fig. 3.2.4).

Mit einer Inklination von 60° bei einer Anteversion von 30° wird generell die niedrigste ROM_{Imp} erzielt. Dabei werden mit allen Implantatsystemen Bewegungsausmaße erzielt, die oberhalb der physiologischen Grenze liegen (Anh. Fig. 3.2.4).

Das maximale Moment (WM_{Sublux}) ist in Außenrotation bei 10° Extension und 15° Adduktion beim 3D-Tripolar-System (60° Inkl./15° Av. 2,65 Nm) etwa um 0,5 Nm höher, verglichen mit dem Al-Al-System. Die höchsten Momente treten mit dem EOL-System auf (60° Inkl./15° Av. 4,07 Nm) (Anh. Fig. 3.2.5). Je höher die Anteversion der Pfanne ist, desto niedriger ist das Widerstandsmoment, sowohl in Innen-, als auch in Außenrotation.

Die ROM_{Lux} ist bei allen Implantatsystemen in der Extensions-Adduktions-Position in Außenrotation immer deutlich über dem physiologischen Bewegungsausmaß. Das 3D-Tripolar-System zeigt verglichen mit dem Al-Al-System einen etwas geringeren Bewegungsumfang bis zur Luxation. Das EOL-System weist in allen untersuchten Positionen die höchsten Werte für ROM_{Lux} auf (Fig. 3.2.6). Dies ist zu erklären durch den späteren Kontakt des Prothesenhalses mit dem hinteren Rand der Pfanne und mit dem größeren Abstand, der mit dem Polyethylen-Insert bei einer Luxation aus dem Pfannengehäuse bedeckt werden muss, verglichen mit dem 3D-Tripolar-System und dem Al-Al-System.

3.2.2 Transformation der sagittalen Azetabulumneigung von 30° nach 45°

Um den Einfluss der sagittalen Azetabulumneigung und die Luxationsstabilität der Implantatsysteme beurteilen zu können, wird ein Neigungswinkel von 45° eingestellt (vgl. Kap. 2.2).

Beinposition: 90° Flexion/0° Adduktion

In den Implantatpositionen 45° Inklination und 20° Anteversion, sowie 60° Inklination und 15° Anteversion und einer sagittalen Azetabulumneigung von 45°, zeigen alle Implantatsysteme für ROM_{Imp} , sowohl in Innen-, als auch in Außenrotation, einen deutlich höheren Bewegungsumfang als er physiologisch benötigt wird. Im Falle von 30° Inklination mit 25° Anteversion tritt bei jedem Implantatsystem in Innenrotation ein Impingement auf. Das 3D-Tripolar-System erzielt die niedrigsten Messergebnisse bezüglich ROM_{Imp} und ROM_{Lux} (für ROM_{Imp} alle Inklinations-/Anteversionskonfigurationen $p < 0,001$; für ROM_{Lux} für 30° und 45° Inklination $p < 0,001$, für 60° Inklination $p = 0,003$) (Abb. 3.7, Anh. Fig. 3.2.10).

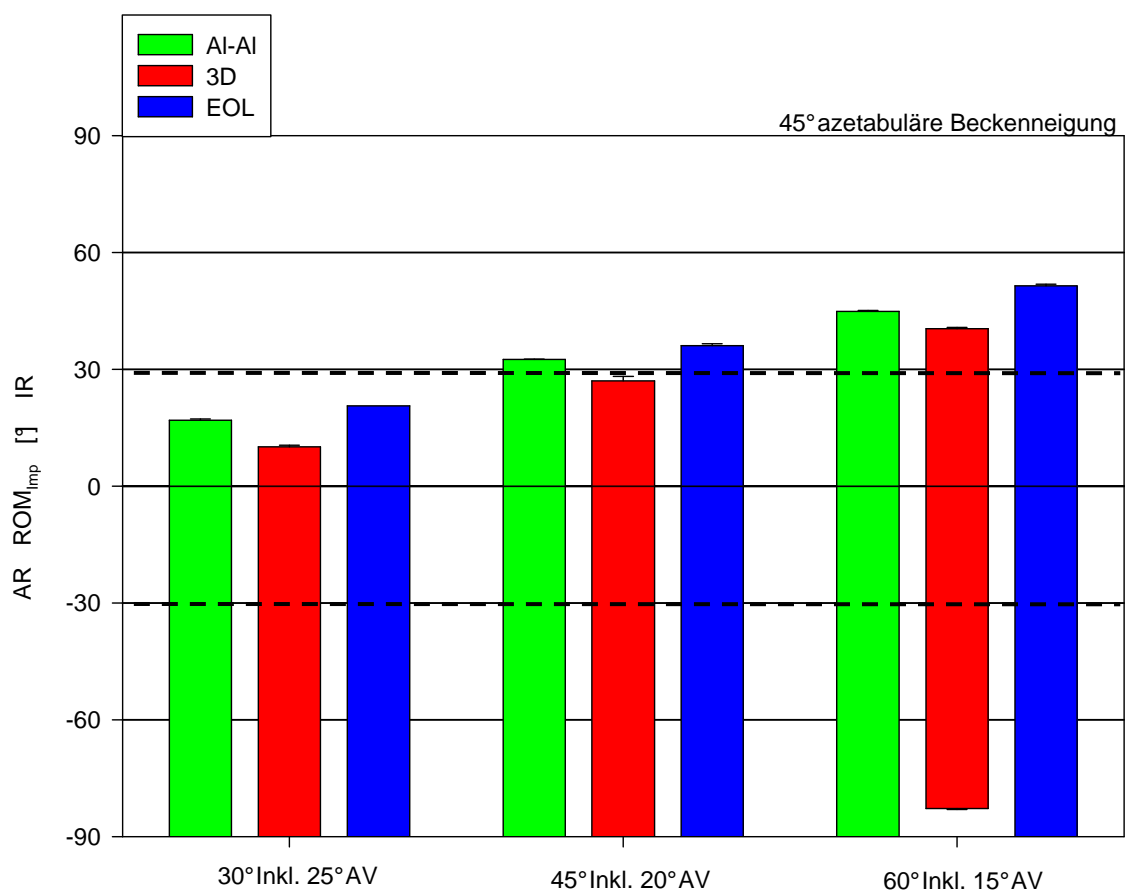


Abbildung 3.7: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion und einer sagittalen azetabulären Beckenneigung auf 60°

Das maximal auftretende Widerstandsmoment ist für die Innenrotation bei 90° Flexion und 0° Adduktion beim EOL-System am höchsten und beim 3D-Tripolar-System am niedrigsten (stets $p < 0,001$). Es werden niedrigere Momente mit ansteigender Inklination gemessen (Anh. Fig. 3.2.11).

Auch die ROM_{Lux} ist für 90° Flexion und 0° Adduktion mit 45° Beckenneigung bei allen Implantatsystemen deutlich über den physiologischen Grenzwerten (Anh. Fig. 3.2.12).

Im Falle der Beckenneigung von 45° sind die Werte für ROM_{Imp} , ROM_{Lux} und WM_{Sublux} in diesen kombinierten Flexion-Adduktions-Bewegungen etwas niedriger, als bei einer Beckenneigung von 60°.

3.2.3 Transformation der sagittalen Azetabulumneigung von 30° nach 60°

Die azetabuläre Neigung wird auf 60° eingestellt. Dies entspricht etwa einer azetabulären Beckenneigung, die bei normalen anatomischen Verhältnissen meist in sitzender Position erreicht wird [45, S.139].

Beinposition: 90° Flexion/0° Adduktion

Bei den untersuchten Implantatpositionen (45° Inklination mit 25° Anteversion und 60° Inklination mit 15° Anteversion) erreichen alle drei Implantatsysteme, bei einer sagittalen Azetabulumneigung von 60°, einen Wert für ROM_{Imp} , der über dem physiologischen Grenzwert liegt (Abb. 3.8; Anh. Fig. 3.2.7). Im Falle einer Inklination von 30° mit 25° Anteversion tritt beim 3D-Tripolar-System eine ROM_{Imp} auf, die knapp unterhalb der physiologischen Grenze liegt. Das 3D-Tripolar-System zeigt generell etwa 5° weniger ROM_{Imp} als das AI-AI-System und etwa 10° weniger ROM_{Imp} als das EOL-System ($p < 0,001$).

Bei Betrachtung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes (WM_{Sublux}) zeigt das EOL-System (30° Inkl./25° Av. 7,26 Nm) grundsätzlich die höchsten Werte und das AI-AI-System (30° Inkl./25° Av. 6,20 Nm) die niedrigsten Werte ($p < 0,001$). Mit ansteigender Inklination treten niedrigere Widerstandsmomente auf (Anh. Fig. 3.2.8).

Die ROM_{Lux} liegt in 90° Flexion mit 0° Adduktion und einer sagittalen Azetabulumneigung von 60° in allen Positionen deutlich über dem physiologischen Bereich, besonders in 60° Inklinationsstellung (Anh. Fig. 3.2.9).

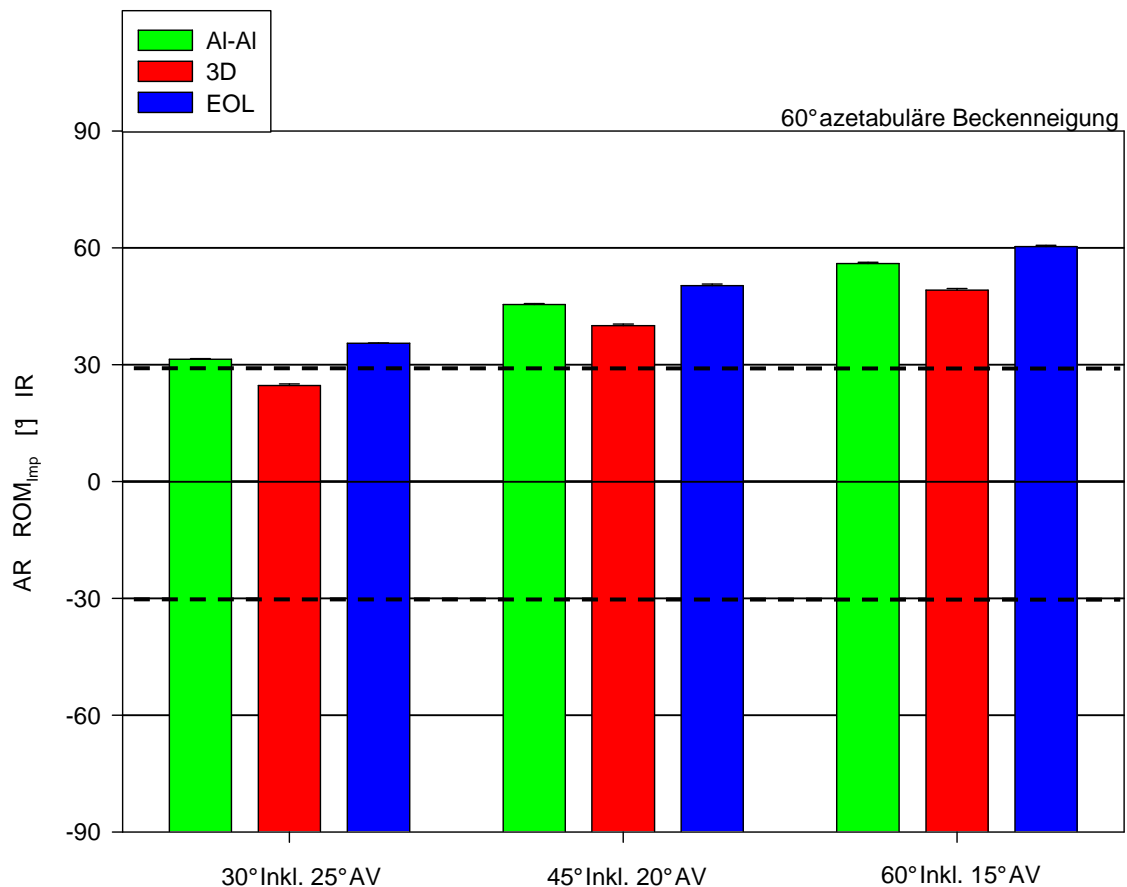


Abbildung 3.8: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion und einer sagittalen azetabulären Beckenneigung von 60°

3.2.4 Transformation der sagittalen Azetabulumneigung von 30° nach -15°

Durch Einstellung der azetabulären Beckenneigung auf -15° , wird eine anatomisch seltene Beckenposition (meist in Verbindung mit einer Pathologie [45, S.140]) getestet und das Verhalten der verschiedenen Implantatsysteme in dieser Stellung untersucht.

Beinposition: 90° Flexion/ 0° Adduktion

Aus technischen Gründen können die drei Implantatsysteme nur in steiler Pfannenstellung (60° Inklination mit 15° Anteversion) getestet werden. Kein Implantatsystem kann bei einer sagittalen Azetabulumneigung von -15° für die Innenrotation einen physiologischen Bewegungsumfang erzielen. Das 3D-Tripolar-System erreicht für ROM_{imp} 10° niedrigere Werte als das EOL-System ($p < 0,001$) (Abb. 3.9, Anh. Fig. 3.2.13). Für das AI-AI-System ergibt sich eine instabile Gelenksituation.

In Positionen mit 30° Inklination und 25° Anteversion, sowie mit 45° Inklination und 20° Anteversion, kann das künstliche Gelenk infolge eines vorzeitigen Kontaktes des Stiels

mit der Implantataufnahme nicht in eine stabil artikulierende Stellung gebracht werden (Abb. 3.9, Anh. Fig. 3.2.13).

Das EOL System (60°Inkl./15°Rv. 1,61 Nm) liefert für das maximale Widerstandsmoment WM_{Sublux} höhere Messwerte als das 3D-Tripolar-System (60°Inkl./15°Rv. 1,14 Nm) (Anh. Fig. 3.2.14).

Sowohl für das EOL-System, als auch für das 3D-Tripolar-System ergeben sich Werte für ROM_{Lux} , die über dem physiologischen Grenzbereich liegen ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.2.15).

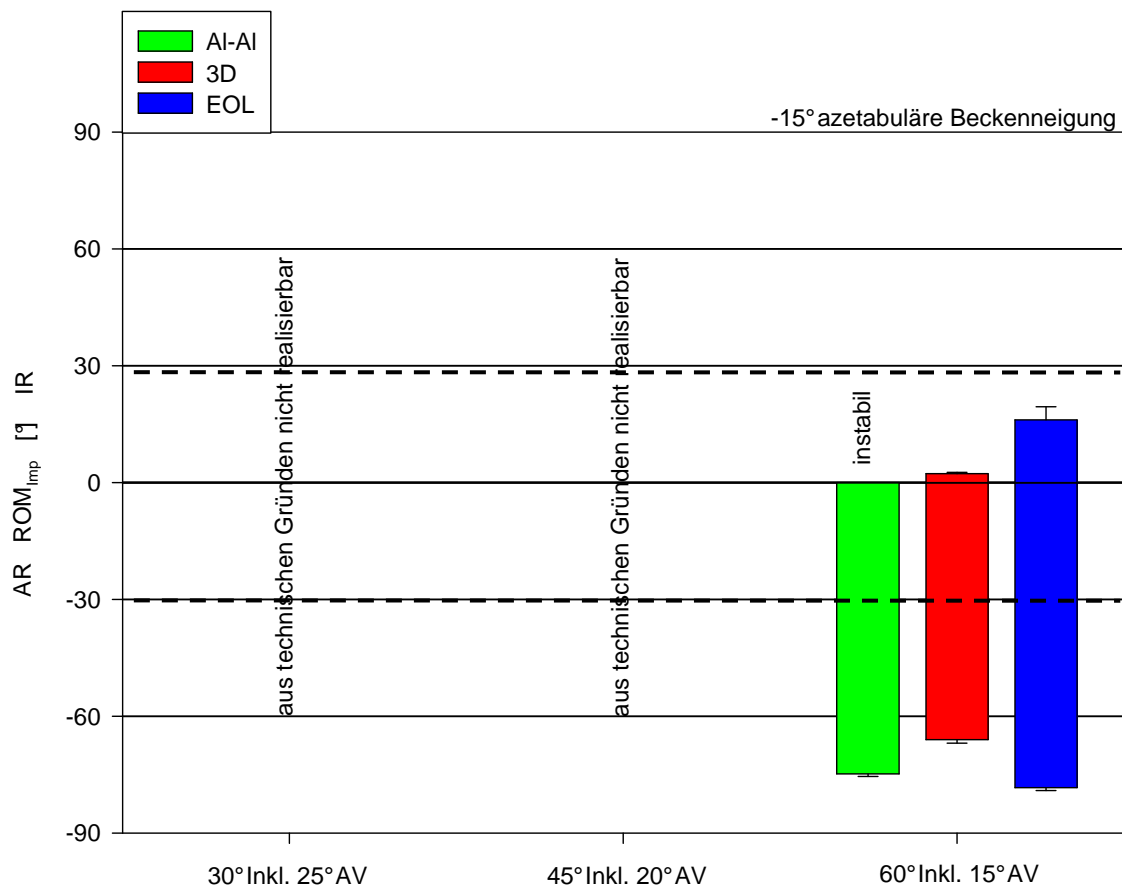


Abbildung 3.9: Darstellung der ROM_{imp} bei einer sagittalen Azetabulumneigung von -15° in Abhängigkeit von verschiedenen Inklinations-/Anteversionskombinationen in Verbindung mit 90° Flexion und 0° Adduktion

Im Falle einer Beckenneigung von -15° ergeben sich für die Flexion-Adduktions-Bewegung für alle Implantatsysteme für ROM_{imp} , ROM_{Lux} , WM_{Sublux} im Vergleich zu einer Beckenneigung von 45° und 60° deutlich reduzierte Werte.

Beinposition: 10° Extension/15° Adduktion

Da in dieser Stellung alle erzielten Werte klar über der physiologischen Grenze liegen, wird die Extensionsposition für eine sagittale Azetabulumneigung von -15° an dieser Stelle nicht gesondert aufgeführt und besprochen (Anh. Figg. 3.2.16, 3.2.17, 3.2.18).

3.3 Vergleich des 3D-PE-Systems mit einer Keramik-Keramik-Paarung (Trident-System) und einer Metall-Polyethylen-Paarung (Metasul-System) und somit verschiedener Kopfgrößen**3.3.1 Sagittale Azetabulumneigung von 30°****Beinposition 90° Flexion/0° Adduktion**

Anhand dieser drei Implantatsysteme können die verschiedenen Eigenschaften von großen (Metasul-System 42 mm/Trident-System 36 mm) und kleinen Gleitpaarungen (3D-PE-System 32 mm) deutlich gemacht werden.

In den untersuchten Positionen mit einer Inklination von 60° (sowohl mit 15° Retroversion, als auch mit 0° Anteversion), handelt es sich um instabile Gelenksituationen. Bei 45° Inklination mit 0° Anteversion ergeben sich in Innenrotation bei allen Implantatsystemen Werte für ROM_{Imp} , die unter der physiologischen Grenze liegen. Das Metasul-System zeigt für ROM_{Imp} die höchsten Werte, das 3D-PE-System die niedrigsten (Abb. 3.10; Anh. Fig. 3.3.1). Hierbei zeigt ein größerer Kopf stets einen größeren Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) ($p < 0,001$).

Das maximal auftretende Widerstandsmoment WM_{Sublux} ist in 45° Inklination mit 0° Anteversion beim Trident-System (45° Inkl./0° Av. 3,97 Nm) am größten und beim Metasul-System (45° Inkl./0° Av. 1,56 Nm) am geringsten ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.3.2).

Für die ROM_{Lux} ergeben sich beim Metasul-System die höchsten und beim Trident-System die niedrigsten ROM_{Lux} -Werte ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.3.3). Das Implantatsystem mit dem kleinsten Kopf (32 mm Kopf des 3D-PE-Systems) erreicht höhere Werte als das Trident-System (36 mm Implantatkopf).

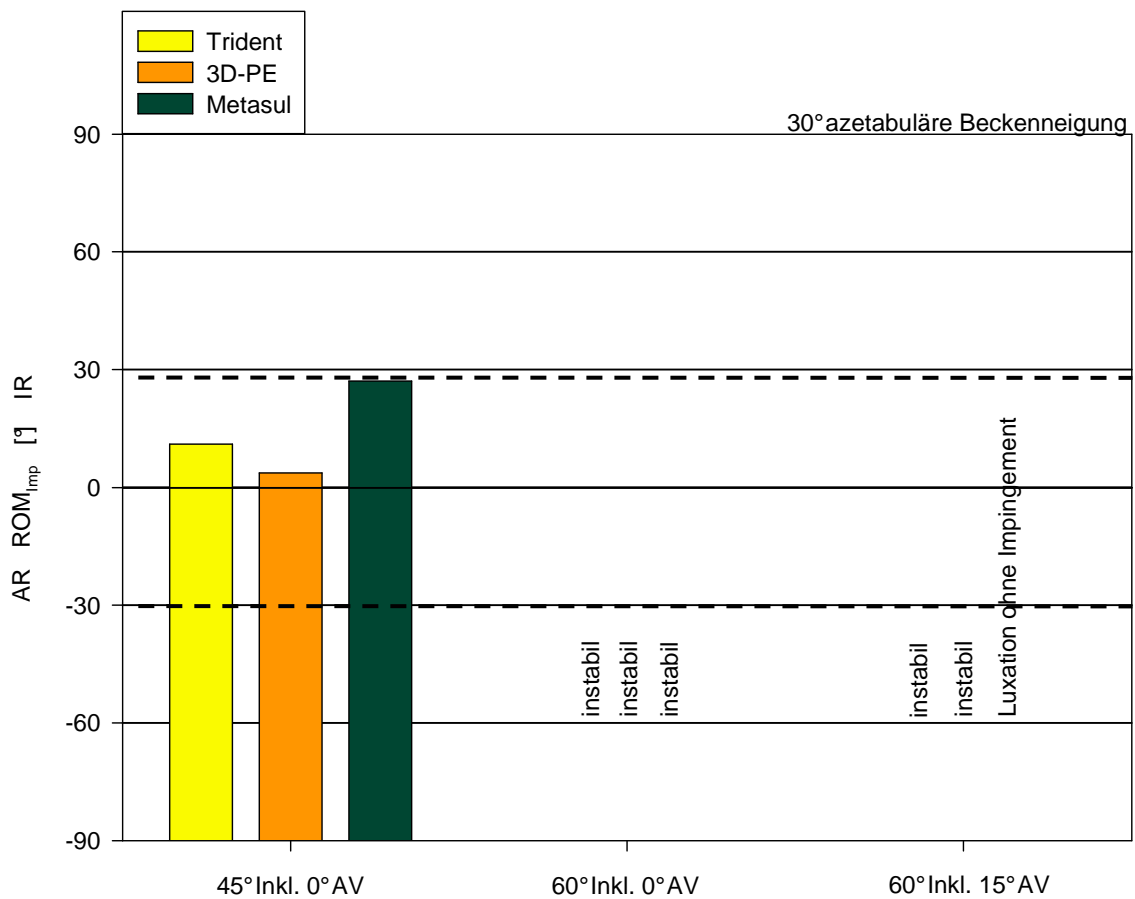


Abbildung 3.10: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

Beinposition: 10° Extension/15° Adduktion

In dieser Stellung ergeben sich bei allen Implantatsystemen für ROM_{imp} Werte, die über die physiologische Grenze gehen. Hierbei zeigen sich stets für das Metasul-System die höchsten und für das Trident-System die niedrigsten Werte. Insgesamt ergeben sich bei ansteigender Inklination abnehmende Werte für ROM_{imp} ($p < 0,001$) (Abb. 3.11, Anh. Fig. 3.3.4).

Das maximal auftretende Widerstandsmoment für WM_{Sublux} ist beim Metasul-System am höchsten und beim 3D-PE-System am niedrigsten ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.3.5). Das Implantatsystem mit dem kleinsten Kopf (3D-PE-System) weist die niedrigsten Widerstandsmomente (45° Inkl./20° Av. 3,42 Nm), das mit dem größten (Metasul-System) die höchsten auf (45° Inkl./20° Av. 5,09 Nm).

Der Bewegungsumfang bis zur Luxation für ROM_{Lux} ist bei allen Implantatsystemen deutlich oberhalb der physiologischen Grenze. Das Metasul-System hat dabei die größte,

das Trident-System die geringste Luxationsstabilität (Anh. Fig.3.3.6). Generell kann man bei ansteigender Inklination niedrigere Werte für ROM_{Lux} beobachten.

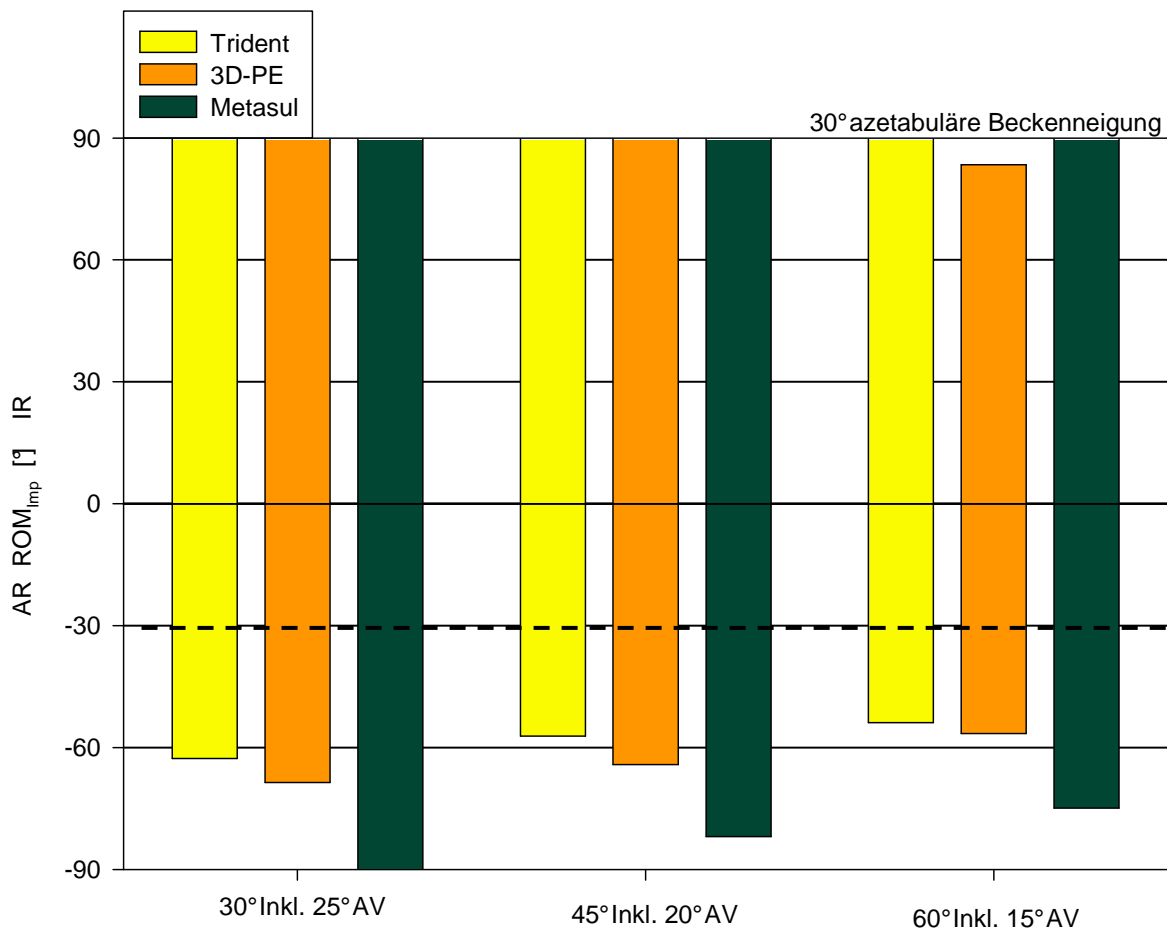


Abbildung 3.11: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion

3.3.2 Sagittale Azetabulumneigung von 45°

Beinposition: 90° Flexion/0° Adduktion

Mit einer Azetabulumneigung von 45° zeigen sich Unterschiede zwischen den Implantatsystemen in Innenrotationsstellung besonders bei geringer Inklination. Während das Metasul-System in allen untersuchten Konfigurationen höhere Werte für ROM_{imp} erzielt ($p < 0,001$), die über das physiologische Maß gehen, erreicht dieses Ergebnis das 3D-PE-System nur bei einer Inklination von 60° mit einer Anteversion von 15°. Das Trident-System bleibt nur in 30° Inklination mit 25° Anteversion unterhalb der physiologischen Grenzwerte (Abb. 3.12; Anh. Fig. 3.3.7).

Das höchste Widerstandsmoment WM_{Sublux} tritt beim Metasul-System (30° Inkl./25° Av. 14,70 Nm) auf, das niedrigste beim 3D-PE-System (30° Inkl./25° Av. 6,00 Nm) ($p < 0,001$) (Anh. Fig.3.3.8).

Bei einer sagittalen Azetabulumneigung von 45° zeigt sich für ROM_{Lux} , dass alle Implantatsysteme weit über der physiologischen Grenze liegen. Das Trident-System erreicht die höchste ROM_{Lux} , das 3D-PE-System die niedrigste ROM_{Lux} ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.3.9).

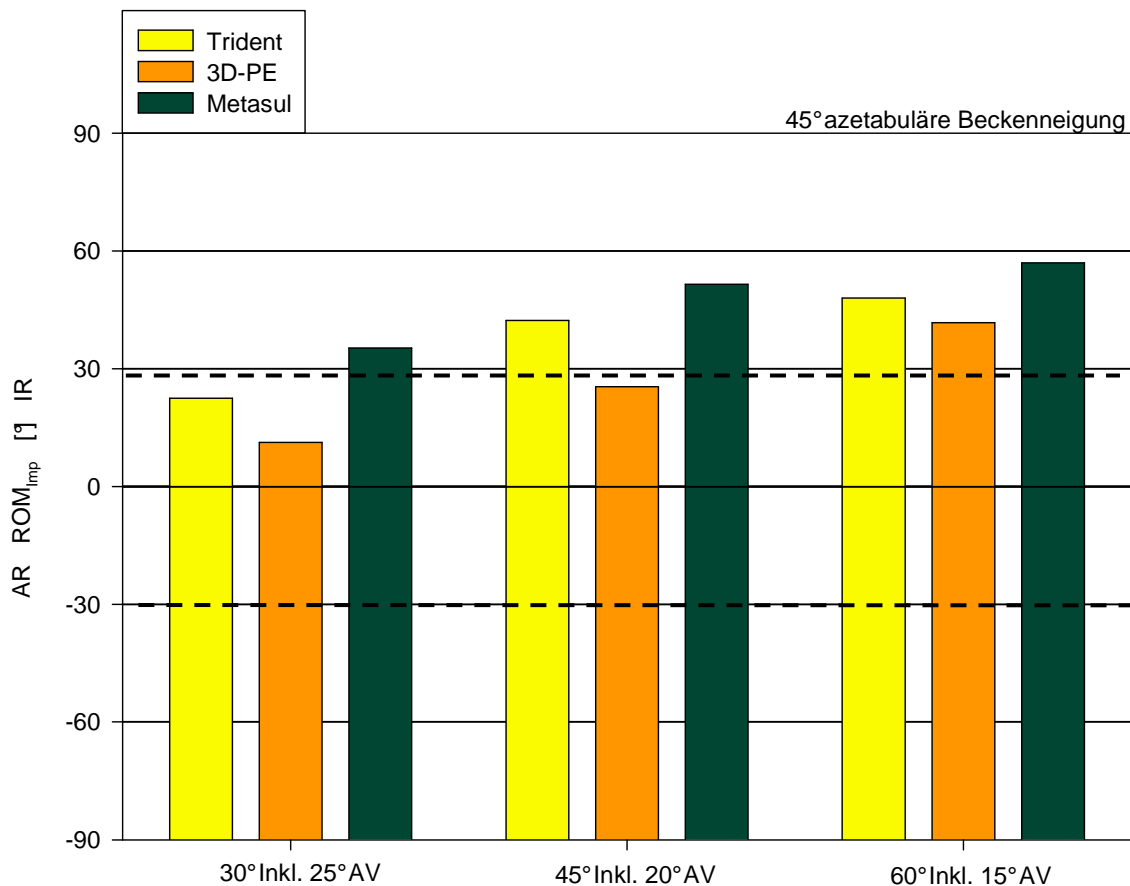


Abbildung 3.12: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

Beinposition: 10° Extension/15° Adduktion

In Extensionsstellung erreichen alle Implantatsysteme in Außenrotation Werte für ROM_{Imp} , die oberhalb des physiologischen Bewegungsbereiches liegen. Das Metasul-System zeigt die größte ROM_{Imp} ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.3.10).

Für das maximal auftretende Widerstandsmoment WM_{Sublux} sind beim Metasul-System (30° Inkl./25° Av. 7,16 Nm) die höchsten und beim 3 D-PE-System die niedrigsten Momente (30°Inkl./25° Av. 2,91 Nm) zu verzeichnen ($p < 0,001$) (Fig. 3.3.11).

Alle Implantatsysteme liegen bezüglich ihrer ROM_{Lux} -Werte deutlich über den physiologisch benötigten. Das Metasul-System erreichte in allen Positionen die höchsten Werte. Das Trident-System lieferte bis auf eine Inklination von 30° die niedrigsten ROM_{Lux} -Werte ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.3.12).

3.3.3 Sagittale Azetabulumneigung von 60°

Beinposition: 90° Flexion/ 0° Adduktion

Bei einer Azetabulumneigung von 60° bleiben für die Innenrotation alle Implantatsysteme, sowohl für ROM_{Lux} , als auch für ROM_{Imp} deutlich über den physiologischen Grenzwerten (Abb. 3.13, Anh. Figg. 3.3.13, 3.3.15). Das Metasul-System und das Trident-System erzielen in allen untersuchten Positionen höhere Werte als das 3D-PE-System (ROM_{Imp} und ROM_{Lux} $p < 0,001$).

Die Werte für WM_{Sublux} sind in Flexionsstellung beim Metasul-System am höchsten (45° Inkl./ 20° Av. 5,78 Nm) und beim 3D-PE-System am niedrigsten (45° Inkl./ 20° Av. 3,43 Nm) (bei 30° Inkl./ 25° AV $p = 0,001$, bei 45° Inkl./ 20° AV und 60° Inkl./ 15° AV $p < 0,001$) (Fig. 3.3.14).

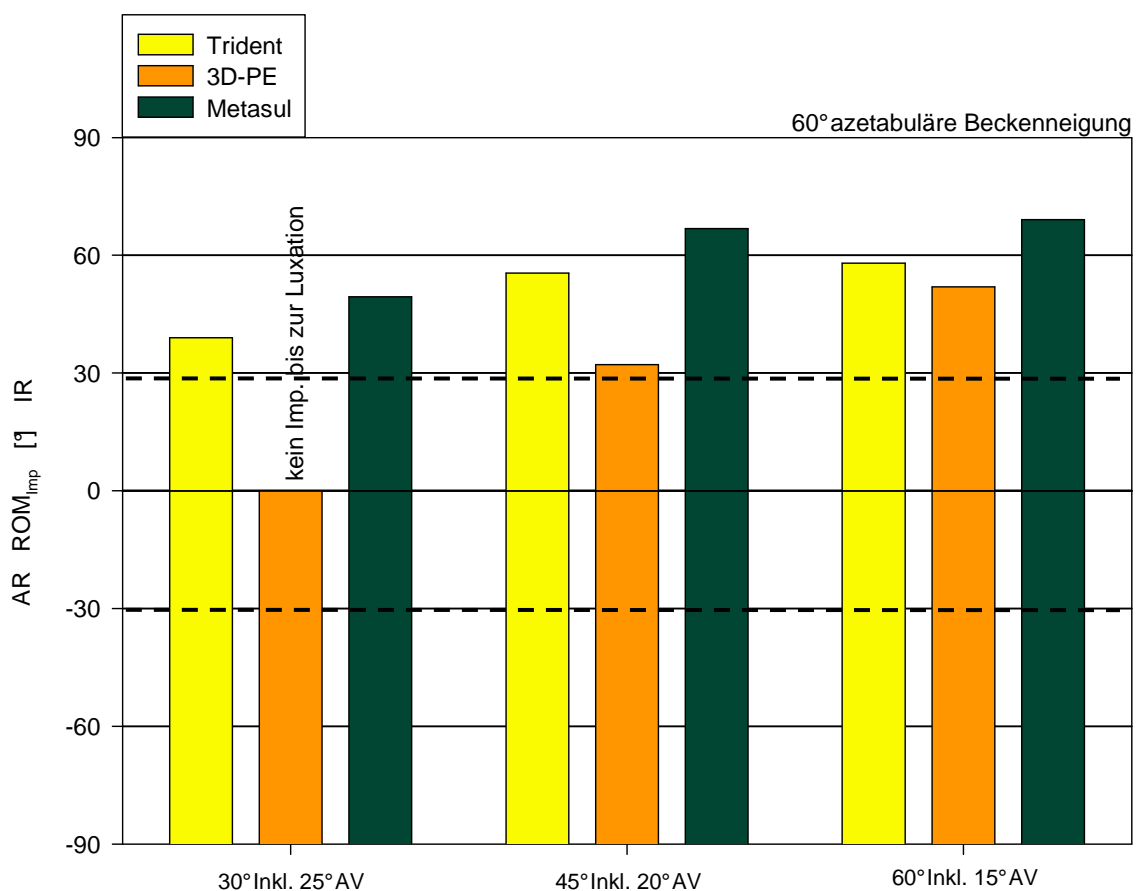


Abbildung 3.13: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

3.4 Untersuchung des Einflusses der Beckenneigung

Um die Auswirkung der Beckenneigung zu erfassen, wird unter Verwendung lediglich eines Implantatsystems (EOL-System) in festgesetzter Inklinations- und Anteversionsposition die sagittale Azetabulumneigung als Variable in unterschiedlichen Graden der Beckenneigung (-15° , 45° , 60° sagittale Azetabulumneigung) verglichen. Das EOL-System wird wegen seiner hohen Luxationsstabilität für diese Untersuchungen herangezogen (siehe Kap. 3.2).

Es zeigt sich, dass die Beckenneigung einen maßgeblichen Einfluss auf die Werte von ROM_{Imp} , ROM_{Lux} , sowie WM_{Sublux} hat. Es kann ein direkter Zusammenhang zwischen Neigungswinkelveränderung in der Sagittalebene des Beckens und Bewegungseinschränkung abgeleitet werden.

Beinposition: 90° Flexion/ 0° Adduktion

In Flexionsstellung sind die Werte für ROM_{Imp} , ROM_{Lux} und WM_{Sublux} , in Bezug auf die einzelnen Neigungswinkel des Azetabulums stets mit steigender Azetabulumneigung größer ($p < 0,001$). Dies zeigt sich bei einer Inklination von 60° und einer Anteversion von 15° hierbei, dass sich bei einer Beckenneigung von -15° für ROM_{Imp} und für ROM_{Lux} über 40° niedrigere Werte ergeben als bei einer Azetabulumneigung von 60° (Abb. 3.14; Anh. Figg. 3.4.1, 3.4.3). Das maximal auftretende Widerstandsmoment WM_{Sublux} ist dabei um etwa 2 Nm niedriger (60° Beckenneigung bei 60° Inkl./ 15° Av. 3,66 Nm; -15° Beckenneigung 1,61 Nm) ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.4.2).

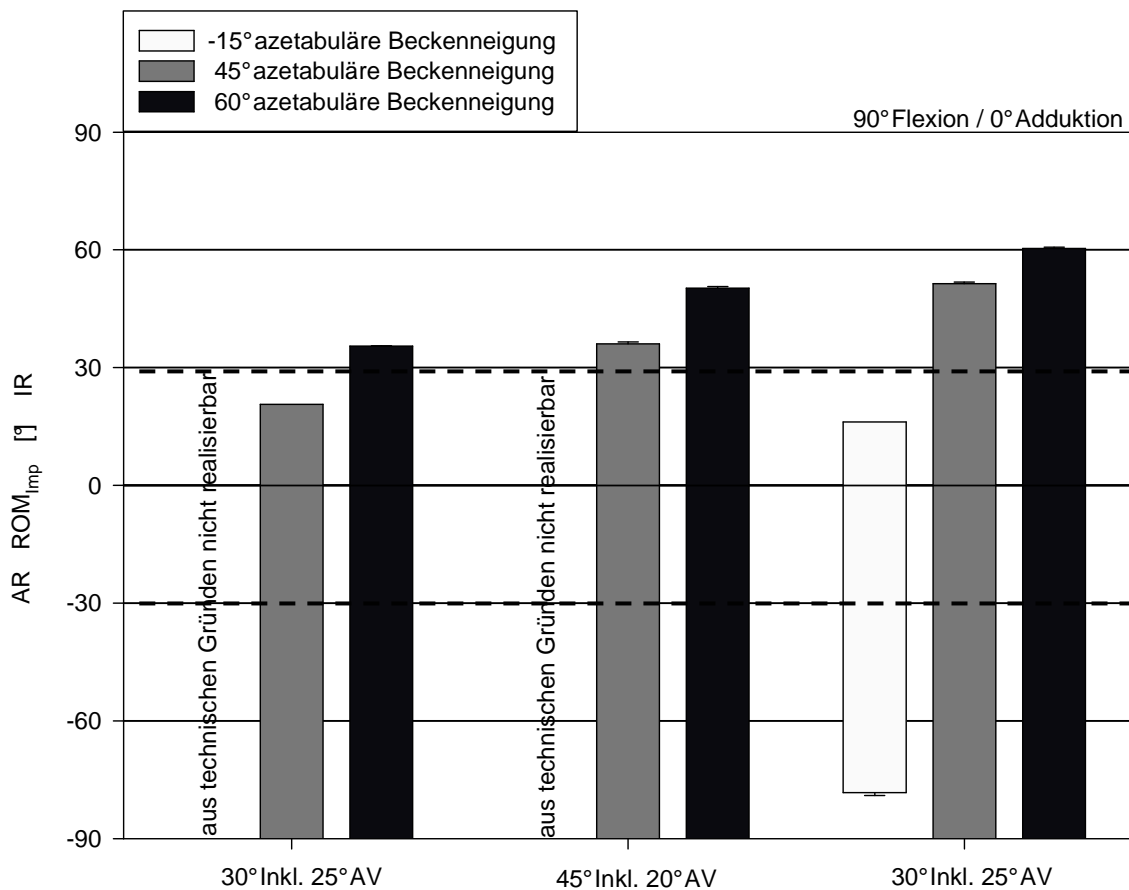


Abbildung 3.14: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion an Hand des EOL-Systems. In dieser Übersicht stellen die verschiedenen sagittalen azetabulären Beckenneigungswinkel die Variable dar

Beinposition: 10° Extension/15° Adduktion

Das Bewegungsausmaß wird mit steigendem Azetabulumneigungswinkel kleiner ($p < 0,001$). Die Bewegungsausmaße ROM_{Imp} und ROM_{Lux} sind bei einer Beckenneigung von -15° insgesamt am größten und bei 60° am niedrigsten. Doch erstrecken sich alle weit über physiologische Grenzwerte (Abb. 3.15; Anh. Figg. 3.4.4 und 3.4.6).

Das maximal auftretende Widerstandsmoment WM_{Sublux} fällt in allen Implantatpositionen mit steigender Beckenneigung (-15° Beckenneigung bei 45° Inkl./20° Av. 5,53 Nm; 60° Beckenneigung 4,59 Nm) ($p < 0,001$) (Anh. Fig. 3.4.5).

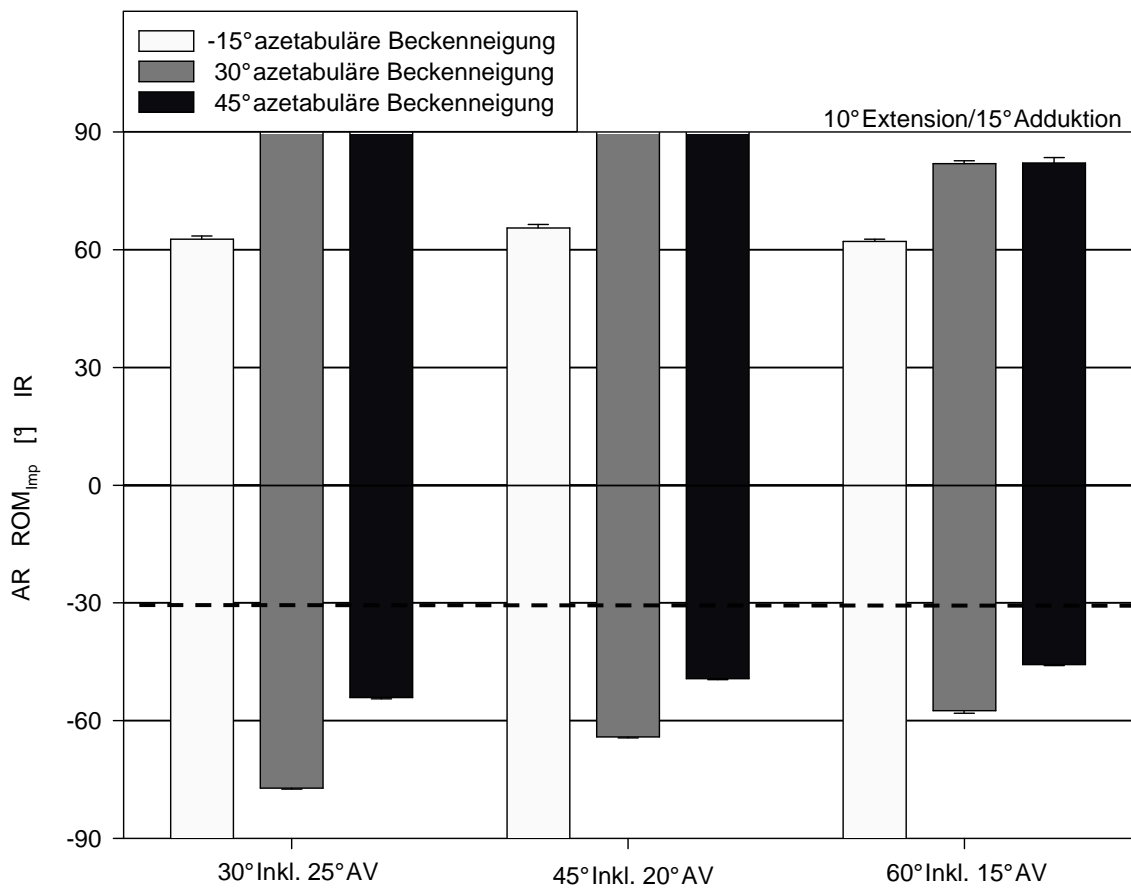


Abbildung 3.15: Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion. In dieser Übersicht stellen die verschiedenen sagittalen azetabulären Beckenneigungswinkel die Variable dar.

4 Diskussion

Die Luxationsstabilität von Hüftendoprothesen konnte bislang trotz klinischer Erfahrungen und Grundlagenuntersuchungen zu Einflussfaktoren der postoperativen Luxationsstabilität nicht wesentlich verbessert werden [66, S.543]. Ganz entscheidend dabei ist die freie postoperative Beweglichkeit im künstlichen Hüftgelenk [53, S.166], welche besonders von Design und Position der Implantate abhängt [8, S.143]. Leider gibt es bisher keine zuverlässigen Positionierungsrichtlinien für die jeweiligen Implantatkomponenten mit dreidimensionalen Beschreibungen der zu erwartenden postoperativen Beweglichkeit [8, S.143].

Das Ziel der experimentellen Untersuchungen ist die Analyse von neuen Implantatdesigns im Hinblick auf eine Verbesserung der Luxationsstabilität des künstlichen Hüftgelenkes. Zusätzlich soll der Einfluss der verschiedenen Kopfgrößen und der unterschiedlichen Werkstoff-Paarungen, sowie der Einfluss der Implantat-Position auch unter dem Gesichtspunkt der Beckenkipfung beurteilt werden.

Die Valenz der Einflussfaktoren auf das Impingement mit den damit verbundenen mechanischen Effekten (mögliche Schädigungsmechanismen des Implantatsystems) konnte bisher nicht umfassend geklärt werden, ebenso deren Einfluss auf die Luxationsstabilität der Hüftendoprothese. In bisherigen Studien [43; 44] wurde experimentell oder durch Computersimulation der Einfluss einzelner Faktoren wie Design oder Stellung der Implantate auf den Bewegungsumfang bis zum Impingement analysiert.

Das in dieser Arbeit beschriebene Luxationsmodell eignet sich in erster Linie zur Simulation der Impingement-assoziierten Prothesen-Luxation, nicht aber für eine dynamische (kraft-induzierte) Luxationssimulation. Dieses Luxationsmodell wurde auf der Basis von CAD-Untersuchungen [1; 3] und bereits bekannten telemetrischen Daten entwickelt [15]. Neben kinematischen können auch kinetische Einflussparameter auf die Luxationsstabilität einschließlich an der Pfanne auftretender Momente analysiert werden. Die einzelnen Messparameter (ROM_{Imp} , ROM_{Lux} , WM_{max}) machen eine detaillierte Analyse der Luxationsstabilität sowie der Luxations- und Subluxationsphasen möglich. Im Gegensatz dazu ist mit einer reinen 3D-CAD-Simulation lediglich eine Beschreibung der ROM_{Imp} möglich [1, S.213-5].

Neben der ROM-Untersuchung ist eine Bewertung des Implantatsystems hinsichtlich seines Verhaltens insbesondere in der Phase der Subluxation des Kopfes und darüber hinaus durch die Beurteilung der auftretenden Momente die Einschätzung potentieller Schädigungsmechanismen (subluxationsbedingte Insert-Randabplatzer, Abriebprobleme,

sowie Belastungen am Interface zwischen Pfannengehäuse und Azetabulum, welche zu frühen Pfannenlockerungen führen können) eines Implantatsystems möglich.

Im vorliegenden Luxationsmodell werden zusätzliche potenzielle Effekte periartikulärer Knochenvorsprünge im Sinne eines „Prothesen-Knochen-Impingements“ oder etwa ein Knochen-Knochen-Kontakt nicht berücksichtigt. Das beschriebene Anschlagen des Prothesenhalses an der azetabulären Implantateinbettung ist jedoch mit einem Prothesen-Knochen-Impingement vergleichbar [69, S.157-8]. Kapselstrukturen und Muskelkräfte werden in dieser Arbeit nicht direkt realisiert. Die Weichteilspannung wird indirekt über die hüftgelenksresultierende Kraft, welche sich durch Applikation der Kräfte (F_x , F_y , F_z) ergibt, simuliert.

Die Parameter Implantatdesign und –position können in diesem Luxationsmodell jedoch reproduzierbar analysiert werden und lassen damit Rückschlüsse auf die Luxationsstabilität des jeweiligen Implantatdesigns zu.

Die Auswahl eines Implantatsystems im Hinblick auf die Auswirkung der damit gewählten Design-Parameter ist von erheblicher Bedeutung für die postoperative Luxationsstabilität. Somit können durch eine gezielte Auswahl eines einzelnen Bestandteils des modular aufgebauten Hüftendoprothesensystems der Bewegungsumfang und die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes nachhaltig verbessert werden [79, S.1532-1533].

4.1 Vergleich des 3D-Tripolar-Systems (Keramik-Insert) mit einer Standard Keramik-Keramik-Paarung und einer Standard Metall-Polyethylen-Paarung – Einfluss der Werkstoffe

4.1.1 3D-Tripolar-System vs. Al-Al-System

Das 3D-Tripolar-System (mit delta Keramik Insert) wird zunächst gegen eine Standard-Keramik-Paarung (Al-Al-System) getestet, um werkstoffbedingte Einflussfaktoren auszuschließen und eine Standortbestimmung durch den Vergleich mit einem bewährten Implantatsystem durchzuführen.

Generell werden Keramik-Eigenpaarungen heute wegen ihrer guten tribologischen Eigenschaften besonders für jüngere Patienten als Endoprothesensystem in Betracht gezogen [61, S.756-7]. Da Keramik-Keramik-Paarungen eine viel versprechende Option darstellen, das Problem der partikelinduzierten Osteolyse lösen zu können, werden Keramik-Eigenpaarungen vermehrt bei aktiven Patienten eingesetzt [2, S.89]. Keramik-Keramik-Gleitpaarungen sind durch eine große Verschleiss- und Korrosionsbeständigkeit gekennzeichnet [72, S.45-47]. Zu beachten ist jedoch das spröde Werkstoffverhalten sowie die starke Stossempfindlichkeit und das damit prinzipiell verbundene Bruchrisiko [72, S.45-47]. Bei der operativen Umsetzung muss besonders auf die optimale Position der Keramik-Implantate geachtet werden [6].

Schon geringfügige Abweichungen der Anteversion der Pfanne können die Luxationsstabilität herabsetzen [46, S.51]. Der Einsatz eines tripolaren Endoprothesensystems (3D-Tripolar-System) kann durch die „Selbst-Adaption“ (vgl. Kap. 2.1.1) des keramischen Zwischenstücks die Schwierigkeit der Anteversionspositionierung der Pfanne etwas ausgleichen [47, S.64].

Der Einsatz von tripolaren Hüftendoprothesen bei Revisionsoperationen wurde bereits erfolgreich durchgeführt [32, S.149]. Bei Patienten mit mehr als vier vorangegangenen Revisionen war bei einem durchschnittlichen Follow-up von 4,2 Jahren die Hüftendoprothese stabil [32, S.153].

Eine biomechanische Untersuchung von tripolaren Hüftendoprothesen ergab, dass beide getesteten tripolaren Endoprothesensysteme (22,2 mm und 28 mm Kopf) den vergleichbaren konventionellen Endoprothesensystemen in allen untersuchten Beinpositionen überlegen waren und signifikant höhere Bewegungsumfänge ermöglichten [33, S.205-6].

In einer klinischen Studie wurden postoperativ 21 tripolare Endoprothesensysteme (22 mm und 28 mm Metallköpfe mit PE-Inserts), die für Revisionsoperationen eingesetzt wurden, untersucht [14, S.242-9]. Bei einem mittleren Follow-up von 5,4 Jahren wurde postoperativ insgesamt eine Luxation (in der 1. Woche post operationem) und ein Insertbruch (im 4. Jahr post operationem) beobachtet [14, S.246]. Die Verwendung tripolarer Hüftendoprothesen wurde besonders für Patienten mit rezidivierenden Luxationen empfohlen [14, S.248].

Die genauen Vor- und Nachteile von tripolaren Endoprothesensystemen sind bisher noch nicht eingehend untersucht worden. Doch sie werden bei ihrer Anwendung für eine vielversprechende Alternative zu Standardprothesen gehalten [32, S.149, S.153; 21, S.112; 33, S. 207; 14, S.248].

Auch Morrey et al. empfehlen tripolare Systeme, da diese besonders schnell eine stabile Gelenksituation schaffen und bisher gute klinische Kurzzeitergebnisse aufweisen [56, S.98].

Untersuchungen bezüglich der keramischen Eigenschaften des 3D-Tripolar-Systems ergaben, dass gerade das keramische Zwischenstück eine hohe Bruchfestigkeit (vergleichbar mit einem 32 mm Keramikkopf) aufweist [48, S.6-7]. Der Abrieb des 3D-Tripolar-Systems wird von Lazennec in einem Buchbeitrag mit weniger als $0,01\text{mm}^3/\text{Jahr}$ angegeben (im Vergleich zu einer konventionellen *Biolox*[®]-Paarung mit $0,32\text{mm}^3/\text{Jahr}$) [48, S.7].

Das 3D-Tripolar-System, welches nach diesem präklinischen Teil klinisch eingesetzt wird, zeigt innerhalb der ersten postoperativen Phase keine nachteiligen Effekte für die Implantat-Funktion und die Luxationsstabilität [48, S.8].

In den vorliegenden Untersuchungen zeigt das 3D-Tripolar-System (mit einem Keramik-Insert) bei 90° Flexion mit 0° Adduktion und Innenrotation besonders in Bezug auf ROM_{Lux} erheblich höhere Werte, besonders in steiler Pfannenposition als das Al-Al-System. Bei 10° Extension und 15° Adduktion sind die Werte der ROM_{Imp} und der ROM_{Lux} des 3D-Tripolar-Systems geringfügig niedriger als die des Al-Al-Systems, wobei die physiologischen Grenzwerte von beiden Implantatsystemen deutlich überschritten werden. Das maximal auftretende Widerstandmoment des 3D-Tripolar-System ist stets höher als das der Standard-Keramik-Paarung.

Diese Ergebnisse stimmen in Bezug auf die Flexionsposition mit biomechanischen Untersuchung von Guyen et al. überein [33, S.202-8]. In Extensionsposition können in den hier durchgeführten Untersuchungen jedoch keine höheren (wie bei Guyen et al. beschrieben [33, S.206]), sondern niedrigere Bewegungsumfänge beobachtet werden. Jedoch ist zu erwähnen, dass alle gemessenen Werte oberhalb der physiologisch erzielbaren Normgrenze liegen und in den Untersuchungen von Guyen et al. eine Hüftendoprothese mit Metallkopf und Polyethylen-Zwischenstück und ein Metallinsert verwendet wurde [33, S.203].

4.1.2 3D-Tripolar-System (Keramik-Insert) vs. Al-Al-System vs. EOL-System

Im weiteren Verlauf wird ein Implantatsystem mit Metall-Polyethylen-Paarung, das EOL-System, mit einem 22 mm Metallkopf und einem 41 mm Polyethylen-Zwischenstück und einer Pfanne aus CoCrMo als Referenzwert hinzugezogen.

In einer normalen Beckenstellung (30° azetabuläre Beckenneigung) mit 10° Extension und 15° Adduktion liegen die Werte des 3D-Tripolar-Systems für ROM_{Imp} , ROM_{Lux} und WM_{max} ebenfalls deutlich über den Werten des Al-Al-Systems. Das Al-Al-System weist keine Widerstandsmomente im eigentlichen Sinn auf, da es sich sowohl in 15° Retroversion, als auch in 0° Anteversion um instabile Positionen handelt. Die dabei auftretenden Momente von weniger als 0,5 Nm sind als Reibmomente bei dem herausgleitenden Implantatkopf und der Pfanne anzusehen (Anh. Fig. 3.2.2). Das EOL-System weist jedoch generell Werte auf, die nochmals deutlich über denen des 3D-Tripolar-Systems liegen. Bei einer Beinposition von 90° Flexion und 0° Adduktion liefert das 3D-Tripolar-System die niedrigsten, das EOL-System die höchsten Werte für ROM_{Imp} , ROM_{Lux} und WM_{max} . Jedoch liegen alle Werte weit über dem physiologischen Bewegungsspektrum.

Dabei ist zu beachten, dass mit Keramik-Keramik-Paarungen in der Regel die niedrigsten Momente zu erzielen sind [11]. Im Allgemeinen weisen Keramik-Gleitpaarungen in unvorteilhaften, steilen Pfannenpositionen (60° Ink lination) gegenüber Metall-Polyethylen Paarungen deutlich schlechtere Luxationsstabilität auf [9, S.714-5]. Das 3D-Tripolar-System zeigt bei diesen Versuchen im Vergleich zum Standard-Keramik-Keramik-System eine deutlich höhere Luxationsstabilität.

Bei einer azetabulären Beckenneigung von 45° und 60° erreicht das EOL-System bezüglich ROM_{Imp} , WM_{max} und ROM_{Lux} ebenfalls die höchsten, das 3D-Tripolar-System die niedrigsten Werte bezüglich ROM_{Imp} und ROM_{Lux} . Jedoch ist zu erwähnen, dass die ROM_{Lux} aller Implantatsysteme deutlich über den physiologischen Grenzwerten liegen.

Die azetabuläre Beckenneigung von -15° hat für das Al-Al-System eine instabile Gelenksituation zur Folge. Die Ergebnisse für ROM_{Imp} , WM_{max} und ROM_{Lux} des EOL-Systems sind stets am höchsten und liegen über den Werten des 3D-Tripolar-Systems. Hierbei ist die Überlegenheit des 3D-Tripolar-Systems, welches auch in dieser ungünstigen Beckenstellung eine stabile Gelenksituation im Vergleich zum Al-Al-System schafft, deutlich. Die Vorzüge des EOL-Systems gegenüber dem 3D-Tripolar-System stammen zum einen von einem 41 mm großen Kopf (und dadurch vergrößerter Range of Motion und verbesserter Luxationsstabilität) [7, S.417; 4, S.432-3; 8, S.141-2], zum anderen daher, dass das EOL-System von einem größeren Kopf-Hals Verhältnis profitiert (vgl. Kap. 4.2) [7, S.417-8; 66, S.549].

Gerade unter dem Aspekt einer steilen Pfannenposition bietet das 3D-Tripolar-System eine Alternative zu konventionellen keramischen Implantatsystemen und bietet neue Lösungsansätze, um Luxationen und Subluxationen zu vermeiden [10].

Das Bruchrisiko der Keramik ist von Bedeutung, die Bruchrate liegt jedoch unter 0,01% [83, S.370; 3, S.316].

Mit Hilfe geringfügiger konstruktiver Veränderungen, beispielsweise der Insert-Innenrand-Geometrie, kann das Risiko von Impingement und konsekutiven Randabsplitterungen an keramischen Inserts gesenkt werden [3, S.315].

Durch repetitives Impingement werden v.a. bei Polyethylen-Inserts Lockerungen zwischen Insert und azetabulären Pfannengehäuse beobachtet, die auf Grund fehlender radiologischer Markierungen in einem konventionellen Röntgenbild nicht als Ursache für Komplikationen erkannt werden können [60, S.404].

Das Abriebproblem der Metall-Metall- und Metall-PE-Gleitpaarungen, welches eine Osteolyse mit konsekutiv aseptischer Lockerung zur Folge haben kann, ist mit Keramik-Keramik-Paarungen deutlich zu reduzieren. Mit Keramik-Keramik Paarungen sind sogar Abriebraten von bis zu $0,001\text{mm}^3/\text{Jahr}$ zu erzielen [82, S.343, S.348]. Gerade keramische Gleitpaarungen bestehend aus BIOLOX[®] forte ergaben so niedrige Abriebraten und bieten daher das höchste Potential, die partikelinduzierte Osteolyse zu verhindern [84, S.16].

Bei den durchgeführten Versuchen traten keine nennenswerten Abrieberscheinungen auf. Lediglich konnte man schwarze Streifen auf dem Zwischenstück des 3D-Tripolar-Systems und dem Kopf des Al-Al-Systems verzeichnen. Nach den Versuchen war das unterschiedliche Werkstoffverhalten von Polyethylen und Keramik z.T. auch makroskopisch sichtbar. Die PE-Inserts wiesen am inneren Rand deutliche

Deformierungen auf, welche auf das wiederholte Impingement und mehrmalige Luxationen während der Versuche zurückzuführen sind.

In klinischen Studien publizierte Clarke et al. Untersuchungen mit Metall-Metall Paarungen und Keramik-Polyethylen-Paarungen bezüglich Luxationsstabilität und Separation. Hierbei ergab sich für Metall Paarungen eine Luxationsrate von unter 1%, wohingegen die Keramik-Polyethylen-Paarung 6,2% aufwies [24, S.652-3].

Die denkbare Kombination von Metall mit Keramik wird von den Herstellern bislang abgelehnt, auch wenn die Paarung Keramikkopf gegen Metallpfanne nach 1 Mio. und 5 Mio. Zyklen geringe Abriebraten zeigt [77, S.15]. Da Keramik deutlich härter als Metall ist, könnte das Metall zerrieben werden und eine schwere Metallose erzeugen [77, S.15].

Kann bezüglich Positionierung keine ideale Lösung für die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks gefunden werden, so stellt das 3D-Tripolar-System eine interessante Alternative mit hohem Funktionsbereich und guten tribologischen Eigenschaften dar [48, S.8].

4.2 Vergleich des 3D-PE-Systems mit einer Keramik-Keramik-Paarung (Trident-System) und einer Metall-Metall-Paarung (Metasul-System) – Einfluss von Kopfgröße und Kopf-Hals-Geometrie

In dieser Gegenüberstellung werden die drei Endoprothesensysteme, das 3D-PE-System mit seinem 32 mm Kopfsystem (statt des delta-Keramikinserts hier mit einem PE-Insert), das Trident-System mit seinem 36 mm und das Metasul-System mit seinem 42 mm Kopf untersucht. Besonderes Augenmerk ist auf das unterschiedliche Verhalten in Bezug auf die unterschiedlichen Kopfgrößen und das daraus resultierende Luxationsverhalten zu richten.

In „Beckennormalposition“ (30° sagittale Beckenneigung) zeigt sich, dass das Metasul-System die höchsten Werte für ROM_{Imp} , WM_{max} und ROM_{Lux} aufweist.

Das 3D-PE-System erzielt bei 90° Flexion und 0° Adduktion Werte für das maximal auftretende Widerstandsmoment, welche über denen des Trident-Systems liegen. Wobei das Trident-System eine ROM_{Lux} erzielt, welche nicht den physiologischen Werten entspricht. Das 3D-PE-System erzielt Werte oberhalb der physiologischen Grenze (im Gegensatz zum Trident-System). Bei einer Außenrotationsbewegung kombiniert mit 10° Extension und 15° Adduktion liegen die Werte für ROM_{Imp} und ROM_{Lux} des 3D-PE-Systems ebenfalls über denen des Trident-Systems, wobei das Metasul-System stets die anderen Systeme übertrifft. Ähnliche Ergebnisse liefern auch die Experimente mit einer sagittalen Beckenneigung von 45° und 60°. Hierbei zeigt sich, dass die Zunahme des

Kopfdurchmessers in fast jeder Bewegungskonstellation und Implantat-Position zu einer Vergrößerung der Range of Motion bis zum Impingement und bis zur Luxation führt.

Die Ausnahme sind Positionen mit steiler Pfannenstellung (60° Inklination) kombiniert mit 10° Extension und 15° Adduktion. Dort liefert das 3 D-PE-System in Bezug auf ROM_{Imp} und ROM_{Lux} höhere Ergebnisse als das Trident-System. Das Metasul-System wird von keinem der beiden anderen Endoprothesenmodelle übertroffen. Die Vorzüge des 3D-PE-Systems in steilen Pfannenpositionen können analog zum 3D-Tripolar-System (mit delta-Keramik-Insert) [11] erneut bestätigt werden. Die größte Luxationsstabilität hat das Metasul-System.

Die Überlegenheit des Metasul-Systems (42 mm) gegenüber dem 3D-PE-System (32 mm) ist zurückzuführen auf die längere Wegstrecke, die der Kopf bis zum Prothesen-Impingement und zur Dislokation aus der Pfanne zurücklegen muss (bei identischer Lage der Kopf-Drehzentren relativ zur Pfanneneingangsebene) [13, S.260-1]. Der Unterschied zwischen dem 32 mm und dem 42 mm Kopf bezüglich der Range of Motion bis zur Luxation ist bei günstiger Implantat-Position weniger entscheidend, da die Bewegungsausmaße ohne Impingement meist den natürlichen Bedürfnissen gerecht werden. Jedoch besitzt gerade bei ungünstiger Implantatposition, d.h. bei steilgestellter retrovertierter Pfanne, der größere Kopfdurchmesser eine höhere Luxationsstabilität [13, S. 260-1].

Das 3D-PE-System weist einen anderen Luxationsmechanismus als die größeren Standard-Köpfe auf. Der Luxationsmechanismus des 3D-PE-Systems ist meist das Anschlagen des Prothesen-Halses am Pfannenrand. Endoprothesensysteme mit größerem Kopf zeigen meist ein Abstützen des Prothesen-Kragens am Einbettungsmaterial der Pfanne, welches schließlich zu einem Heraushebeln des Kopfes mit konsekutiver Subluxation und Luxation führt. Besonders beim Metasul-System mit seinem 42 mm Kopf ist dies meist die Luxationsursache. Klinisches Korrelat ist das sog. Knochen-Knochen-Impingement, das Anschlagen des Trochanters am Becken, das bei bestimmten Bewegungsausschlägen vor dem eigentlichen Prothesen-Impingement eintreten kann [12, S.1303]. Durch ein knöchernes Impingement, in diesem Fall das Anschlagen des knöchernen Femurs am knöchernen Becken, können Widerstandsmomente auftreten, die um das vierfache gegenüber dem primären Impingement (Prothesenhals schlägt an den Pfannenrand) erhöht sind [71, S.559].

Implantatsysteme mit großen Kopfdurchmessern weisen eine erhöhte Luxationssicherheit auf, indem sie annähernd physiologische Bewegungsumfänge ermöglichen und hohe

Widerstandsmomente besitzen. In einer Finite-Elemente-Untersuchung von Scifert et al. wurden ebenfalls erhöhte Widerstandsmomente bei zunehmender Kopfgröße festgestellt [69, S.157]. In einer weiteren klinischen Studie zur Luxationsstabilität von Hüftendoprothesen wird ebenfalls von einer verminderten Luxationsrate bei größeren Prothesen-Köpfen berichtet [41, S.167].

Dagegen wurde in einer experimentellen Studie zur Range of Motion an Humanpräparaten kein signifikant vergrößerter Bewegungsumfang für 32 mm Köpfe im Vergleich zu 28 mm Köpfen festgestellt. Durch den größeren Kopfdurchmesser wurde die Beweglichkeit meist durch ein Knochen-Knochen-Impingement limitiert [12, S.1305]. Es bleibt anzumerken, dass diese Untersuchung in einer eher günstigen Implantat-Position (45° Inklination und 20° Anteversion der Pfanne) durchgeführt wurde.

In der vorliegenden Arbeit weist das Metasul-System generell die höchsten Widerstandsmomente auf. Das 3D-PE-System hat meist die niedrigsten Werte für das maximal auftretende Widerstandsmoment. Als weitere Ursache dafür können sicher auch die unterschiedlichen tribologischen Eigenschaften der Implantatsysteme angesehen werden. Keramische Implantatsysteme weisen in der Regel niedrigere Widerstandsmomente auf als Metall-Polyethylen-Systeme [11].

Die erhöhte PE-Abriebrate bei großen Kopfdurchmessern ist bei Standardpaarungen, bestehend aus Metallkopf und Polyethylen-Insert, ein Nachteil [27, S.448-449; 50, S.523-524]. Da bei der Gleitpaarung Keramik-Keramik die Abriebrate unabhängig vom Kopfdurchmesser ist [3, S.314], sollten hier, aus Gründen der erhöhten Luxationsstabilität und Vergrößerung der Range of Motion, in erster Linie größere Kopfdurchmesser (z.B. 32 mm oder 36 mm) gewählt werden [3, S.314]. Von sehr guten klinischen Erfahrungen wurde mit sehr großen Kopfdurchmessern, sog. „Jumbo Femoral Heads“ (Durchmesser 40-50 mm) berichtet [13, S.260].

Die Modifikationsmöglichkeiten von Kopfgrößen bei modularem Hüftendoprothesenersatz sind jedoch begrenzt. Sog. XL-Köpfe, welche zur Offsetkorrektur eingesetzt werden, können im Vergleich zu Standardkugelköpfen den Bewegungsumfang signifikant einschränken, niedrigere Subluxationsmomente aufweisen und damit das Luxationsrisiko erhöhen. Es können Einschränkungen des Bewegungsumfanges von über 20° entstehen. Die Anwendung solcher Steckköpfe sollte man daher möglichst vermeiden [7, S.432].

Zwischen 1969 und 1999 wurden 21047 primäre Hüftgelenksarthroplastien in der Mayo Klinik, Rochester USA, durchgeführt. Dabei zeigte sich ein 1,3faches Risiko für einen 22

mm Kopf im Vergleich zu einem 28 mm Kopf und ein 1,7faches Risiko in Bezug auf einen 32 mm Kopf [20, S.2460].

Um ein frühzeitiges Impingement zu vermeiden, sollte generell ein Verhältnis von Kopf- zu Halsdurchmesser von mindestens 2:1 vorliegen [3, S.314; 66, S.549]. Sind kleine Kopfdurchmesser aus operationstechnischen Gründen erforderlich, wie beispielsweise in Asien, so sollten diese Köpfe nur in Kombination mit Stielen eingesetzt werden, die einen reduzierten Konus- bzw. Halsdurchmesser aufweisen [3, S.314].

Das 3D-PE-System erfüllt das empfohlene Kopf-Hals-Verhältnis von 2:1 mit seinem 32 mm Kopfsystem und dem 12,2 mm Halsdurchmesser, ebenso entsprechen das Trident-System (36 mm Kopf und 11 mm Halsdurchmesser) und das Metasul-System (41 mm Kopf mit einem 14 mm Halsdurchmesser) diesen Kriterien zur Vermeidung eines frühzeitigen Impingements.

Anhand von Studien an Humanpräparaten und Computersimulationen wurde gezeigt, dass neben der Implantat-Position die Geometrie des PE-Inserts ein entscheidender Faktor für den Bewegungsumfang und Luxationssicherheit des Designs ist [71]. Hierbei wurden u.a. die Randabschrägung und die Tiefe des Kopfdrehpunktes bei Standard-Inserts untersucht (vgl. Kap. 1.4.3). Bei zunehmender Randabschrägung war das detektierte Widerstandsmoment geringer, die Range of Motion bis zur Luxation dagegen größer [71, S.562]. Die stärksten Auswirkungen waren bei Verlagerung des Drehmittelpunktes bezüglich der Eingangsebene des Inserts zu verzeichnen [71, S.562]. Wurde der Hüftkopf tiefer ins PE-Insert verlagert, hatte dies ein gesteigertes Widerstandsmoment zur Folge, während die Range of Motion bis zum Impingement und die Range of Motion bis zur Luxation dabei vermindert wurden. Somit kann man durch Wahl eines Implantatsystems mit Drehpunkt des Kopfes außerhalb der Insertemisphäre eine größere Range of Motion bis zum Impingement erreichen, die dabei auftretenden Momente werden jedoch geringer [71, S.562].

Durch die spezielle Konstruktion und Geometrie des 3D-Tripolar-Systems (vgl. Kap. 2.1.1, sowie Abb. 2.3) soll durch die Drehmittelpunktverlagerung in die Insertemisphäre eine höhere Stabilität gegenüber „nicht-impingement-assoziierten“ Luxationen erzielt werden und durch die „Selbst-Adaption“ des keramischen Zwischenstücks die Verminderung von ROM_{Imp} und ROM_{Lux} im Vergleich zu Standard-Implantatsystemen mit einem 32 mm Kopf ausgeglichen werden [47, S.62].

Doch ist zu beachten, dass Keramik-PE-Paarungen eine höhere Abriebproblematik mit sich bringen als Keramik-Keramik-Paarungen [57, S.175, S.178].

Eine Arbeit, die Keramikköpfe nach in vivo-Einsätzen teils als Keramik-PE-, teils als Keramik-Keramik-Paarung, untersuchte, ergab, dass auch bei normalen Bewegungsabläufen, z.B. Gehen, Abriebpartikel entstehen, die in die Synovialflüssigkeit abgegeben werden [57, S.175, S.178]. Dadurch werde die aseptische Lockerung begünstigt [57, S.175, S.178].

Eine Untersuchung von Keramikköpfen luxierter Endoprothesensysteme ergab, dass sich Ablagerungen auf den Keramikköpfen gebildet hatten [67, S.1196], welche den Abrieb verstärken und somit den Mechanismus der aseptischen Lockerung begünstigen [68, S.135].

In früheren Untersuchungen wurde ein PE-Insert und ein Keramik-Insert (BioloX forte®) mit sehr ähnlichem Design getestet, um explizit den Einfluss der Gleitpaarung auf die Luxationsstabilität zu untersuchen [5, S.40]. Es zeigte sich eine größere Range of Motion bis zum Impingement beim PE-Insert. Die auftretenden Widerstandsmomente wiesen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Inserts auf [5, S.40]. Die Range of Motion bis zur Luxation war beim Keramik-Insert unter trockenen Bedingungen geringfügig größer als beim PE-Insert. Die längere Subluxationsphase ist durch ausbleibende Deformierung des BioloX forte®-Inserts zu erklären und hat somit eine höhere Stabilität als das PE-Insert zur Folge [5, S.40]. Die Keramik-Eigenpaarung luxierte jedoch unter „geschmierten Bedingungen“ (mit fetalem Kälberserum benetzte Artikulationsoberflächen) bei ungünstiger Pfannenposition deutlich früher als unter „ungeschmierten Bedingungen“ [9, S.715-6].

In der vorliegenden Arbeit sind die Widerstandsmomente des 3D-Tripolar-Systems im Vergleich zu den anderen Implantat-Systemen niedriger (die Kopfgröße beim 3D-Tripolar-System ist jedoch auch die kleinste im Vergleich). Das 3D-Tripolar-System weist auch gerade in steiler Pfannenposition in Verbindung mit 10° Extension und 15° Adduktion (siehe oben) eine höhere Stabilität auf als das Trident-System. In den Versuchspositionen mit 90° Flexion und 0° Adduktion liefert das 3D-PE-System meist niedrigere Werte bezüglich der Range of Motion als das Trident-System.

4.3 Implantatposition

Der Bewegungsumfang und die Luxationsstabilität wird in besonderem Maße durch die Positionierung der Implantat-Komponenten beeinflusst [71, S.561; 7, S.418; 2, S.83; 3, S.312].

Ein unmittelbarer Zusammenhang lässt sich beispielsweise in Extensionsposition (10° Extension und 15° Adduktion) zwischen ROM_{Imp} und ROM_{Lux} und dem Inklinationswinkel ableiten. Steigert man den Winkel der Inklination, so reduzieren sich die Bewegungsumfänge bis zum Impingement und bis zur Luxation (Anh. Figg. 3.3.4, 3.3.6, 3.3.10, 3.3.12). Das maximal auftretende Widerstandsmoment WM_{max} nimmt mit steigender Inklination ab (Anh. Figg. 3.3.5, 3.3.11). Das Risiko einer Luxation steigt folglich durch Steilstellung der Pfanne bei 10° Extension und 15° Adduktion.

Mit 90° Flexion und 0° Adduktion ist ein gegenteiliges Verhalten zu beobachten. Bei zunehmender Inklination nimmt die ROM_{Imp} zu (Anh. Figg. 3.3.7, 3.3.9, 3.3.13, 3.3.15). Das dabei maximal auftretende Widerstandsmoment WM_{max} nimmt mit steigendem Inklinationswinkel bei Flexion ab (Anh. Figg. 3.3.8, 3.3.14). Wie bei Bader et al. beschrieben [8, S.141], ergaben sich auch in Flexionsstellung für flach gestellte Pfannen (30° Inklination) mit 0° Anteversion und 0° Antetorsion des Stiels meist deutlich geringere Bewegungsumfänge bis zum Impingement als bei steiler gestellten Pfannenpositionen (45° Inklination, 60° Inklination) (Anh. Figg. 3.2. 1, 3.3.7, 3.3.13, 3.4.1). Diese Tendenz ist in allen unterschiedlichen Beckenneigungswinkeln zu erkennen. Eine steilgestellte Pfanne (60° Inklination) mit ausgeprägter Anteversion von 30° in Kombination mit einer Stiel-Antetorsion führt bei Außenrotationsbewegungen in Extensions-/Adduktions-Stellung zu einer deutlichen Einschränkung der Range of Motion (entsprechend [8, S.142]). Infolge eines posterioren Impingements kann eine Luxation nach anterior resultieren, die zudem durch ein in dieser Beinstellung erniedrigtes Widerstandsmoment bei Anteversion der Pfanne begünstigt wird. Ein Prothesen-Impingement bei Innenrotation ist bei dieser Kombinationsbewegung (10° Extension und 15° Adduktion) nur bei ausgeprägter Retroversion der Pfanne möglich.

Bei der Positionierung der Pfanne sollte immer besonders auf die Ante- bzw. Retroversion geachtet werden. Vor allem für die luxationsgefährdeten Flexions- und Innenrotationsbewegungen können durch eine ausreichende Anteversion der Pfanne (15° bis 20°) die Range of Motion bis zum Impingement und zur Luxation, sowie auch das Widerstandsmoment deutlich gesteigert werden [8, S.141-2]. Bei einer kombinierten Extensions-Außenrotationsbewegung führt eine starke Anteversion der Pfanne (30°) in Verbindung mit einer Steilstellung der Pfanne (60° Inklination) zu einer eingeschränkten

Range of Motion bis zum Impingement und zur Luxation und es kommt somit zu einer erhöhten Luxationsneigung [8, S.142].

Diese Ergebnisse dieser Arbeit entsprechen den bisherigen Forschungsergebnissen [2, S.83-4; 8, S.142]. Lewinnek et al. untersuchten die Luxationsraten von 300 implantierten Endoprothesen in Abhängigkeit unterschiedlicher Inklinations- und Anteversionswinkel [49, S.219-20]. Dabei wurde eine „safe zone“ beschrieben (Inklination von $40^\circ \pm 10^\circ$, Anteversion von $15^\circ \pm 10^\circ$). Für Endoprothesen, die in diesem „sicheren Bereich“ lagen, betrug die Luxationsrate 1.6%. Wenn das Implantat nicht in diesem Bereich positioniert wurde, betrug die Luxationsrate 6.1% lag, [49, S.219-20].

D`Lima et al. postulierten, dass sich eine bestmögliche Ausgangssituation für Bewegungsumfang und Luxationsstabilität ergebe, wenn der Inklinationswinkel zwischen 45° und 55° bei angemessenem Anteversionswinkel gewählt werde [26, S.318-9]. In einer prospektiven Studie wurde die Technik der Positionierung der Pfanne mittels knöcherner Landmarken durchgeführt. Der angestrebte Winkelbereich lag dabei für die Inklination zwischen 30° und 50° , für die Anteversion zwischen 20° und 40° [53, S.162-4].

Um die optimale Position zu erzielen, verwendeten Seki et al. ein CAD-Modell. Eine Anteversion von 1° bis 30° und ein Inklinationswinkel von 30° bis 50° waren die Empfehlungen dieser Studie [73, S.515]. Kummer et al. geben ein Inklinationsintervall von 35° bis 45° und ein Anteversionsintervall von 0° bis 10° an, um maximalen Bewegungsumfang zu erzielen [43, S.511].

Jolles et al. untersuchten den Anteversionswinkel als prädisponierenden Faktor für eine Luxation nach einem primären Hüftgelenkersatz an 2023 Patienten. Lag der erzielte Versionswinkel des Implantatsystems (Summe aus Anteversion der Pfanne und Antetorsion des Stiels) nicht im angestrebten Bereich zwischen 40° und 60° , so war das relative Luxationsrisiko um das 6,9-fache erhöht [40, S.285].

Um eine stabile Ausgangssituation im künstlichen Hüftgelenk zu schaffen, können an Hand dieser Untersuchungen für die Positionierung der Pfanne ein Inklinationswinkel von 45° und eine Anteversion von 15° bis 20° als Empfehlung gegeben werden.

Doch gerade auf die Beurteilung des Operateurs, welcher die individuellen anatomischen Verhältnisse und operativen Gegebenheiten eines einzelnen Patienten beachten muss, sei hingewiesen. Hierdurch können Abweichungen von den Positionierungsempfehlungen für die Komponenten notwendig werden [52, S.583].

4.4 Beckenneigung

Das Verständnis der funktionellen Anatomie ist wichtig, um die Konsequenzen von pathologischen Veränderungen im lumbosakralen Bereich für die Funktionalität künstlicher Hüftgelenke abschätzen zu können [45, S.140]. Die funktionsgerechte Positionierung von Implantatkomponenten bei künstlichen Hüftgelenken ist besonders bei Wirbelsäulenversteifungen schwierig [45, S.146].

In stehender Position ist die funktionelle Anteversion des Beckens (=sagittale Beckenneigung bezogen auf das Azetabulum) normalerweise gering (etwa 30° gem. [45, S.137]). Da sich beim Aufstehen bei normaler Beweglichkeit im lumbosakralen Übergang das Becken nach vorne neigt, verringert sich die funktionelle Anteversion des Azetabulums [45, S.141]. Beim Hinsetzen verhält es sich gegenteilig. Das Becken richtet sich auf, die Anteversion des Beckens nimmt ab und damit die funktionelle Anteversion des Azetabulums zu (siehe Abb. 1.9) [45, S.141].

In den durchgeführten Versuchen zeigt sich für eine Position von 90° Flexion mit 0° Adduktion, dass sich die Range of Motion bis zum Impingement und bis zur Luxation mit zunehmender funktioneller azetabulärer Beckenneigung vergrößert, das maximal auftretende Widerstandsmoment hingegen verringert (Anh. Figg. 3.4.1, 3.4.2, 3.4.3). Somit erhöht sich die Luxationsneigung. Mit einer azetabulären Beckenneigung von 60° werden in allen untersuchten Positionen (30° Inklination mit 25° Anteversion, 45° Inklination mit 20° Anteversion, 60° Inklination mit 15° Anteversion) physiologische Werte für ROM_{Imp} und ROM_{Lux} erzielt.

Generell nimmt der Bewegungsumfang bei 90° Flexion und 0° Adduktion bis zum Impingement und bis zur Luxation bei steigender azetabulärer Beckenneigung zu.

Mit 10° Extension und 15° Adduktion können in allen azetabulären Beckenneigungspositionen Werte erzielt werden, die oberhalb der physiologischen Norm für ROM_{Imp} und ROM_{Lux} liegen.

Kann beispielsweise das Becken auf Grund einer Pathologie nicht nach posterior geneigt werden (niedrige bis aufgehobene azetabuläre Beckenneigung), so resultiert daraus eine sehr geringe funktionelle Anteversion der Hüfte. Diese verringert den Bewegungsumfang bis zum Impingement und bis zur Luxation (vgl. Kap. 3.4) und setzt damit die Stabilität des künstlichen Hüftgelenks deutlich herab.

Diese Ergebnisse unterstreichen den engen Bezug der Winkelverhältnisse des lumbosakralen Übergangs und dessen Auswirkungen auf die Beweglichkeit und die Stabilität des künstlichen Hüftgelenks.

Bei der Beurteilung der Position (Anteversion und Inklination) von Hüftendoprothesen im anterior-posterior-Röntgenbild können Diskrepanzen auftreten [34, S.29.]. Beispielsweise wird die tatsächliche Anteversion der Pfanne bei verstärkter ventraler Beckenneigung im einfachen Röntgenbild unterschätzt [34, S.32]. In dieser Studie wurde die Schwierigkeit der Beurteilung zwischen mittels a.p.-Bild gemessener und tatsächlicher Anteversion der Pfanne dargestellt [34, S.34].

Da sowohl die Beweglichkeit des Patienten besonders im lumbosakralen Bereich, die individuelle Anatomie, als auch die korrekte radiologische Beurteilung der präoperativen Situation bei der Implantation einer Totalendoprothese berücksichtigt werden muss, sollte für jeden Patienten individuell ein Kompromiss für die suffiziente Positionierung der Pfanne gefunden werden [45, S.143].

4.5 Schlussfolgerungen und Ausblick

Das 3D-Tripolar-System kann laut Lazennec et al. bei komplexen Becken-Hüft-Verhältnissen, wie z.B. bei lumbo-sakralen Arthrodesen oder Hüft dysplasien mit besonders schwierigen Ausgangsbedingungen für die Implantation einer Hüftendoprothese eine interessante Alternative zu Standard-Implantatsystemen darstellen [48, S.8]. Ergebnissen dieser Untersuchungen zu Folge ist das 3D-Tripolar-Implantatsystem mit vergleichbaren Standard-Implantatsystemen aus Keramik besonders in schwierigen Implantatstellungen (steile Pfannenposition, niedrige azetabuläre Beckenneigung) überlegen. Liegt eine normale anatomische Ausgangssituation für eine Implantation einer Hüftendoprothese, sowie eine adäquate Implantatposition vor, so hat das 3D-Tripolar-System keine Vorzüge gegenüber vergleichbaren keramischen Implantatsystemen.

Es bleibt abzuwarten, wie die ersten längerfristigen postoperativen Ergebnisse des 3D-Tripolar-Systems ausfallen und die Positionierungsempfehlungen für Implantatkomponenten durch die weitere Forschung an den Einflussfaktoren der Becken-Hüft-Verhältnisse angepasst werden müssen.

Die Wichtigkeit der Berücksichtigung der funktionell-anatomischen Ausgangssituation der Becken-Hüft-Verhältnisse und deren Bezug zur Stabilität der Hüftendoprothese werden in diesen Untersuchungen deutlich.

Durch die korrekte präoperative Beurteilung eines Patienten unter Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse und einem gezielten Einsatz von adäquaten Implantatsystemen sollten die Luxationsraten in Zukunft gesenkt werden.

5 Zusammenfassung

Im Rahmen postoperativer Komplikationen nach künstlichem Hüftgelenkserersatz stellt die rezidivierende Luxation eine der häufigsten Ursachen für Revisionsoperationen dar. Implantatposition, -design und -größe beeinflussen wesentlich die Stabilität des künstlichen Gelenks.

Die Zielsetzung dieser Arbeit war zum einen die Analyse von neuen Endoprothesenmodellen und deren Auswirkungen auf den Bewegungsumfang und Luxationssicherheit, zum anderen die Evaluierung der „Beckenneigung“ als neuem Parameter.

Mit Hilfe einer speziellen Messvorrichtung, dem Luxationsprüfstand, zur Bestimmung von Bewegungsumfängen (ROM_{Imp}/ROM_{Lux}) und Messung des maximal auftretenden Widerstands- bzw. Subluxationsmoments (WM_{Sublux}) werden modular aufgebaute Systeme mit verschiedenen Gleitpaarungen und Designs [3D-Tripolar-System mit Keramik- oder PE-Einsatz, zwei Standard-Keramik-Keramik-Paarungen (Al-Al-System/Trident-System), eine Metall-Polyethylen-Paarung (EOL-System), ein Metall-Metall-System (Metasul-System)] bei definierten Implantat-Positionen anhand luxationsassoziiertes Bewegungskombinationen untersucht. Die „Beckenneigung“ wird als Parameter in den Versuchsaufbau des Luxationsprüfstandes integriert.

Das EOL-System ist als Metall-PE-Paarung ein überaus luxationsstabiles Implantatsystem, das stets größere Bewegungsumfänge (ROM_{Imp}/ROM_{Lux}) und höhere Widerstandsmomente (WM_{Sublux}) als das 3D-Tripolar-System (Keramik-Insert) aufweist. Das 3D-Tripolar-System erweist sich gegenüber einer Standard-Keramik-Gleitpaarung (Al-Al-System) besonders bei steiler Pfannenposition als luxationssicherer. Mit dem Metasul-System (Metall-Metall-Paarung 42 mm Kopf) sind die größten Bewegungsumfänge (ROM_{Imp}/ROM_{Lux}), sowie die höchsten Widerstandsmomente (WM_{Sublux}) zu erzielen. Das 3D-PE-System (32 mm Kopf) liefert, verglichen mit einem Keramik-Keramik-System (Trident, 36 mm Kopf), in steiler Pfannenstellung bessere Ergebnisse. Ansonsten werden beim 3D-PE-System die geringsten Bewegungsumfänge (ROM_{Imp}/ROM_{Lux}) gemessen und die niedrigste Luxationsstabilität erreicht. Da Keramik-Keramik-Paarungen die partikelinduzierte Osteolyse - besonders mit der *BIOLOX® forte*-Keramik - im Gegensatz zu Metall-Polyethylen-Paarungen seltener induzieren, stellt das 3D-Tripolar-System für Implantationssituationen mit ungünstiger Pfannenstellung eine vielversprechende Option dar. Jedoch besteht wie bei allen Keramik-Gleitpaarungen ein Bruchrisiko mit Randabplatzern.

Implantatsysteme mit größeren Köpfen erzielen in der Regel einen deutlich größeren Bewegungsumfang und weisen höhere Widerstandsmomente gegen Luxation als Implantatsysteme mit kleinen Köpfen auf.

Doch besonders die Implantatposition hat in allen durchgeführten Experimenten einen enormen Einfluss auf die erzielbaren Bewegungsumfänge (ROM_{Imp}/ROM_{Lux}) und auf die Luxationsstabilität gezeigt. Bei steigendem Inklinationswinkel wird in Extensionsposition der Bewegungsumfang des Implantats reduziert. Ein gegenteiliges Verhalten ist in Flexionsposition zu beobachten. Als relativ luxationssichere Stellung kann eine Position mit einer Inklination von 45° ($\pm 5^\circ$), sowie einer Anteversion von 15° - 20° ($\pm 10^\circ$) angesehen werden.

Die azetabuläre Neigung des Implantatsystems hat einen erheblichen Einfluss auf den Bewegungsumfang und das Luxationsverhalten. In Flexionsstellung sind die Werte für ROM_{Imp} , als auch für ROM_{Lux} und WM_{Sublux} stets mit steigender Beckenneigung größer, wohingegen in Extensionsposition das Bewegungsausmaß mit steigendem Beckenneigungswinkel kleiner wird. Die Bedeutung der funktionell-anatomischen Becken-Hüft-Verhältnisse und deren Bezug zur Stabilität der Hüftendoprothese werden in diesen Untersuchungen deutlich.

Unter Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse und gezieltem Einsatz von adäquaten Implantatsystemen sollten die Luxationsraten in Zukunft gesenkt werden können.

6 Literaturverzeichnis

- [1] Bader R., Willmann G.: [Ceramic cups for hip endoprotheses. 6: Cup design, inclination and antetorsion angle modify range of motion and impingement]. Biomed Tech (Berl). 1999 Jul-Aug;44(7-8) (1999), 212-9.
- [2] Bader R.J., Steinhauser E., Willmann G., Gradinger R.: The effects of implant position, design and wear on the range of motion after total hip arthroplasty. Hip International 11 (2001), 80-90.
- [3] Bader R., Steinhauser E., Gradinger R., Willmann G., Mittelmeier W.: Computergestützte Bewegungssimulation an Hüftendoprothesen mit Keramik-Keramik-Gleitpaarung. Analyse der Einflussparameter Implantat-Design und Position. Z. Orthop. 140 (2002), 310-316.
- [4] Bader R., Scholz R., Steinhauser E., Mittelmeier W.: Stellenwert des Prothesenkopfdesigns für das Luxationsrisiko nach künstlichem Hüftgelenkersatz. Orthop. Praxis 39 (7) (2003), S. 430-5.
- [5] Bader R., Scholz R., Steinhauser E., Zimmermann S., Willmann G., Mittelmeier W.: The Influence of the Wear Bearing Coupling on Range of Motion and Stability against Dislocation of Total Hip Replacement. Zippel H., Dietrich M.: Bioceramics in Joint Arthroplasty. 8th BioloX® Symposium. Steinkopff Verlag, Darmstadt (2003), 33-42.
- [6] Bader R., Scholz R., Steinhauser E., Zimmermann S., Gradinger R., Mittelmeier W.: Luxationssicherheit von künstlichen Hüftgelenken: Gibt es Unterschiede zwischen den Gleitpaarungen Metall-Polyethylen und Keramik-Keramik? Orthopädische Praxis (Sonderausgabe) 2003, Poster 8.
- [7] Bader R., Scholz R., Steinhauser E., Zimmermann S., Busch R., Mittelmeier W.: The influence of head and neck geometry on stability of total hip replacement: a mechanical test study. Acta Orthop. Scand. 75(4) (2004):415-21.
- [8] Bader R., Scholz R., Steinhauser E., Busch R., Mittelmeier W.: Methode zur Evaluierung von Einflussfaktoren auf die Luxationsstabilität von künstlichen Hüftgelenken. Biomed. Tech. 49(5) (2004),137-44.
- [9] Bader R., Steinhauser E., Zimmermann S., Mittelmeier W., Scholz R., Busch R.: Differences between the wear couples metal-on-polyethylene and ceramic-on-ceramic in the stability against dislocation of total hip replacement. J. Mater Sci. Mater. Med. 15(6) (2004), 711-8.
- [10] Bader R., Datzmann Th., Steinhauser E., Mittelmeier W., Lazennec J-Y.: Biomechanical Study of Resistance to Dislocation of the Ceramic-Ceramic Delta Tripolar Joint. Internationale Biomechanik- und Biomaterial-Tage 2004. Thull R., Gradinger R. (Hrsg.): VNM-Verlag Biomaterialien 5 (2) (2004), S. 84.
- [11] Bader R., Göpfert B., Wirz D., Howald R., Datzmann Th., Mittelmeier W., Steinhauser E.: Einfluss unterschiedlicher Gleitpaarungen auf die Luxationssicherheit von künstlichen Hüftgelenken. Internationale Biomechanik- und Biomaterial-Tage 2004. Thull R., Gradinger R. (Hrsg.): VNM-Verlag Biomaterialien 5 (2) (2004), S. 85.

- [12] Bartz R.L., Noble P.C., Kadakia N.R., Tullos H.S.: The Effect of Femoral Component Head Size on Posterior Dislocation of the Artificial Hip Joint. *J. Bone Joint Surg.* 82-A (2000), 1300-1307.
- [13] Beaulé P.E., Schmalzried T.P., Udomkiat P., Amstutz H.C.: Jumbo Femoral Head for the Treatment of Recurrent Dislocation Following Total Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.* 84-A (2002), 256-263.
- [14] Beaulé P.E., Roussignol X., Schmalzried T.P., Udomkiat P., Amstutz H.C., Dujardin F.H.: Reprise de prothèses totales de hanche instables par prothèses tripolaires. *Rev. de Chir. Orthop.* 89 (2003), 242-9.
- [15] Bergmann G.: In vivo Messung der Belastung von Hüftimplantaten. Habilitationsschrift (1994), Freie Universität Berlin.
- [16] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.: Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *J. Biomech.* 28(5) (1995), 535-53.
- [17] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., Linke H.: Hip joint forces during load carrying. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 335 (1997), 190-201.
- [18] Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J. Biomech.* 34(7) (2001), 859-71.
- [19] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.: Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbecks Arch. Surg.* 389(1) (2004):53-9.
- [20] Berry D.J., Knoch M, Schleck C.D., Harmsen W.S.: Effect of femoral head and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 87-A (2005), 2456-2463.
- [21] Bourne R.B., Mehin R.: The dislocating hip: what to do, what to do. *J. Arthroplasty* 19 (4 Suppl. 1) (2004), 111-4.
- [22] Breusch S.J., Aldinger P.R., Thomsen M., Lukoschek M., Ewerbeck V.: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil II: Pfannenkomponente. *Unfallchirurg* 103 (2000), 1017-1031.
- [23] Bystrom S., Espehaug B., Furnes O., Havelin L.I.; Norwegian Arthroplasty Register.: Femoral head size is a risk factor for total hip luxation: a study of 42,987 primary hip arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop. Scand.* 74(5) (2003), 514-24.
- [24] Clarke M.T., Lee P.T., Villar R.N.: Dislocation after total hip replacement in relation to metal-on-metal bearing surfaces. *J. Bone Joint Surg.* 85-B (5) (2003), 650-4.
- [25] Cobb T.K., Morrey B.F., Ilstrup D.M.: The Elevated-Rim Acetabular Liner in Total Hip Arthroplasty: Relationship to Postoperative Dislocation. *J. Bone Joint Surg.* 78-A (1996), 80-86.
- [26] D'Lima D., Urquhart A.G., Buehler K.O., Walker R.H., Colwell C.W.: 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.* 82-A (2000), 315-321.

- [27] Eggli S., z`Brun S., Gerber C., Ganz R.: Comparison of polyethylene wear with femoral heads of 22 mm and 32 mm. A prospective, randomised study. *J. Bone Joint Surg.* 84-B (2002), 447-451.
- [28] Elke R.: Partikelkrankheit. Ist die Tribologie ein Thema in der Revisionschirurgie? *Orthopäde* 30 (2001), 258-265.
- [29] Genoud P., Sadri H., Dora C., Bidaut L., Ganz R., Hoffmeyer P.: The hip joint range of motion: a cadaveric study. 12th Conference of the Europ. Society of Biomechanics, Dublin (2000), 137.
- [30] Goldstein W.M., Gleason T.F., Kopplin M., Branson J.J.: Prevalence of dislocation after total hip arthroplasty through a posterolateral approach with partial capsulotomy and capsulorrhaphy. *J. Bone Joint Surg.* 83-A Suppl. 2 (2001), 2-7.
- [31] Graichen F., Bergmann G., Rohlmann A.: Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. *J. Biomech.* 32(10) (1999): 1113-7.
- [32] Grigoris P., Grecula M.J., Amstutz H.C.: Tripolar hip replacement for recurrent prosthetic dislocation. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (304) (1994), 148-55.
- [33] Guyen O., Chen Q.S., Bejui-Hugues J., Berry D., An K.N.: Unconstrained Tripolar Hip Implants. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (455) (2007), 202-8.
- [34] Haenle M., Heitner A., Mittelmeier W., Barbano R., Scholz R., Steinhauser E., Bader R.: Assessment of cup position from plain radiographs: impact of pelvic tilting. *Surg. Radiol. Anat.* 29(1) (2007), 29-35.
- [35] Harkess J.W., Guyton J.L., LaVelle D.G., McKinnon B., Tozakoglou E.: Variations in Design of Anteverted Acetabular Liners in THR. Scientific Exhibit AAOS Meeting (2000), Orlando, Florida.
- [36] Harris W.H.: Outlook for the Future of Durasul. In: Rieker C., Oberholzer S., Wyss U. (Hrsg.): *World Tribology Forum in Arthroplasty*. Hans Huber Verlag, Bern (2001), 275-280.
- [37] Heller M.O., Bergmann G., Deuretzbacher G., Durselen L., Pohl M., Claes L., Haas N.P., Duda G.N.: Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J. Biomech.* 34(7) (2001), 883-93.
- [38] Herberts P., Malchau H.: Long-term registration has improved the quality of hip replacement. A review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop. Scand.* 71 (2000), 111-121.
- [39] Johnston R.C., Smidt G.L.: Hip Motion Measurements for Selected Activities of Daily Living. *Clin. Orthop.* 72 (1970), 205-215.
- [40] Jolles B.M., Zangger P., Leyvarz P.-F.: Factors Predisposing to Dislocation After Primary Total Hip Arthroplasty. A Multivariate Analysis. *J. Arthroplasty* 17 (2002), 282-288.
- [41] Kelley S.S., Lachiewicz P.F., Hickman J.M., Paterno S.M.: Relationship of Femoral Head and Acetabular Size to the Prevalence of Dislocation. *Clin. Orthop.* 355 (1998), 163-170.

- [42] Kohn D., Rühmann O., Wirth C.J.: Die Verrenkung der Hüfttotalendoprothese unter besonderer Beachtung verschiedener Zugangswege. *Z. Orthop.* 135 (1997), 40-44.
- [43] Kummer F.J., Shah S., Iyer S., DiCesare P.E.: The Effect of Acetabular Cup Orientations on Limiting Hip Rotation. *J. Arthroplasty* 14 (1999), 509-513.
- [44] Lavernia C., Barrack R., Thornberry R., Tozakoglou E.: The effect of component position on motion to impingement and dislocation in total hip replacement. Scientific Exhibit AAOS Meeting (1998), New Orleans, Louisiana.
- [45] Lazennec J.Y., Charlot N., Gorin M., Roger B., Arafati N., Bissery A., Saillant G.: Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning. *Surg. Radiol. Anat.* 26(2) (2004), 136-44.
- [46] Lazennec J.-Y., Chen Q., An Kai Nan, Masson B.: Two Bearing Ceramic Surfaces with a Self Adjusting Cup: A New Solution to avoid Dislocation and Subluxation in Total Hip Prosthesis. *Bioceramics in Joint Arthroplasty Proceedings 9th International BIOLOX[®] Symposium*. Steinkopff Verlag, Darmstadt (2004), 51-55.
- [47] Lazennec J.Y., Jennings L.M., Fisher J., Masson B.: Two Ceramic Bearing Surfaces with a Self Adjusting Cup: A New Application of Delta Ceramics to reduce the Risk of Dislocation and Subluxation. *Bioceramics in Joint Arthroplasty Proceedings 10th International BIOLOX[®] Symposium*. Steinkopff Verlag, Darmstadt (2005), 61-66.
- [48] Lazennec J.-Y., i H. S. Ali, Rousseau M. A., Hansen S.: All ceramic tripolar Total Hip Arthroplasty: experimental data and clinical results. *Bioceramics in Joint Arthroplasty. Proceedings 11th International BIOLOX[®] Symposium*. Steinkopff Verlag, Darmstadt (2006), 5-9.
- [49] Lewinnek G.E., Lewis J.L., Tarr R., Compere C.L., Zimmermann J.R.: Dislocation after Total Hip-Replacement Arthroplasties. *J. Bone Joint Surg.* 60-A (1978), 217-220.
- [50] Livermore J., Ilstrup D., Morrey B.: Effect of Femoral Head Size on Wear of the Polyethylene Acetabular Component. *J. Bone Joint Surg.* 72-A (1990), 518-528.
- [51] Malchau H., Herberts P., Eisler T., Garellick G., Sodermann P.: The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg.* 84-A (2002) Suppl. 2: 2-20.
- [52] McAuley J.P., Ridgeway S.R.: Preoperative planning to prevent dislocation of the hip. *Orthop. Clin. North Am.* 32 (2001), 579-586.
- [53] McCollum D.E., Gray W.J.: Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 261 (1990): 159-70.
- [54] Mittelmeier H.: Hüftgelenkersatz bei jungen Menschen. *Z. Orthop.* 122 (1984), 20-26.
- [55] Morrey B.F.: Difficult Complications After Hip Joint Replacement. Dislocation. *Clin. Orthop.* 344 (1997), 179-187.
- [56] Morrey B.F.: Results of reoperation for hip dislocation: the big picture. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (429) (2004), 94-101.

- [57] Müller F.A., Hagymasi M., Greil P., Zeiler G., Schuh A.: Transfer of metallic debris after dislocation of ceramic femoral heads in hip prostheses. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 126(3) (2006), 174-80.
- [58] Murray D.W.: The definition and measurement of acetabular orientation. *J. Bone Joint Surg.* 75(2)-B (1993), 228-32.
- [59] Nadzadi M.E., Pedersen D.R., Callaghan J.J., Brown T.D.: Effects of acetabular component orientation on dislocation propensity for small-head-size total hip arthroplasty. *Clin. Biomech.* 17 (2002), 32-40.
- [60] Niggemeyer O., Fink B., Ruther W.: Dislocation of the polyethylene liner in hip arthroplasty: 6 patients with dislocation within 3 years. *Acta Orthop. Scand.* 73(4) (2002), 403-6.
- [61] Nizard R., Sedel L., Hannouche D., Hamadouche M., Bizot P.: Alumina pairing in total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.* 87(6)-B (2005), 755-8.
- [62] Phillips C.B., Barrett J.A., Losina E., Mahomed N.N., Lingard E.A., Guadagnoli E., Baron J.A., Harris W.H., Poss R., Katz J.N.: Incidence rates of dislocation, pulmonary embolism, and deep infection during the first six months after elective total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.* 85-A(1) (2003): 20-6.
- [63] Plötz W., Rechl H., Burgkart R., Wicke-Wittenius S., Hipp R., Gradinger R.: Derzeitiger Stand der zementlosen Hüftgelenksendoprothetik. *Fortschr. Med.* 111 (1993), 369-373.
- [64] Robbins G.M., Masri B.A., Garbuz D.S., Greidanus N., Duncan C.P.: Treatment of hip instability. *Orthop. Clin. North Am.* 32 (2001), 593-610.
- [65] Robinson R.P., Simonian P.T., Gradisar I.M., Ching R.P.: Joint motion and surface contact area related to component position in total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 79-B (1997), 140-146.
- [66] Sanchez-Sotelo J., Berry D.J.: Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop. Clin. North Am.* 32 (2001), 543-552.
- [67] Schuh A., Holzwarth U., Kachler W., Goske J., Zeiler G.: [Titanium deposits on the ceramic heads of dislocated total hip replacements]. *Orthopäde* 33(10) (2004), 1194-200.
- [68] Schuh A., Mittelmeier W., Zeiler G., Behrend D., Kircher J., Bader R.: Severe damage of the femoral head after dislocation and difficult reduction maneuvers after total hip arthroplasty. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 126(2) (2006), 134-7.
- [69] Scifert C.F., Brown T.D., Pedersen D.R., Callaghan J.J.: A Finite Element Analysis of Factors Influencing Total Hip Dislocation. *Clin. Orthop.* 355 (1998), 152-162.
- [70] Scifert C.F., Brown T.D., Lipman J.D.: Finite element analysis of a novel design approach to resisting total hip dislocation. *Clin. Biomech.* 14 (1999), 697-703.
- [71] Scifert C.F., Noble P.C., Brown T.D., Bartz R.L., Kadakia N., Sugano N., Johnston R.C., Pedersen D.R., Callaghan J.J.: Experimental and computational simulation of total hip arthroplasty dislocation. *Orthop. Clin. North Am.* 32 (2001), 553-567.

- [72] Sedel L., Lerouge S.: Long-term Clinical Results of All Alumina Bearings. In: Puhl W. (Hrsg.): Die Keramikpaarung BIOLOX[®] in der Hüftendoprothetik. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart (1996), 44-50.
- [73] Seki M., Yuasa N., Ohkuni K.: Analysis of Optimal Range of Socket Orientations in Total Hip Arthroplasty with Use of Computer-Aided Design Simulation. *J. Orthop. Res.* 16 (1998), 513-517.
- [74] Sibella F., Galli M., Romei M., Montesano A., Crivellini M.: Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clin. Biomech.* 18(8) (2003), 745-50.
- [75] Spangehl M.J., Masri B.A., O'Connell J.X., Duncan C.P.: Prospective Analysis of Preoperative and Intraoperative Investigations for the Diagnosis of Infection at the Sites of Two Hundred and Two Revision Total Hip Arthroplasties. *J. Bone Joint Surg.* 81-A (1999), 672-683.
- [76] Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen Band 2 (2000), S. 267 Abb. 1166, S.276 Abb. 1183, S. 277 Abb.1186, S.278 Abb. 1190, S. 314 Abb. 1270-2.
- [77] Thomsen M., Willmann G.: Keramische Gleitpaarungen in der Orthopädie. *Orthopäde* 32(1) (2003), 11-6.
- [78] Toni A., Stea S., Bordini B., Sudanese A.: Survival Analysis of Ceramic-On-Ceramic Coupling vs Metal-On-Polyethylene. The Experience of Implant Register at Istituto Rizzoli. In: Garino J.P., Willmann G. (Hrsg.): Bioceramics in Joint Arthroplasty. Proceedings 7th International BIOLOX[®] Symposium. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (2002), 75-80.
- [79] Toomey S.D., Hopper R.H., McAuley J.P., Engh C.A.: Modular component exchange for treatment of recurrent dislocation of a total hip replacement in selected patients. *J. Bone Joint Surg.* 83-A (2001), 1529-1533.
- [80] Tozakoglou E., Goldstein W.M.: Using internal landmarks in orienting the acetabular component in total hip arthroplasty. Scientific Exhibit AAOS Meeting (1999), Anaheim, CA.
- [81] Willmann G., Kälberer H., Pfaff H.G.: Keramische Pfanneneinsätze für Hüftendoprothesen. *Biomed. Technik* 41 (1996), 98-105.
- [82] Willmann G., Kramer U.: [Ceramic cups for hip endoprotheses. 5: Consideration of designs] *Biomed. Tech. (Berl.)* 43(12) (1998), 342-9.
- [83] Willmann G.: Keramische Pfannen für Hüftendoprothesen. Teil 8: Revision. *Biomed. Technik* 45 (2000), 370-376.
- [84] Willmann G.: Biokeramik in der Orthopädie – Was haben wir aus 25 Jahren gelernt? *Med. Orth. Tech.* 120 (2000), 10-16.
- [85] Woo R.Y.G., Morrey B.F.: Dislocation after Total Hip Arthroplasty. *J. Bone Joint Surg.* 64-A (1982), 1295-1306.
- [86] Woolson S.T., Rahimtoola Z.O.: Risk Factors for Dislocation During the First 3 Months After Primary Total Hip Replacement. *J. Arthroplasty* 14 (1999), 662-668.

- [87] Yoo J.J., Kim Y.M., Yoon K.S., Koo K.H., Song W.S., Kim H.J.: Alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A five-year minimum follow-up study. *J. Bone Joint Surg.* 87(3)-A (2005), 530-5.

7 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1.1: Os coxae von ventral [76, S. 267 Abb. 1166]
- Abbildung 1.2: Femur von ventral [76, S. 276, Abb. 1183]
- Abbildung 1.3: Hauptachsen und Bewegungsrichtungen des Hüftgelenks [76, S. 314]
- Abbildung 1.4: statisches Modell der an der Hüfte ansetzenden Kräfte (nach Bergmann et al. [17]); H ist das Zentrum des Hüftkopfes des abstützenden Beines; G5 entspricht dem Körpergewicht, abzüglich des Standbeins; M ist die Kraft der Abduktoren-muskulatur; M stellt das Gegen-gewicht zu G5 dar; aufgrund seines kürzeren Kraftarms ist M wesentlich größer als G5; die Hüftresultierende R, die vektorielle Addition aus G5 und M, ist deutlich größer als M
- Abbildung 1.5: Röntgenologische Darstellung einer Luxation einer Hüftendoprothese nach hinten, oben
- Abbildung 1.6: Darstellung des Anschlagens des Prothesenhalses am Pfannenrand (=Prothesen-Impingement) mit konsekutiver Luxation des Prothesenkopfes
- Abbildung 1.7: Design einer Standard-Pfanne; θ : Winkel der Randabschrägung; d: Tiefe des Kopf-Drehpunktes (modifiziert nach [69, Fig. 2, S. 155])
- Abbildung 1.8: Darstellung der verschiedenen Definitionen des Anteversionswinkels; AA im anatomischen, OA im operativen und RA im radiologischen Sinne (aus [58, Fig. 4, S. 230])
- Abbildung 1.9: Schematische Darstellung der Beckenneigungsänderung von stehender (a) in sitzende (b) Position; SA = ST + AT; ST sagittale Sacrumneigung, SA sacro-azetabulärer Winkel, AT azetabuläre Neigung (Anteversion im operativen Sinne); modifizierte Darstellung nach [45, S.137, Fig. 3]
- Abbildung 2.1: Abbildung des 22 mm Kopfes und des 32 mm Zwischenstücks des 3D-Systems (links); Abbildung des Stiels der für das 3D-Tripolar-System, sowie für das Al-Al-System und das EOL-System verwendet wurde
- Abbildung 2.2: 3D-Tripolar-System, links mit Keramik-, rechts mit UHMW-PE-Insert
- Abbildung 2.3: Darstellung der „Selbst-Adaption“ des 3D-Tripolar-Systems; I vor, II nach erfolgter Adaption; es besteht eine 2 mm Exzentrizität zwischen dem Drehzentrum des Endoprothesenkopfes A und dem des Zwischenstücks B; α stellt die Rotation des 22 mm Endoprothesenkopfes dar und β die des 36 mm Keramikzwischenstücks; die dargestellte Bewegung des Endoprothesenkopfes hat zunächst eine größere Winkeländerung α für den Endoprothesenkopf und eine kleinere Winkeländerung β für das Keramikzwischenstück zur Folge (links); durch die Krafteinwirkung F_r und die Konstruktionsform des

- Keramikzwischenstücks wird die Adaption des Kopfes und des Zwischenstücks ($\alpha=\beta$) bedingt (modifiziert nach [47, S. 62])
- Abbildung 2.4: Abbildung des Al-Al-Systems mit einem 32 mm Kopf (rechts) und mit einem Keramikinsert (links)
- Abbildung 2.5: Abbildung des EOL-Systems, bestehend aus einem 22 mm CoCrMo-Kopf und -Einsatz, sowie einem mittels Schnapping fixierten UHMW-PE-Aufsatzes
- Abbildung 2.6: Abbildung des Trident-Systems mit einem 36 mm Keramik-Kopf, -insert und einem ABG II-Schaft
- Abbildung 2.7: Abbildung des Metasul-Systems mit einem 42 mm CoCrMo-Kopf und -Einsatz, sowie eines Müllergeradschaftes
- Abbildung 2.8: Darstellung des Luxationsprüfstandes in 90° Flexion und 0° Adduktion; mit Pfeilen gekennzeichnet ist die elektromechanische Antriebseinheit, welche die Innen- und Außenrotationsbewegung ermöglicht
- Abbildung 2.9: Darstellung des Luxationsprüfstandes in 10° Extension und 15° Adduktion; mit einem Pfeil gekennzeichnet ist die Messeinheit (ME), welche mittels Drehmomentsensor und Drehwinkelnehmer die Winkelbewegungen und Widerstandsmomente aufnimmt
- Abbildung 2.10: Darstellung der Prüfvorrichtung; die Implantataufnahme ist an Linearführungen befestigt, welche Bewegungen in der x-, y- und z-Achse (mit Pfeilen dargestellt) zulassen
- Abbildung 2.11: Pfannenaufnahme mit einer Anteversion von 0° und einer Inklination von 60° (links) und der Pfannenaufnahme zur Einbettung der Pfannengehäuse (Mitte) sowie Darstellung der Implantataufnahme des Endoprothesenstiels (rechts)
- Abbildung 2.12: Darstellung der Implantataufnahme; links Beckenkipfung um +45° (realisiert mit einer Kippung um +15°), rechts um -15° (realisiert mit einer Kippung um -45°); jeweils mit 30° Inklination und 25° Anteversion
- Abbildung 2.13: Darstellung des „Luxationsprüfstandes“, gezeigt werden die Zugrichtungen der Kräfte F_x , F_y und F_z (dicke Pfeile), sowie die Drehrichtung bei Innenrotation (gestrichelter Pfeil)
- Abbildung 2.14: Darstellung eines charakteristischen Drehmoment-Verdrehwinkel-Diagramms für eine Innenrotationsbewegung bei 90° Flexion und 0° Adduktion mit Kennzeichnung des primären Impingements, der Subluxationsphase sowie des Luxationszeitpunktes
- Abbildung 3.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 45° Pfannen-Inklination, 15° Retroversion, 0° Anteversion und 30° Anteversion der Pfannen mit 0° Stieldrehung; bei 15° retrovertierter Pfanne weist das Al-Al-System eine instabile Gelenksituation auf; die gestrichelten Linien spiegeln

die Grenzbereiche des physiologischen Bewegungsspektrums für Innen- und Außenrotation wieder (in Anlehnung an [29])

- Abbildung 3.2: Maximal auftretendes Widerstandsmoment WM_{Sublux} während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion sowie 45° Inklination und 0° Antetorsion des Stiels
- Abbildung 3.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, 15° Retroversion, 0° Anteversion und 30° Anteversion der Pfanne
- Abbildung 3.4: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/ 15° Adduktion bei 45° Inklination mit 0° / 20° Anteversion und 60° Inklination mit 0° / 15° Anteversion der Pfanne bei einer Antetorsionswinkel von 0°
- Abbildung 3.5: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion
- Abbildung 3.6: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, 15° Retroversion und 0° Version der Pfanne. Vergleich des 32 mm Kopfes des AI-AI-Systems, des 32 mm Kopfsystems des 3D-Tripolar-Systems und des 41 mm Kopfes des EOL-Systems
- Abbildung 3.7: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion und einer sagittalen azetabulären Beckenneigung von 60°
- Abbildung 3.8: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion und einer sagittalen azetabulären Beckenneigung auf 60°
- Abbildung 3.9: Darstellung der ROM_{Imp} bei einer sagittalen Azetabulumneigung von -15° in Abhängigkeit von verschiedenen Inklinations-/Anteversionskombinationen in Verbindung mit 90° Flexion und 0° Adduktion
- Abbildung 3.10: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion
- Abbildung 3.11: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion
- Abbildung 3.12: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion
- Abbildung 3.13: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion

- Abbildung 3.14: Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion an Hand des EOL-Systems. In dieser Übersicht stellen die verschiedenen sagittalen azetabulären Beckenneigungswinkel die Variable dar
- Abbildung 3.15: Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion. In dieser Übersicht stellen die verschiedenen sagittalen azetabulären Beckenneigungswinkel die Variable dar

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1: Diagnosen, welche zu einem totalen primären Hüftgelenksersatz führten; 52.637 Patienten wurden zwischen 1992 und 1997 erstmalig operiert (modifiziert nach [38, S.113, Tab.1])

Tabelle 1.2: Gründe für Revisionsoperationen der 14.081 Erstrevisionen nach totalem Hüftgelenksersatz in Schweden, gem. dem Swedish National Total Hip Arthroplasty Register (modifiziert nach [51, S.8, Fig.12])

Tabelle 1.3: Auswirkungen von Implantat-Position und Implantat-Design auf das maximale Widerstandsmoment (WM_{max}) und den Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) des künstlichen Hüftgelenkes (modifiziert nach [71, Tab. 1, S. 557])

Tabelle 1.4: Darstellung der Winkelgrade am Wirbelsäulen-Becken-Übergang in Anlehnung an Abbildung 1.8 (modifiziert nach [45, S.139, Tab. 1])

Tabelle 2.1: Auflistung der jeweils applizierten Kräfte

10 Danksagung

Diese Arbeit wurde im Labor für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München erstellt.

Danken möchte ich

- Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. vet. H. Rechl für die Überlassung des Themas und die stets freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.
- Herrn Prof. Dr. med. R. Gradinger für die Möglichkeit die Arbeit in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie durchzuführen.
- Herrn PD Dr. med. Dipl. Ing. Rainer Bader für die ausgezeichnete, stets hilfsbereite und konstruktive Betreuung, welche maßgeblich für den Erfolg der Arbeit verantwortlich war.
- Herrn Prof. Dr. Ing. E. Steinhauser, Herrn Dr. Ing. U. Schreiber und Herrn Dipl.-Ing. S. Eichhorn für die freundliche und gute Zusammenarbeit im Labor für Biomechanik.
- Frau Dipl. Math. R. Busch für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Versuchsergebnisse.
- Herrn Prof. Dr. med. J.-Y. Lazenec und Herrn M.Sc.Ph. B. Masson für die Unterstützung und Zusammenarbeit bei den Forschungsarbeiten.
- den Firmen *CeramConcept* und *Stryker*, *Zimmer* und *CeramTec* für die Bereitstellung der Implantate.

10 Anhang

Figuren

3.1 Standardtestverfahren sagittale azetabuläre Beckenneigung von 30°

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.1.1

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion. Die Balken stellen das impingementfreie Intervall für Innen- und Außenrotation bis zu 90° dar. Die gestrichelten Linien spiegeln die Grenzbereiche des physiologischen Bewegungsspektrums für Innen- und Außenrotation wider (in Anlehnung an P. Genoud et al.: The hip joint range of motion: a cadaveric study. Proceedings of the 12th ESB Conference, Dublin (2000) 137).

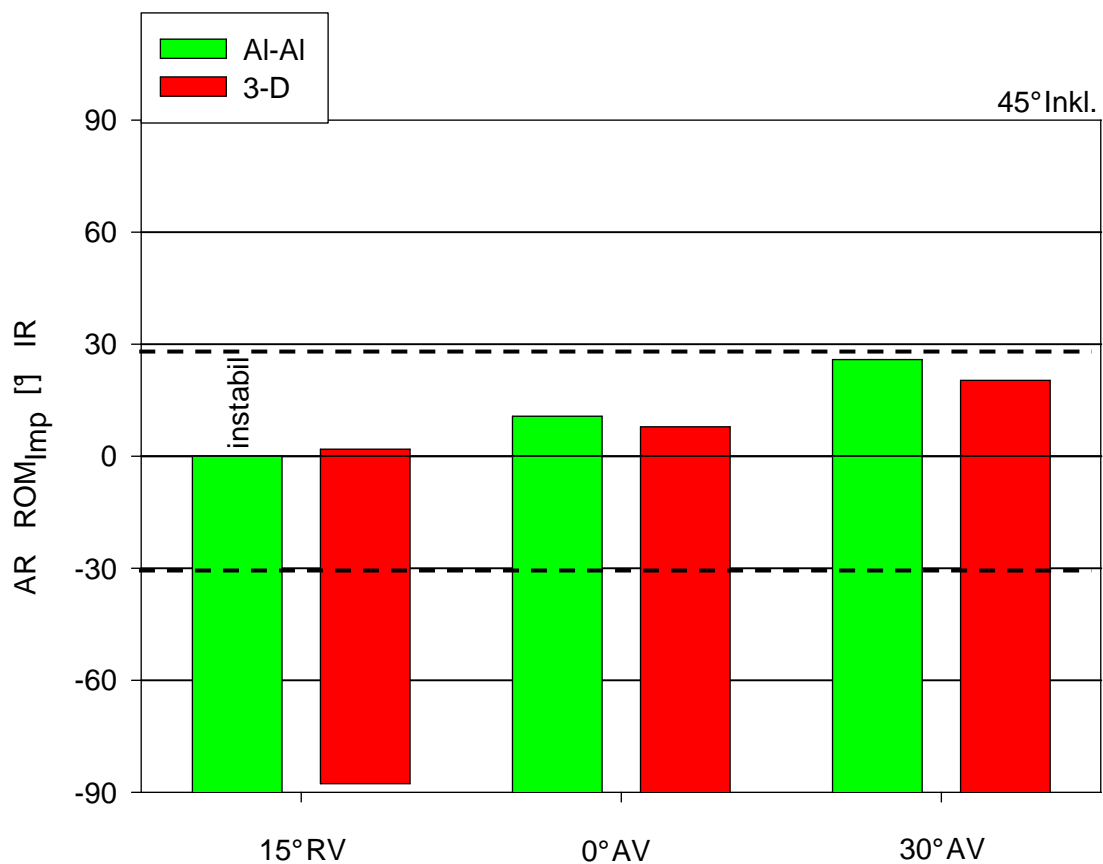


Fig. 3.1.2

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

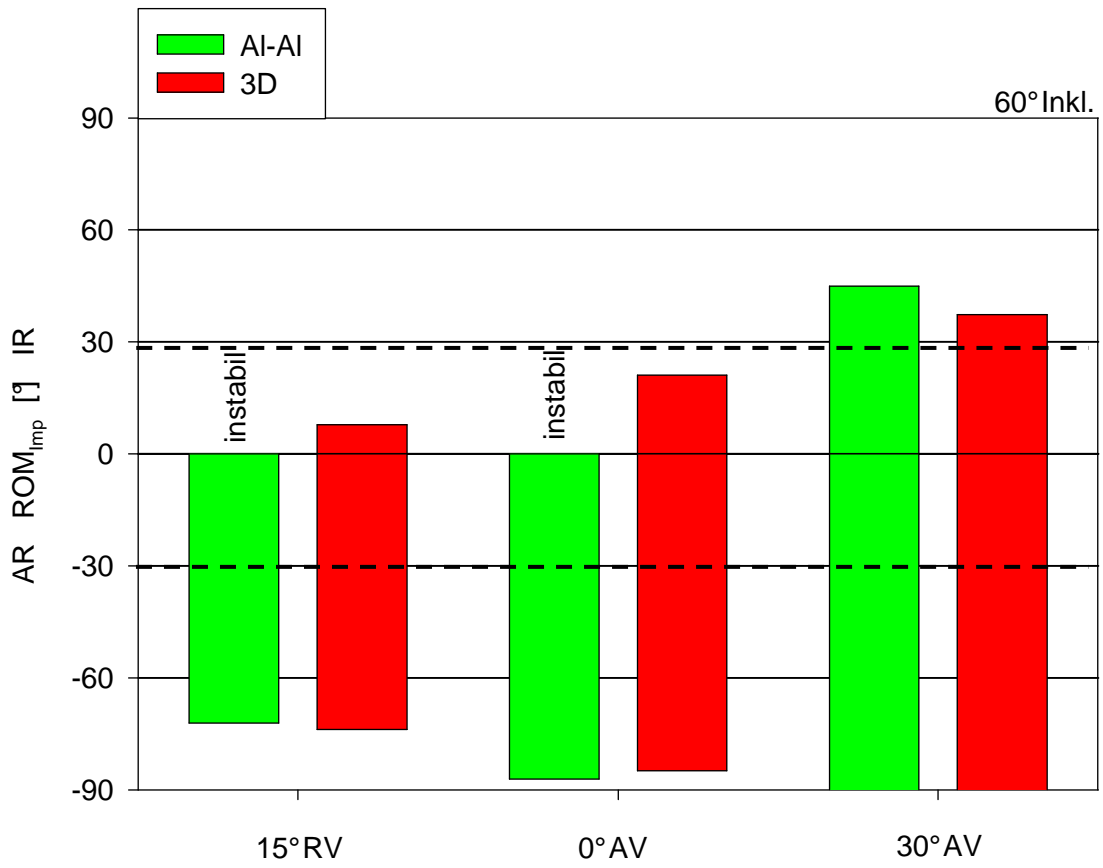


Fig. 3.1.3

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

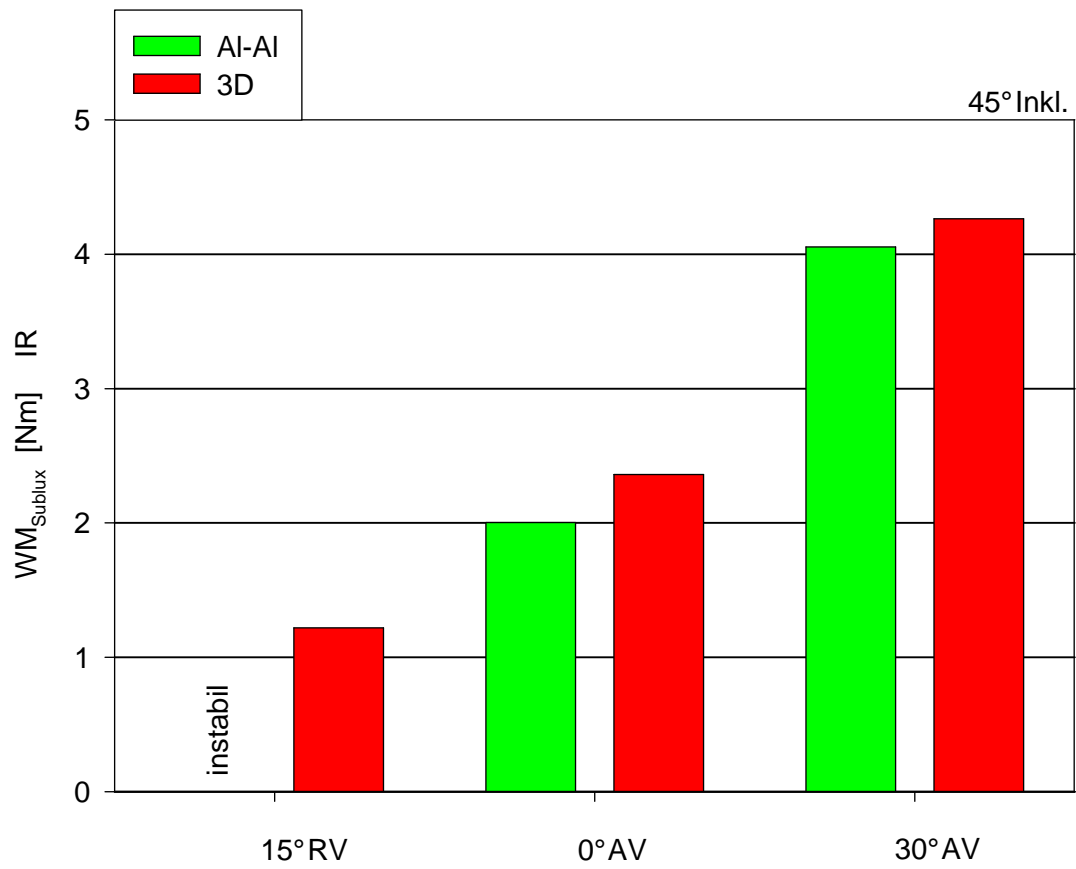


Fig. 3.1.4

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

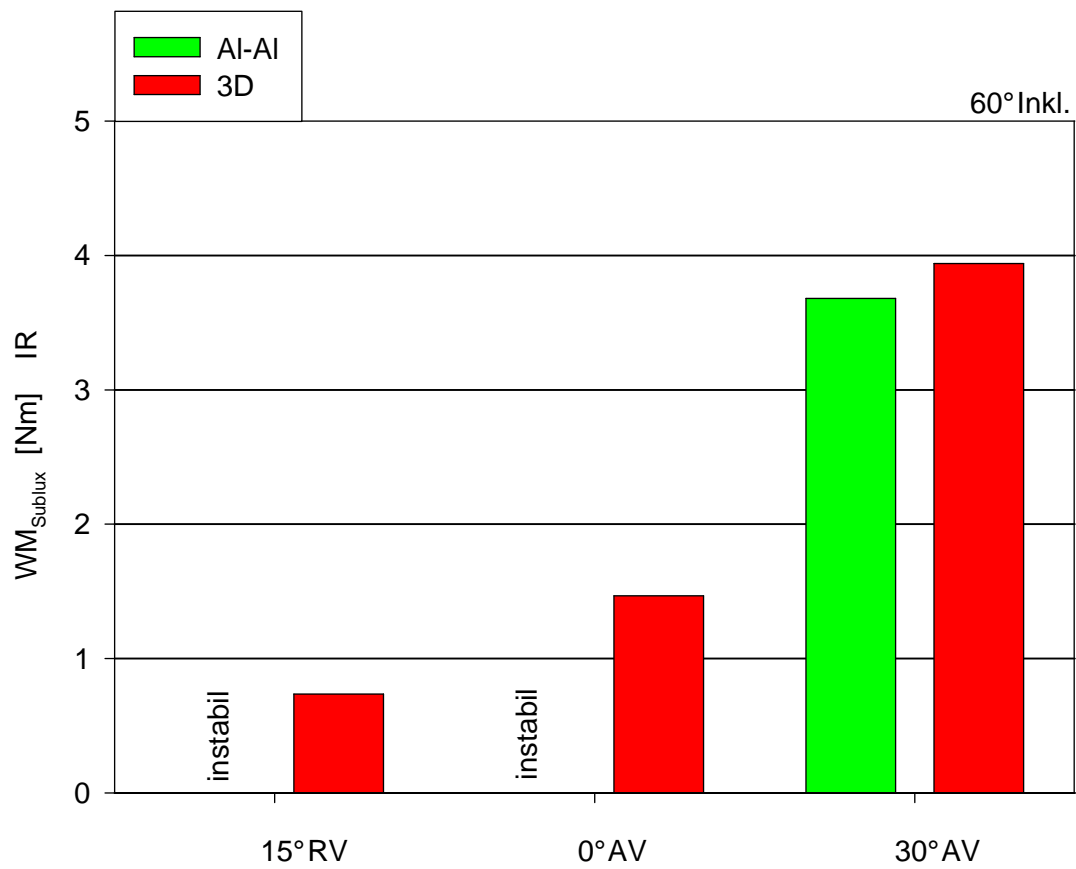


Fig. 3.1.5

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

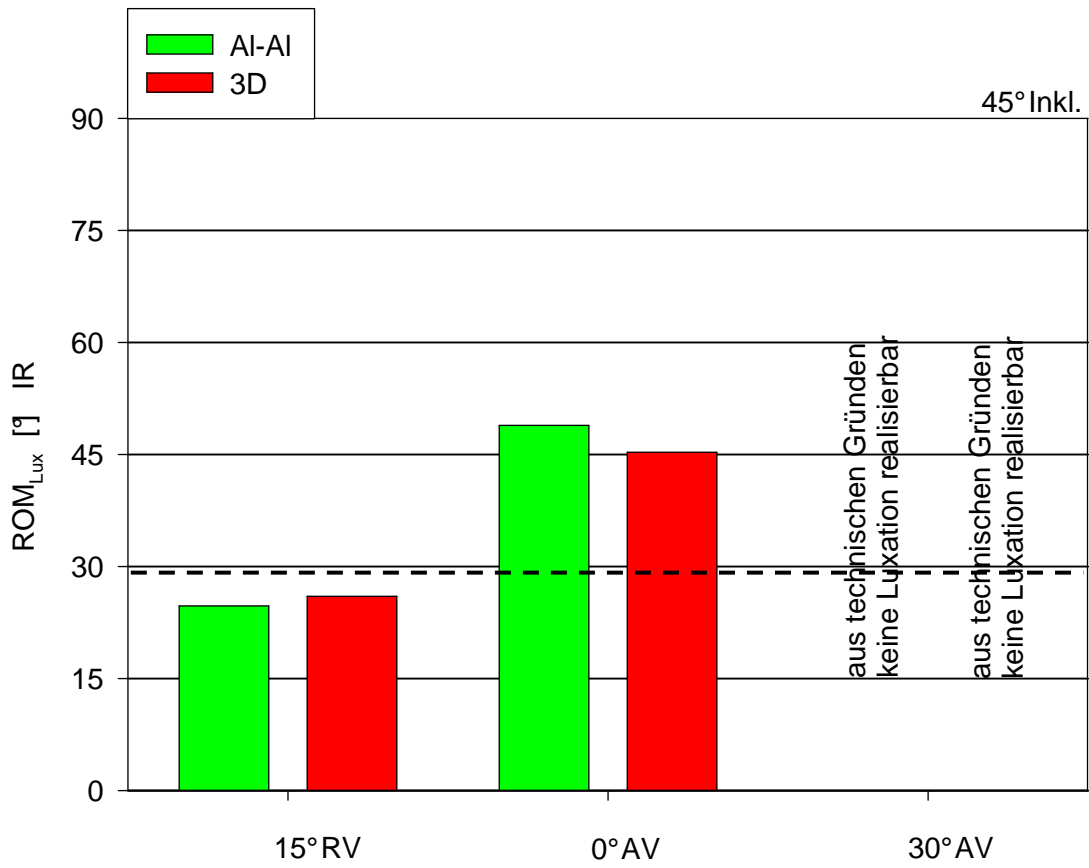
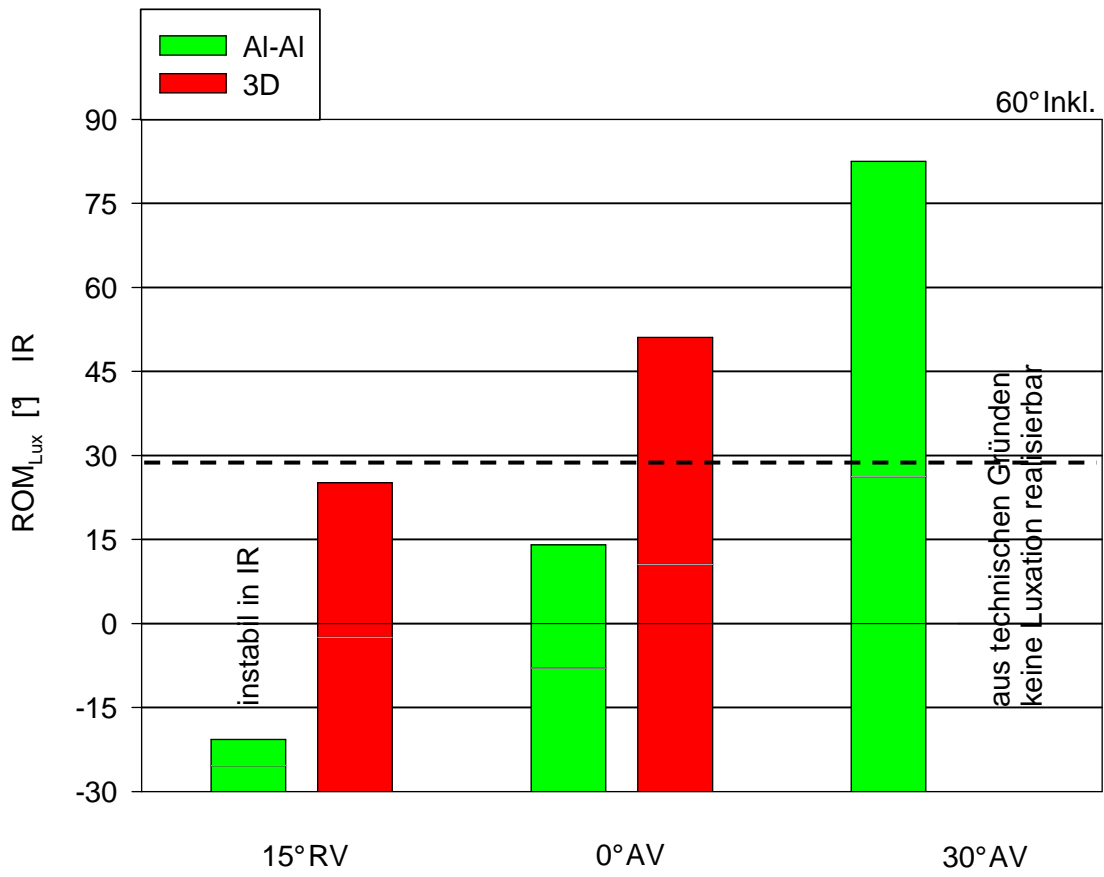


Fig. 3.1.6

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



Beinposition: 10° Extension / 15° Adduktion

Fig. 3.1.7

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.

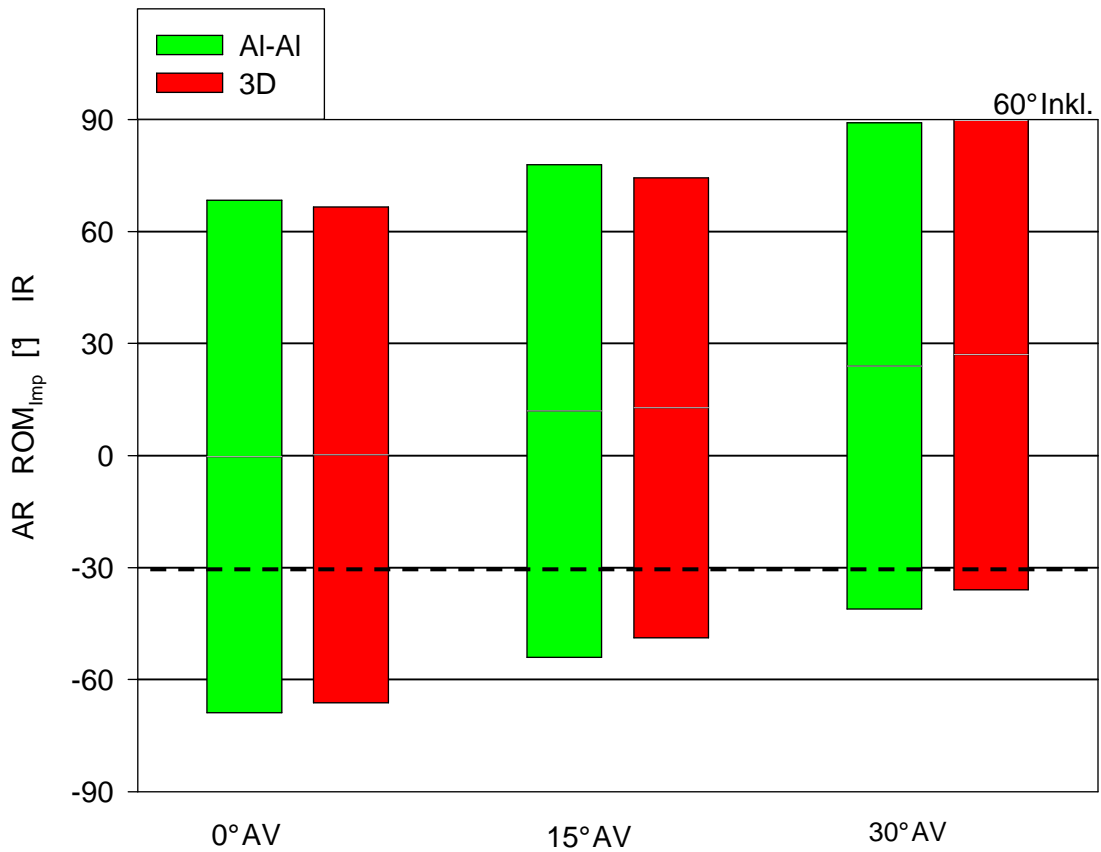


Fig. 3.1.8

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Außenrotationsbewegung in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.

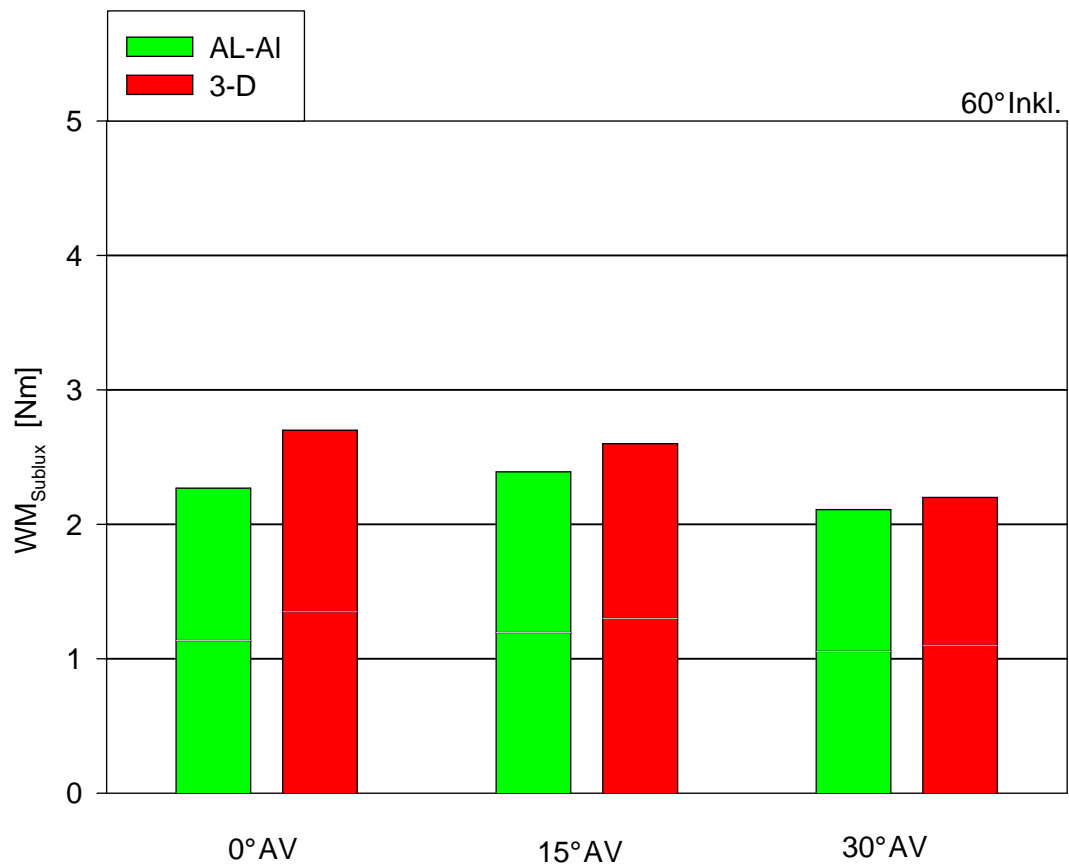


Fig. 3.1.9

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Außenrotationsbewegung in Kombination mit 10° Extension und 10° Adduktion.

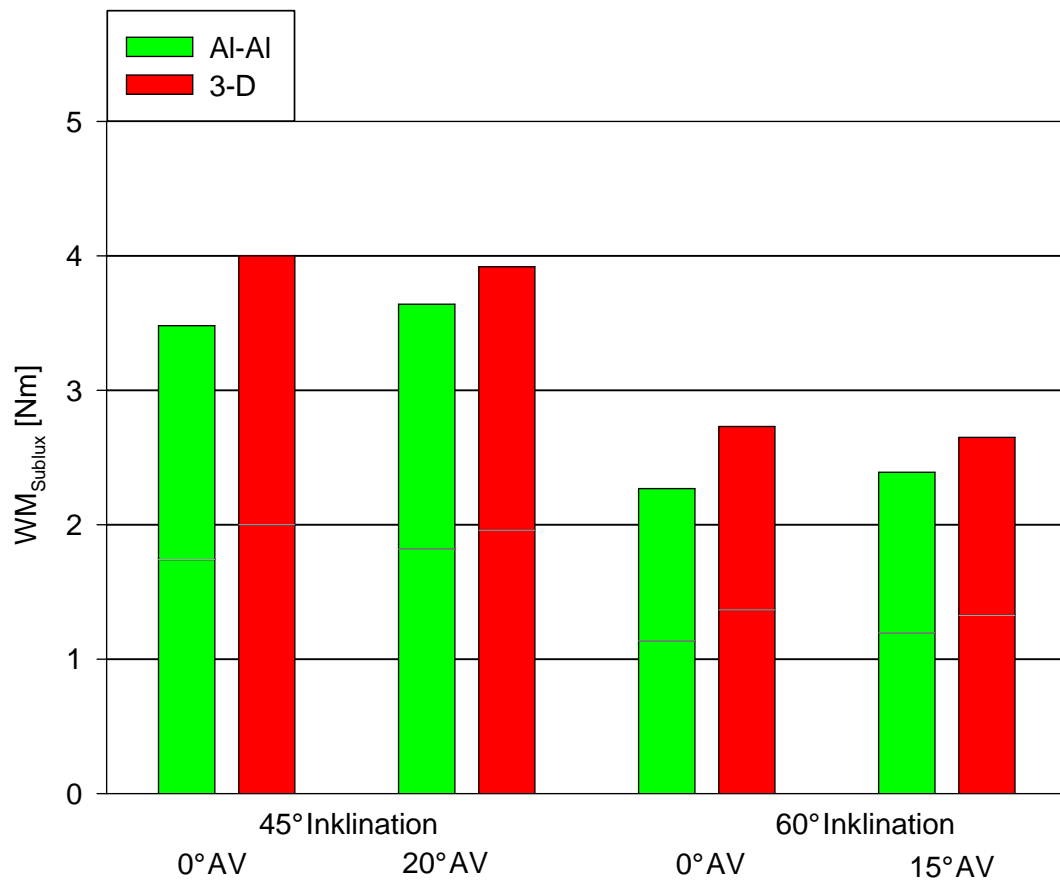


Fig. 3.1.10

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.

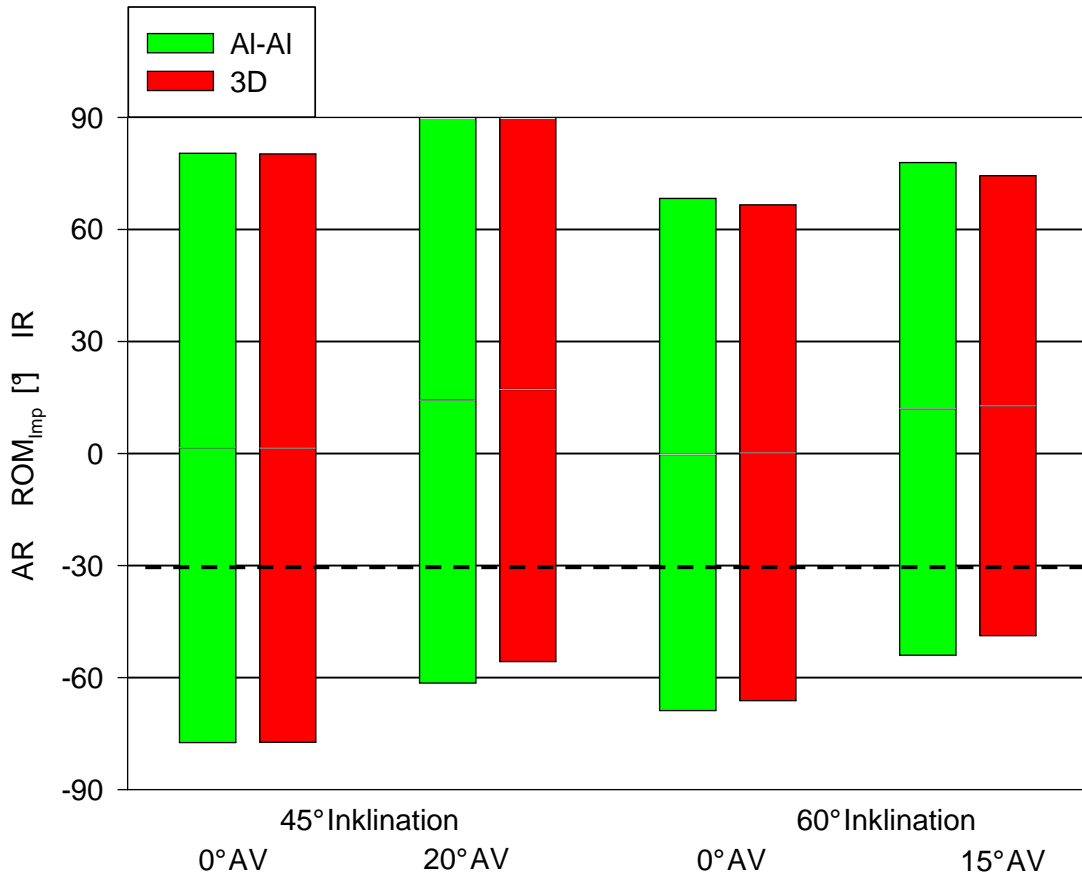
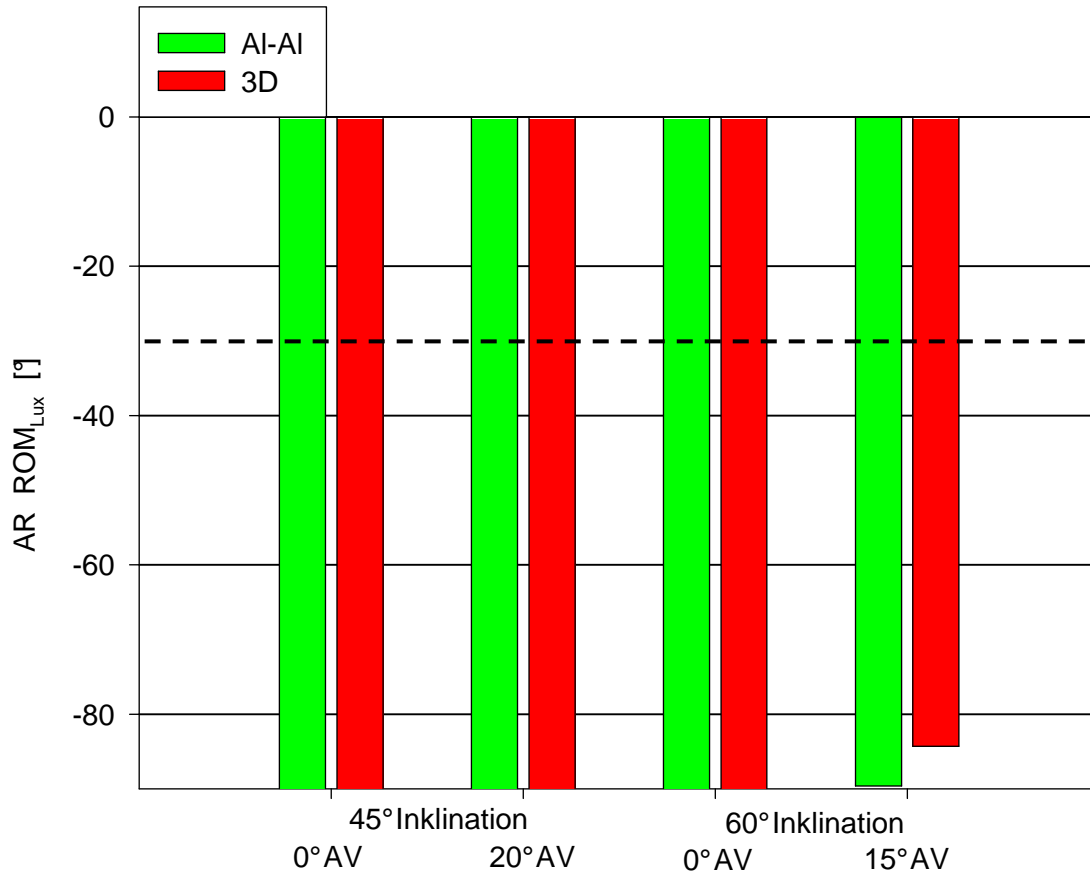


Fig. 3.1.11

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.



3.2 Standardtestverfahren sagittale azetabuläre Beckenneigung von 30° / 60° / -15°

Sagittale azetabuläre Beckenneigung von 30°

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.2.1

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

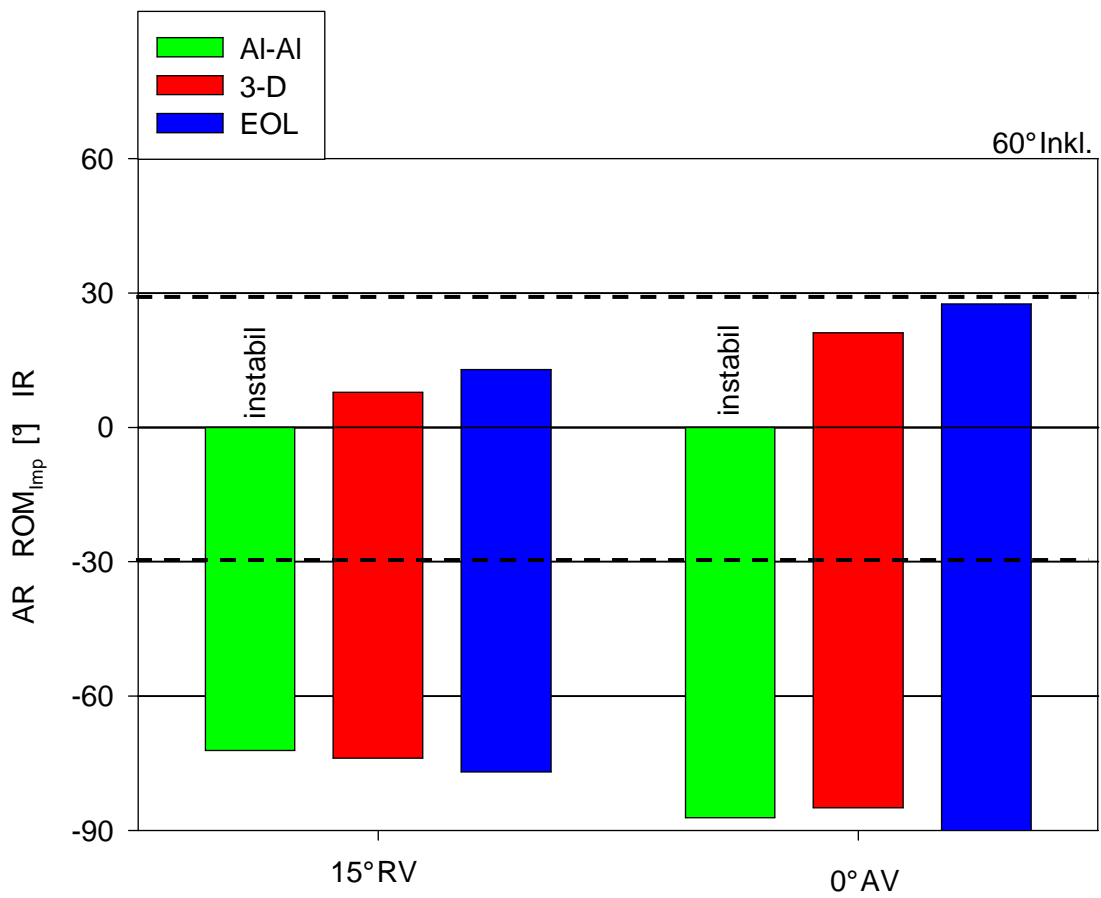


Fig. 3.2.2

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

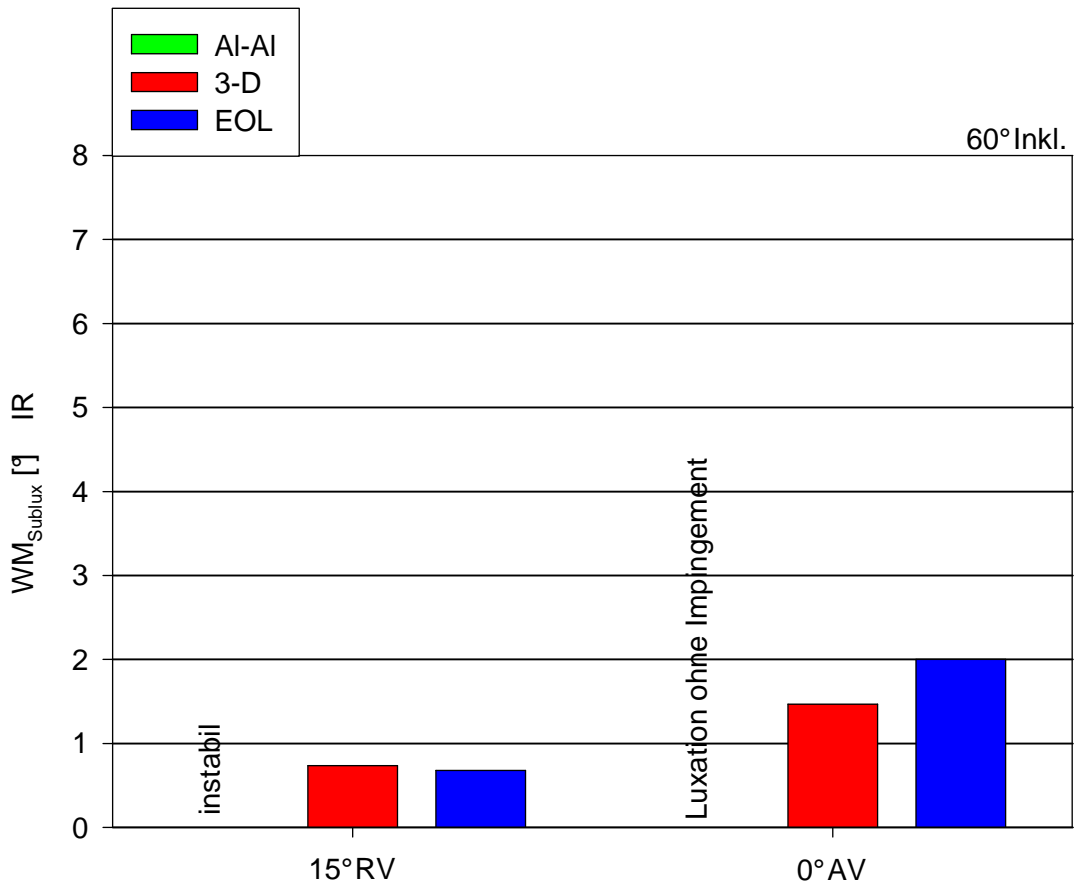
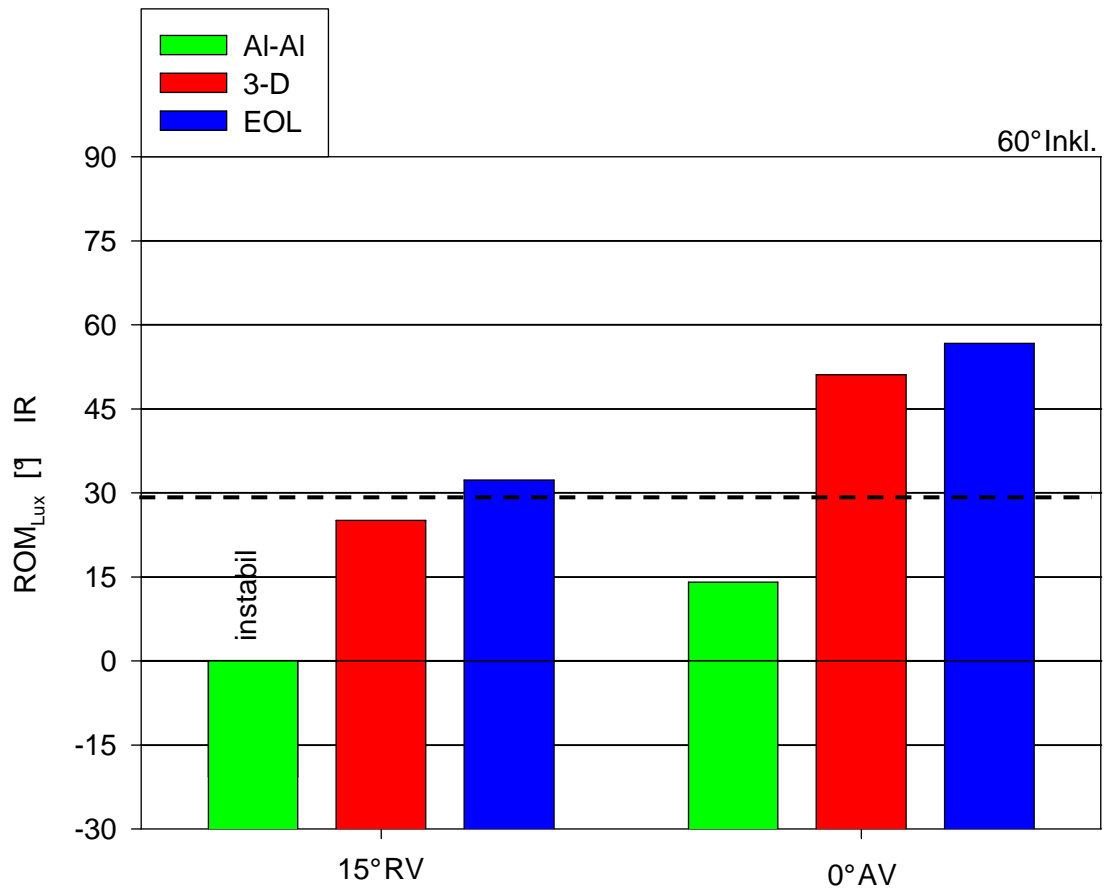


Fig. 3.2.3

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



Beinposition: 10°Extension / 15°Adduktion

Fig. 3.2.4

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10°Extension und 15°Adduktion.

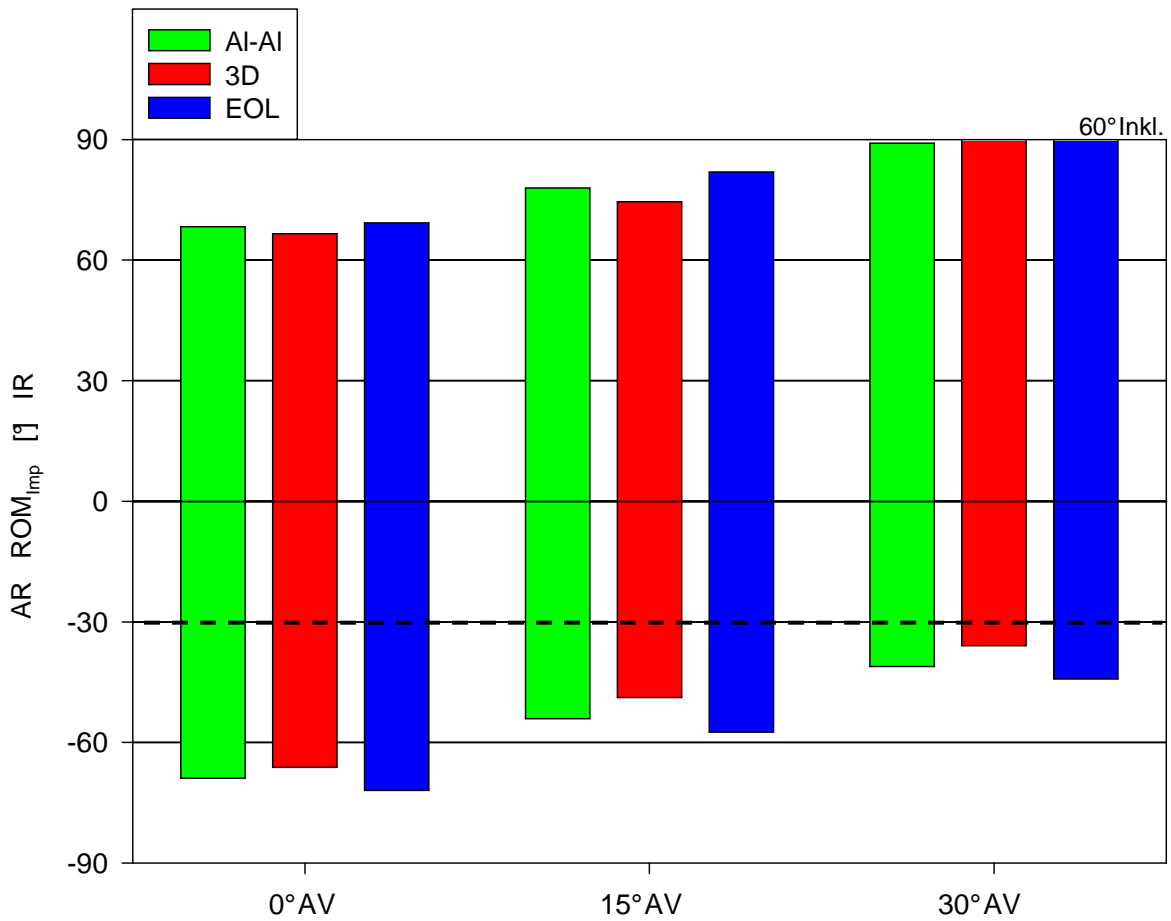


Fig. 3.2.5

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Außenrotationsbewegung in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.

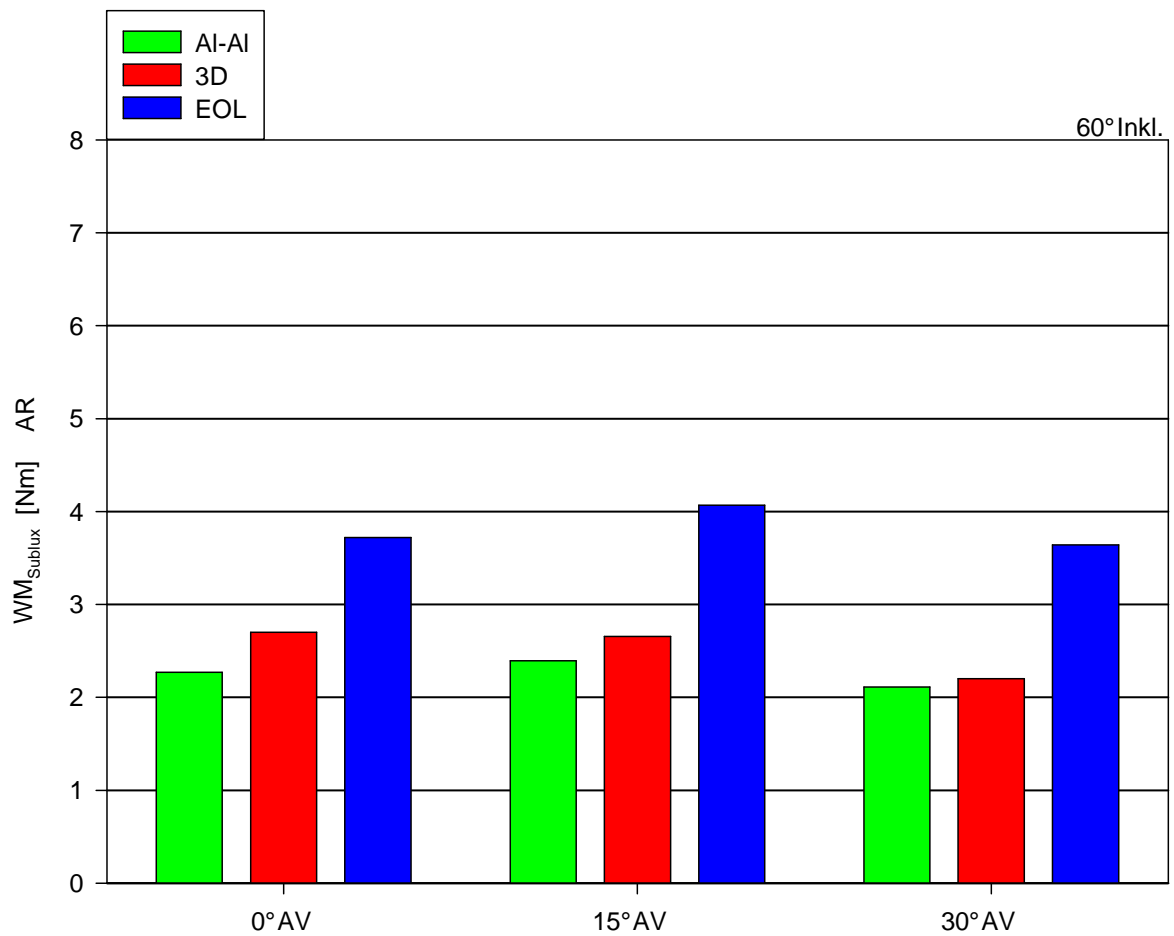
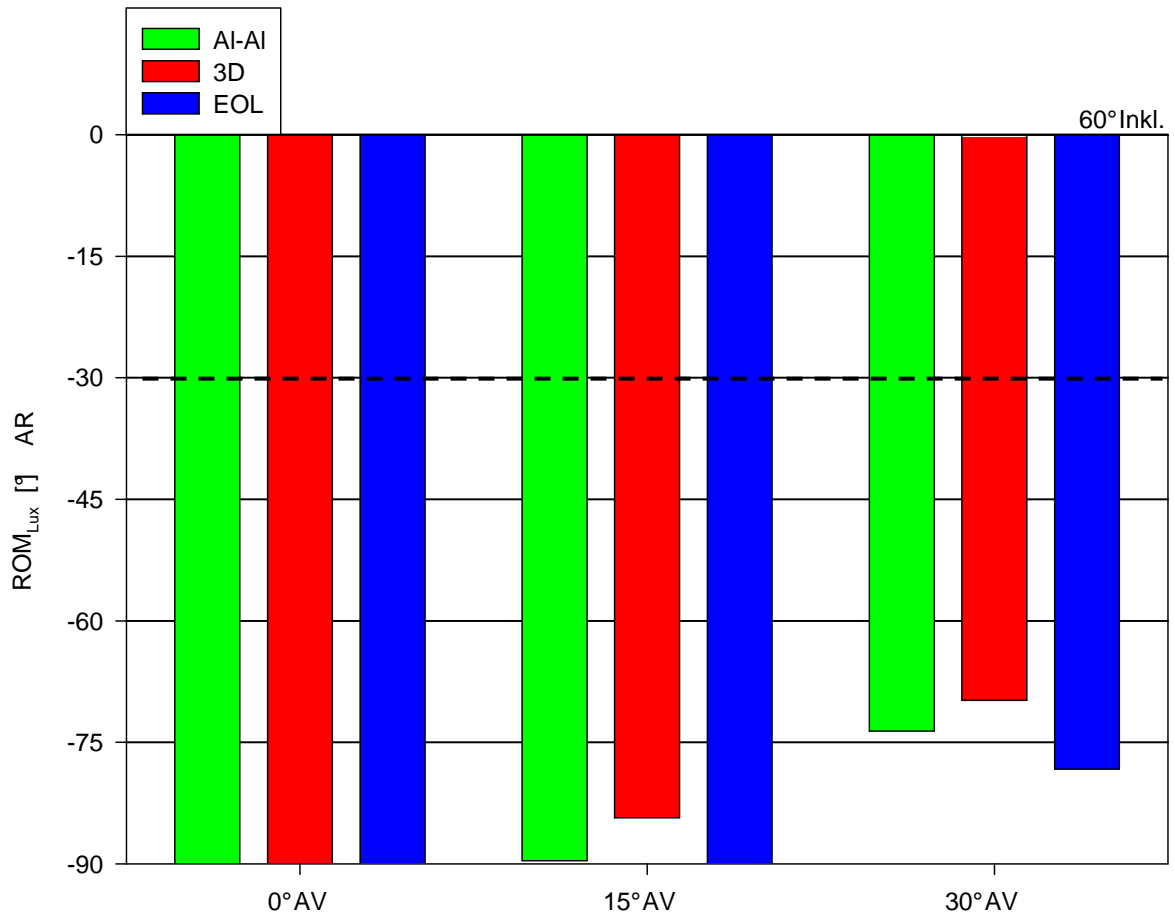


Fig. 3.2.6

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.



Sagittale azetabuläre Beckenneigung von 60°

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.2.7

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

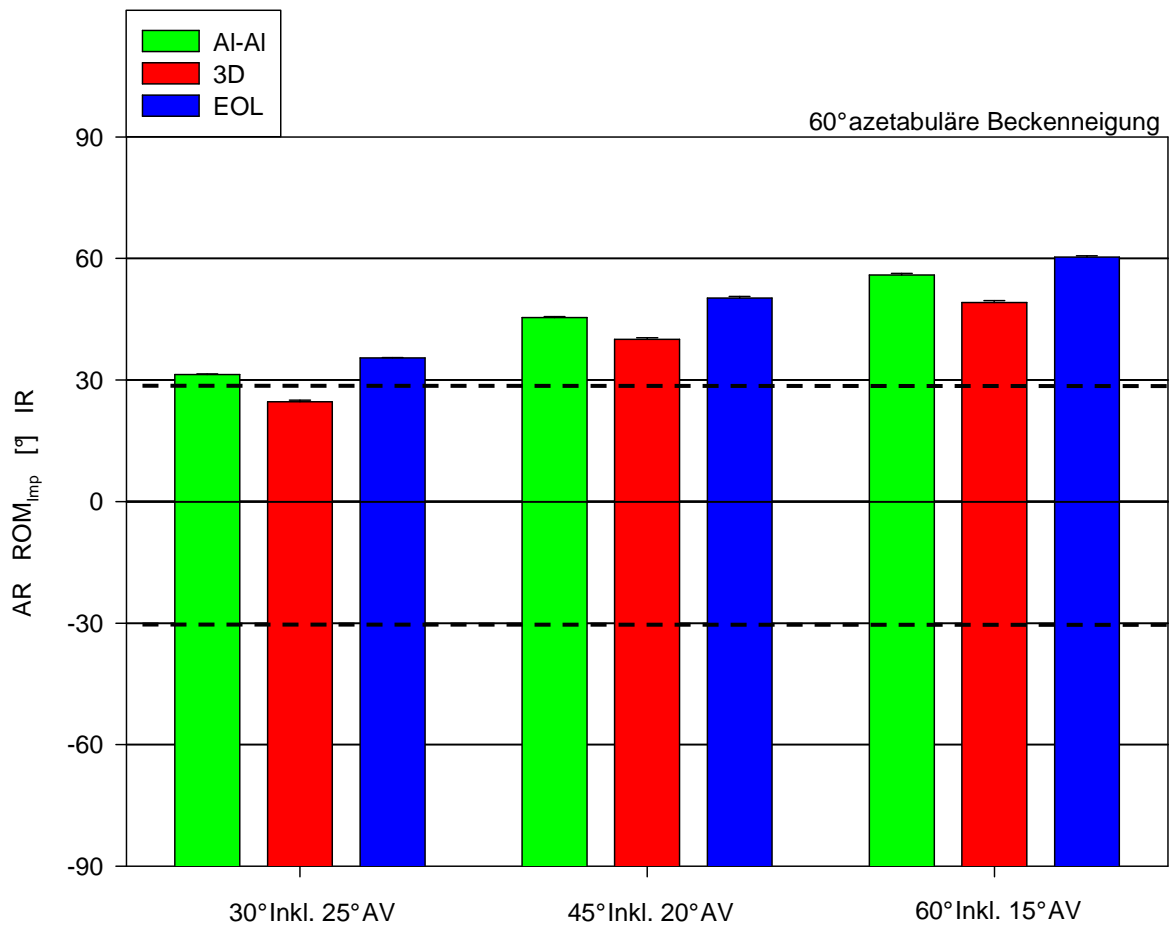


Fig. 3.2.8

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

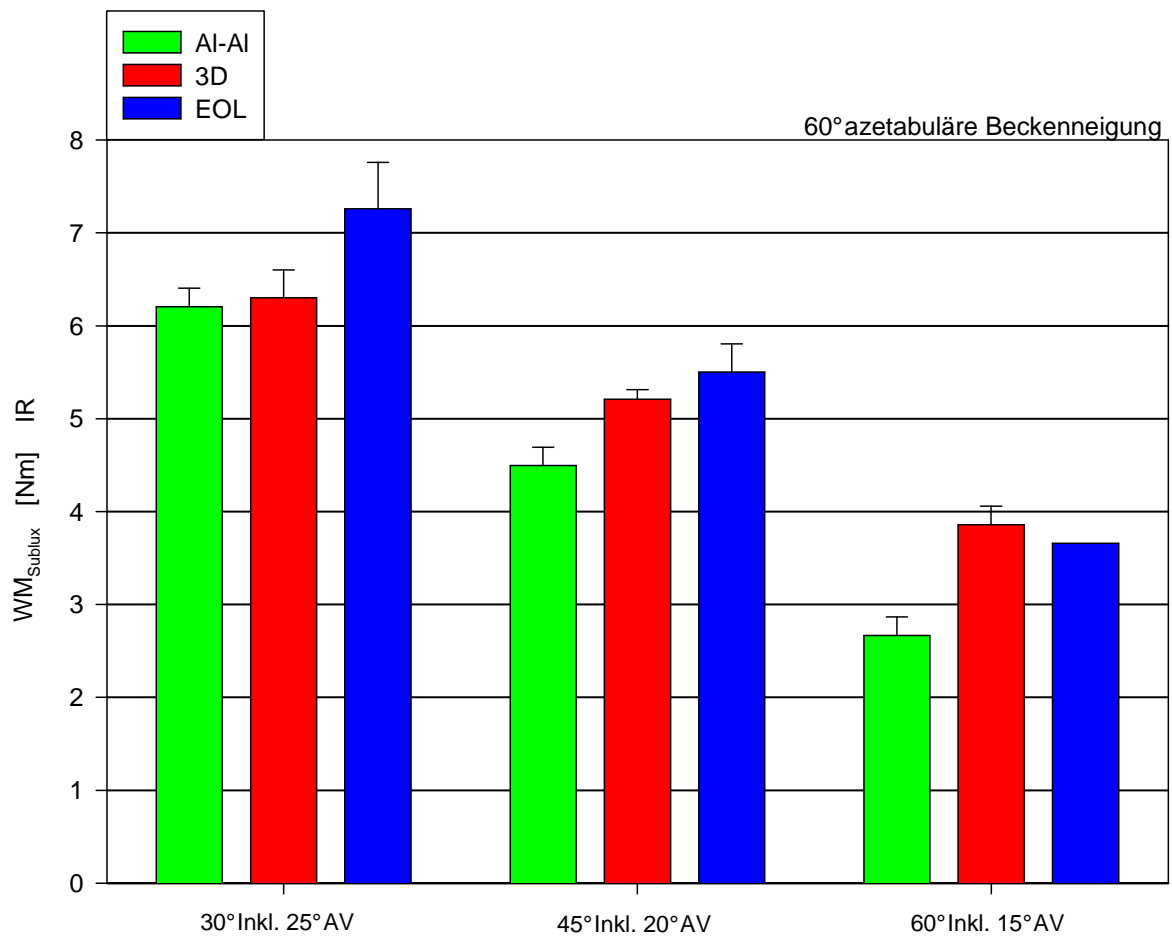


Fig. 3.2.9

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

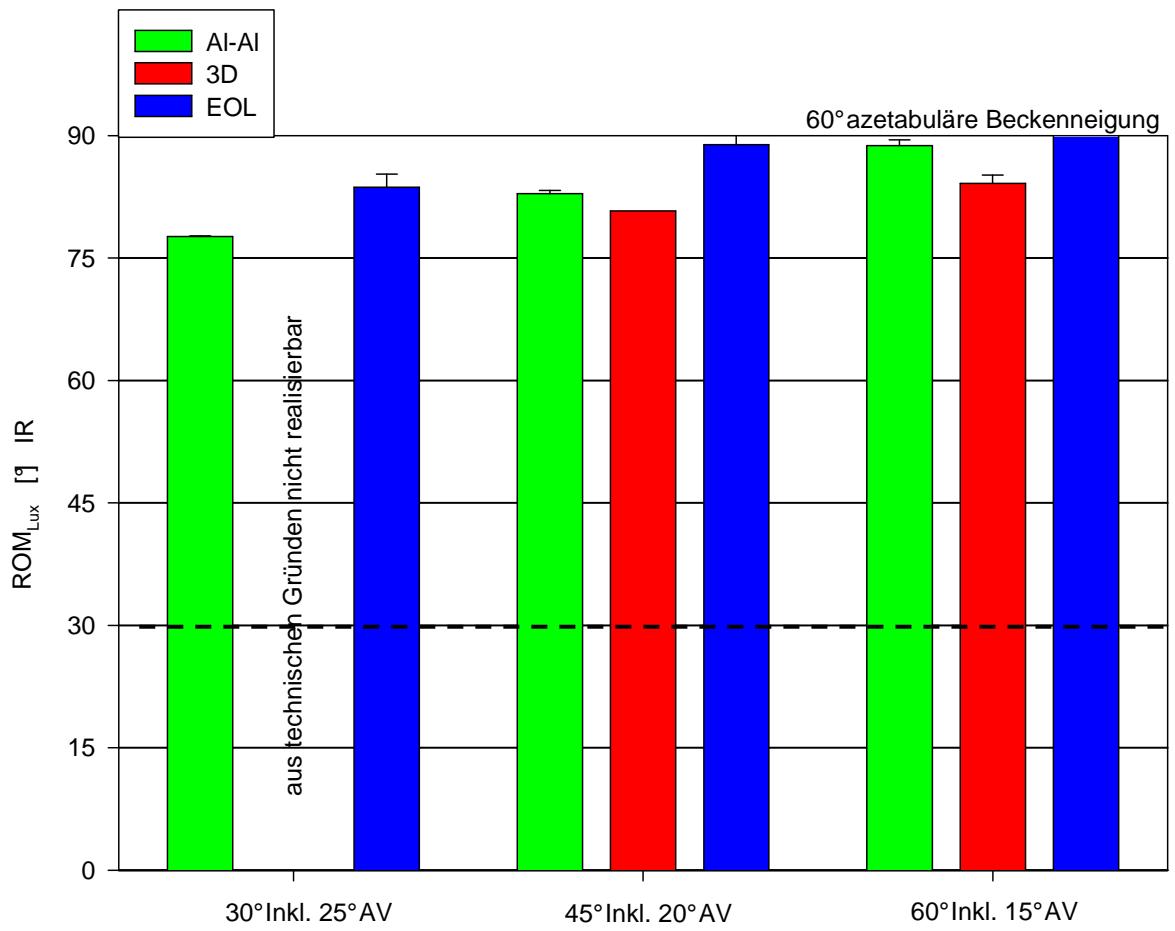


Fig. 3.2.10

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

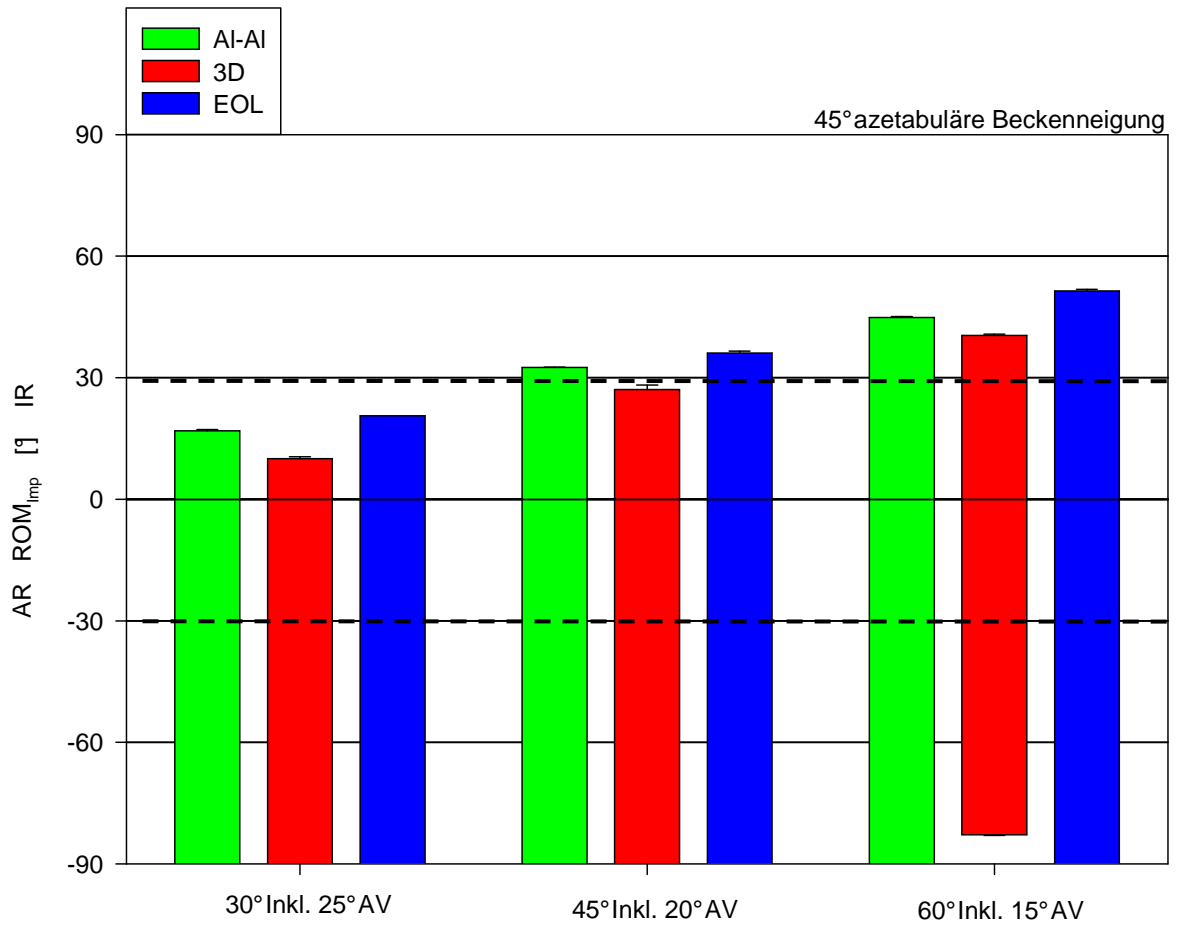


Fig. 3.2.11

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

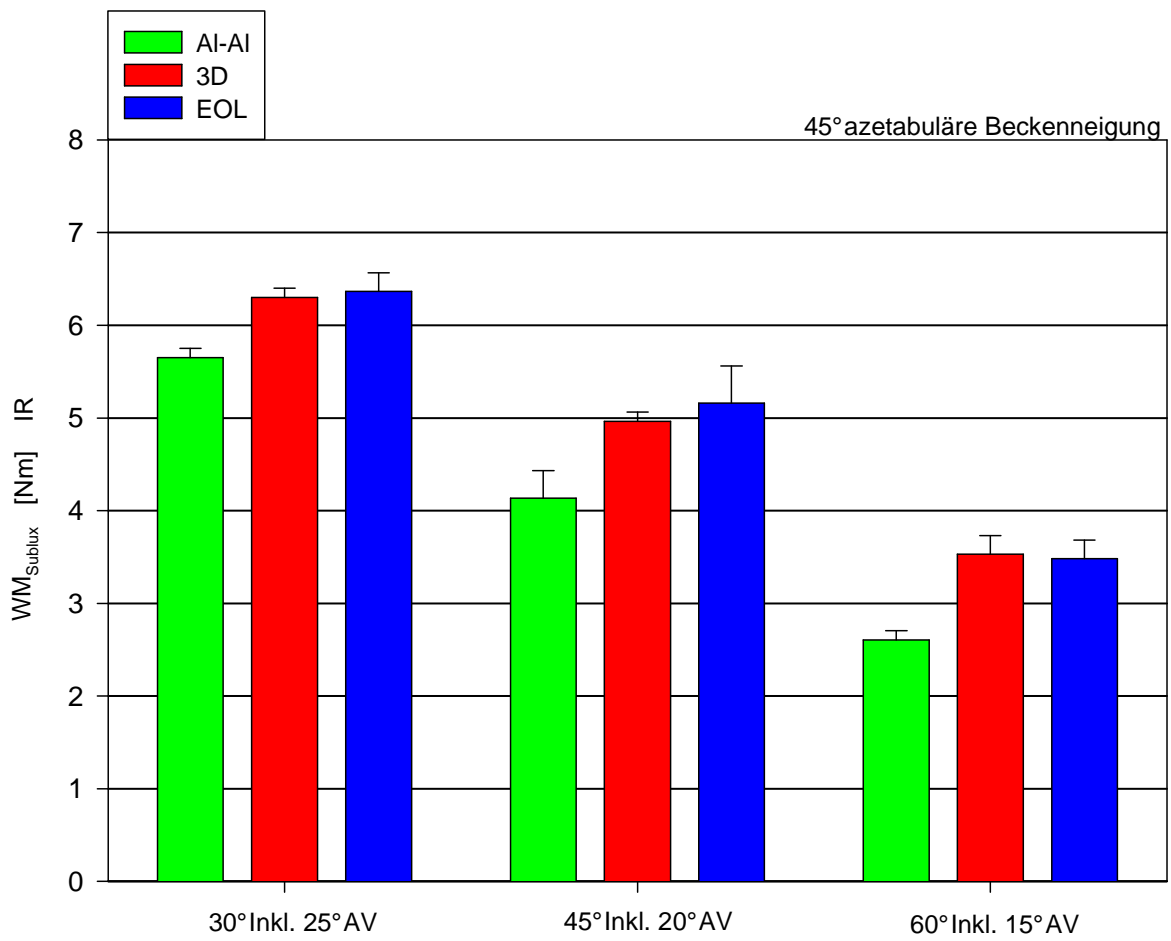
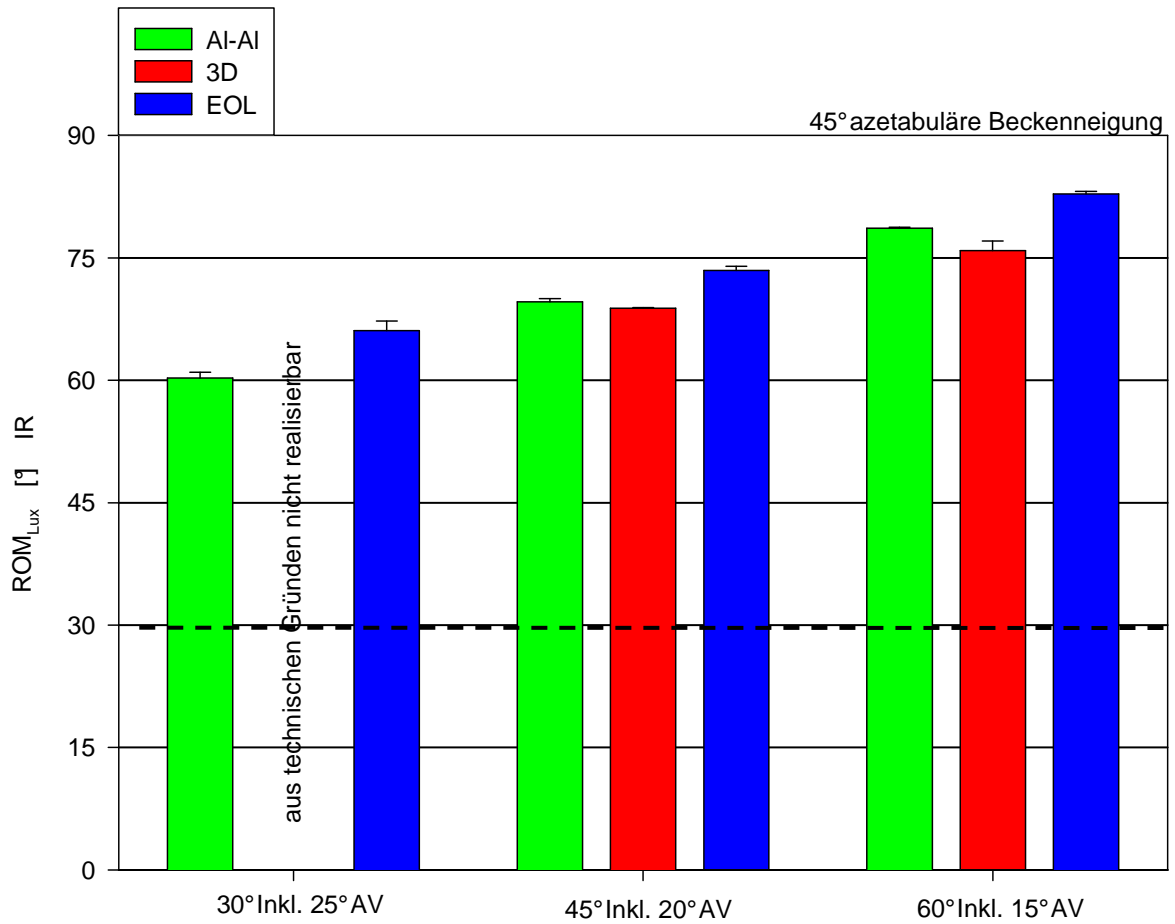


Fig. 3.2.12

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



Sagittale azetabuläre Beckenneigung von -15°

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.2.13

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

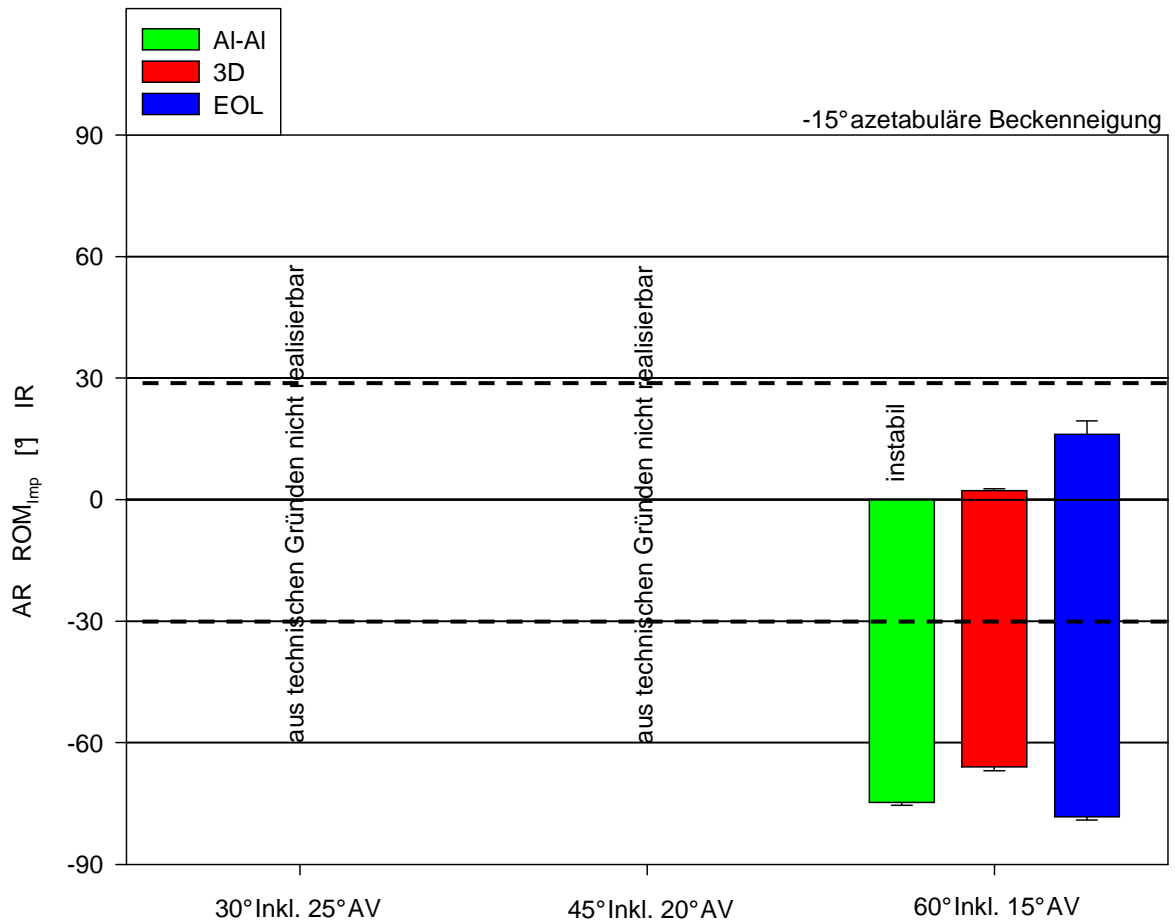


Fig. 3.2.14

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

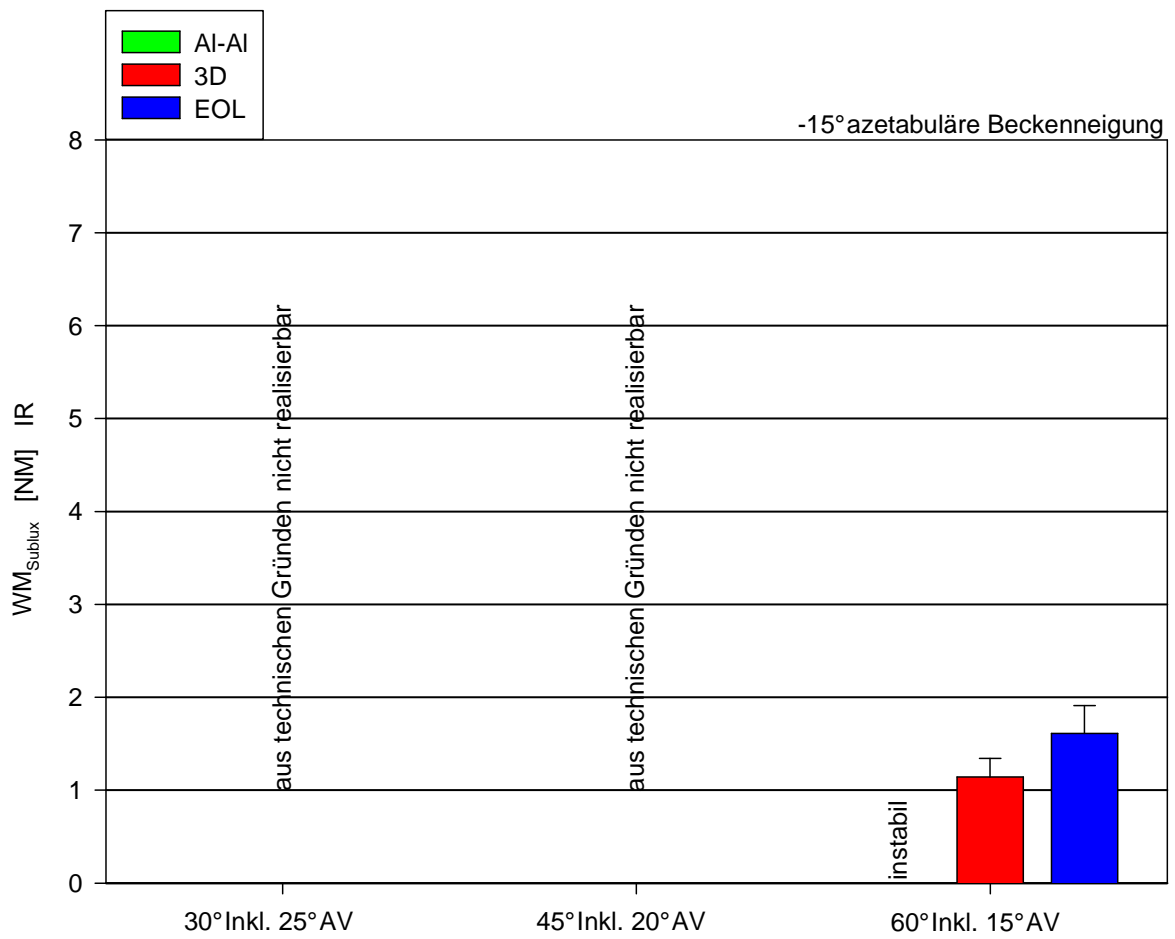
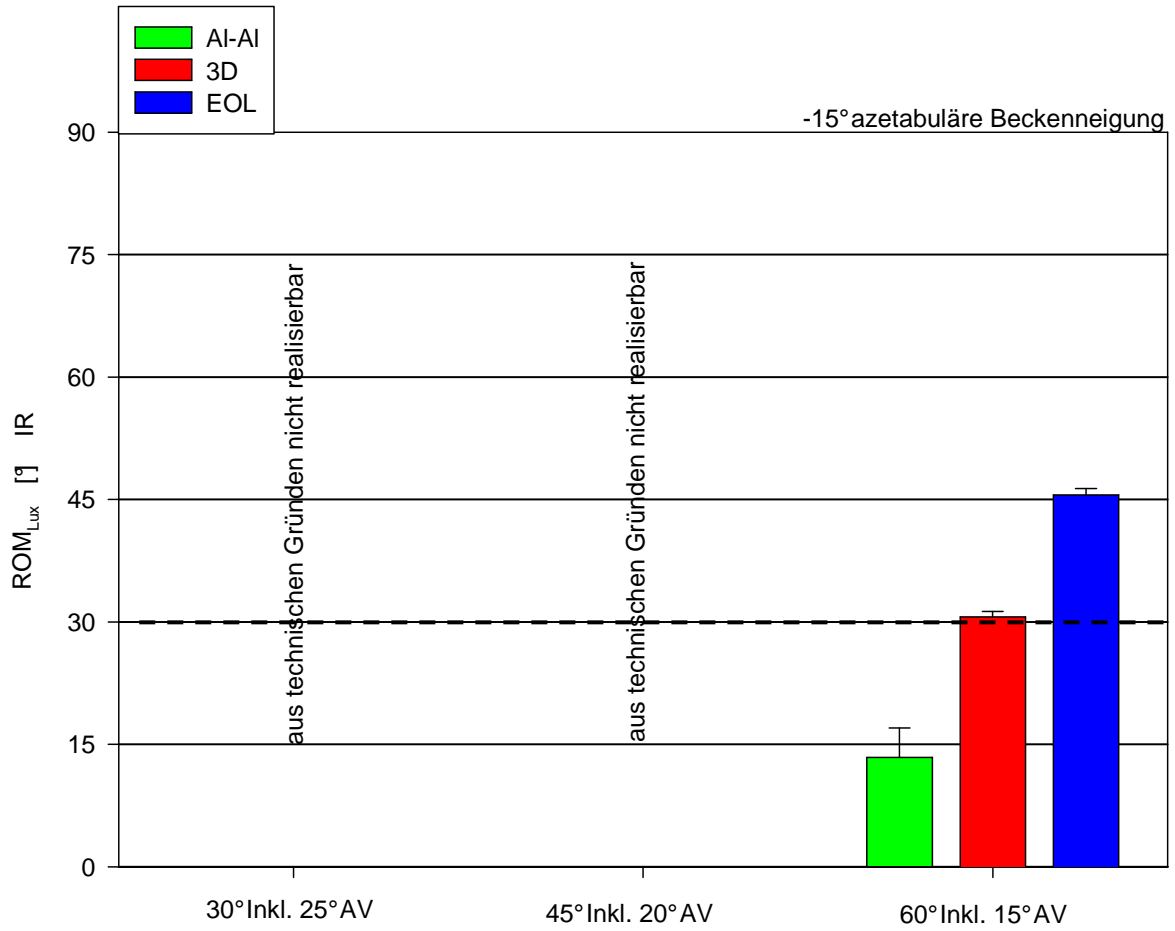


Fig. 3.2.15

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



Beinposition: 10°Extension / 15°Adduktion

Fig. 3.2.16

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10°Extension und 15°Adduktion.

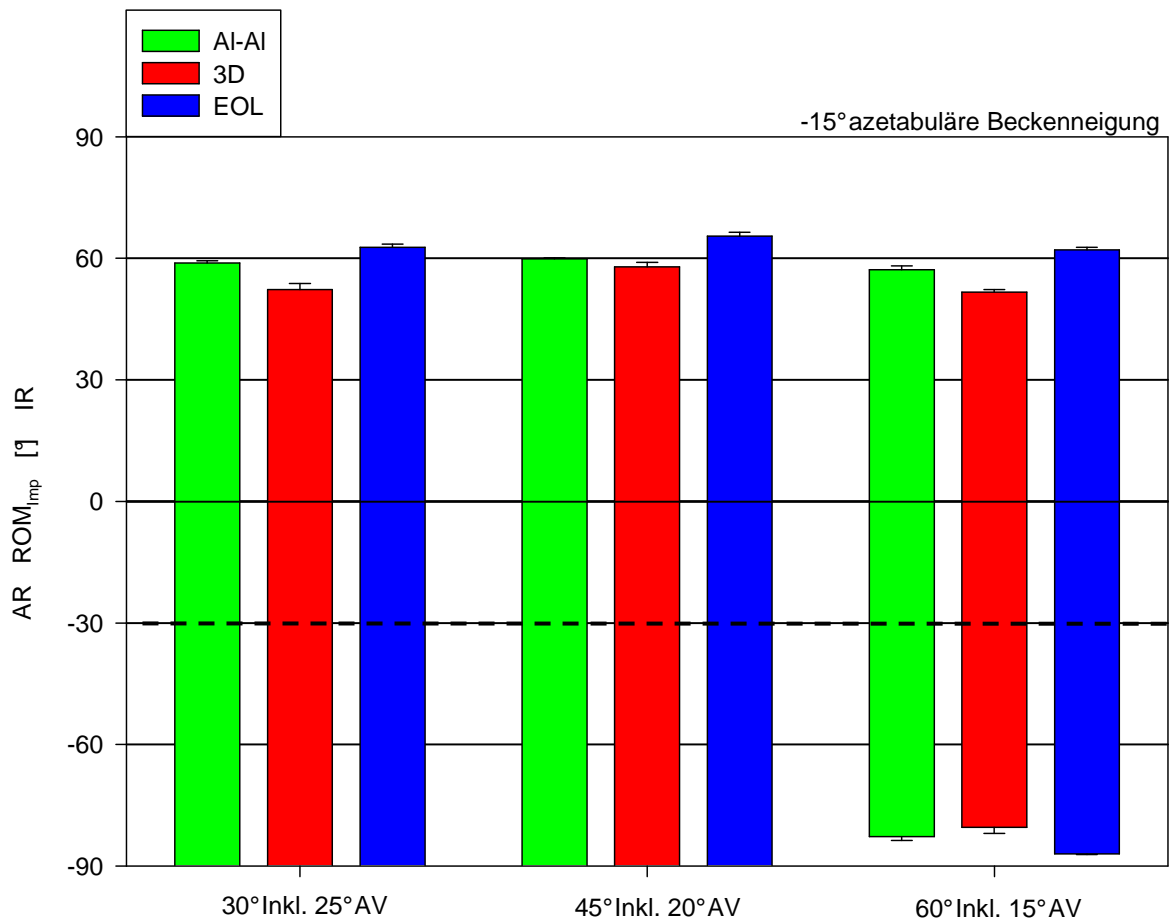


Fig. 3.2.17

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Außenrotationsbewegung in Kombination mit 10°Extension und 15°Adduktion.

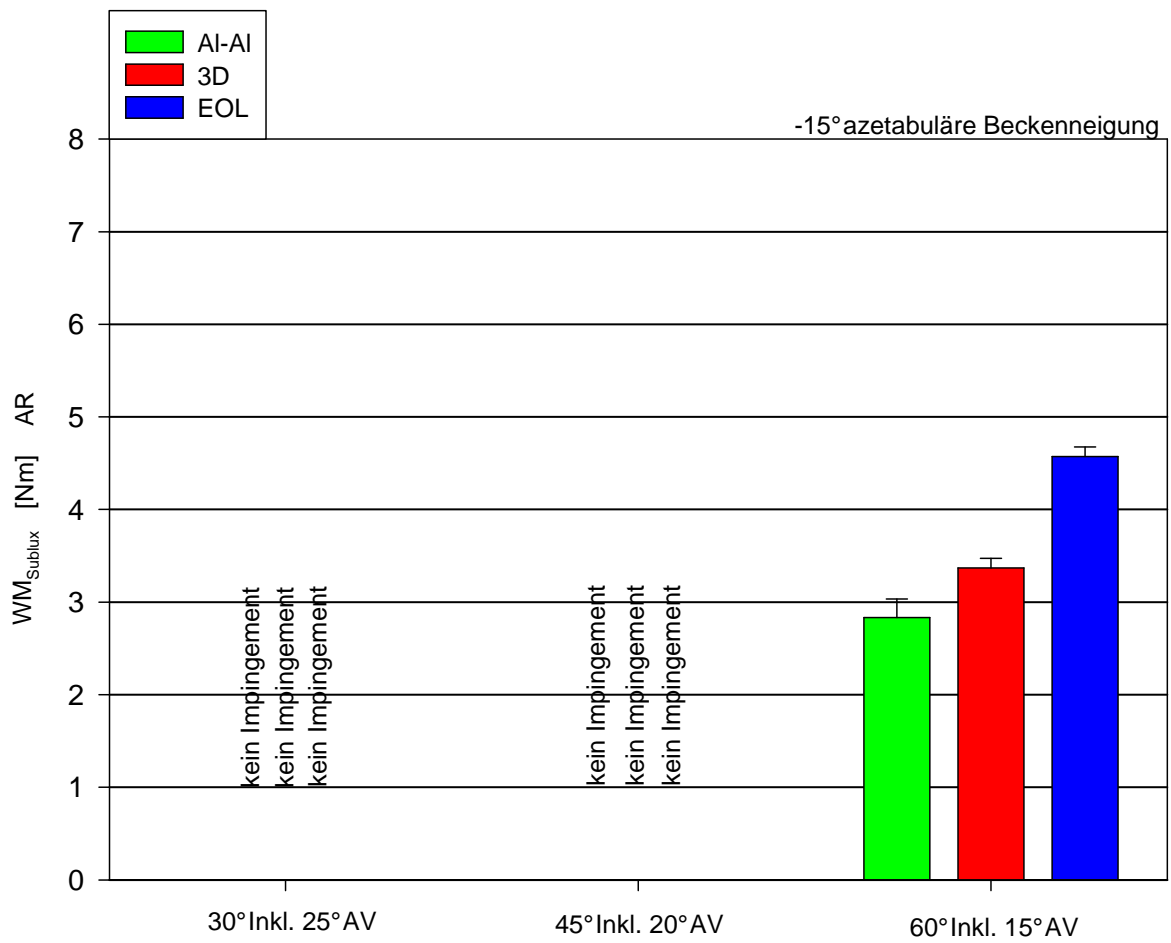
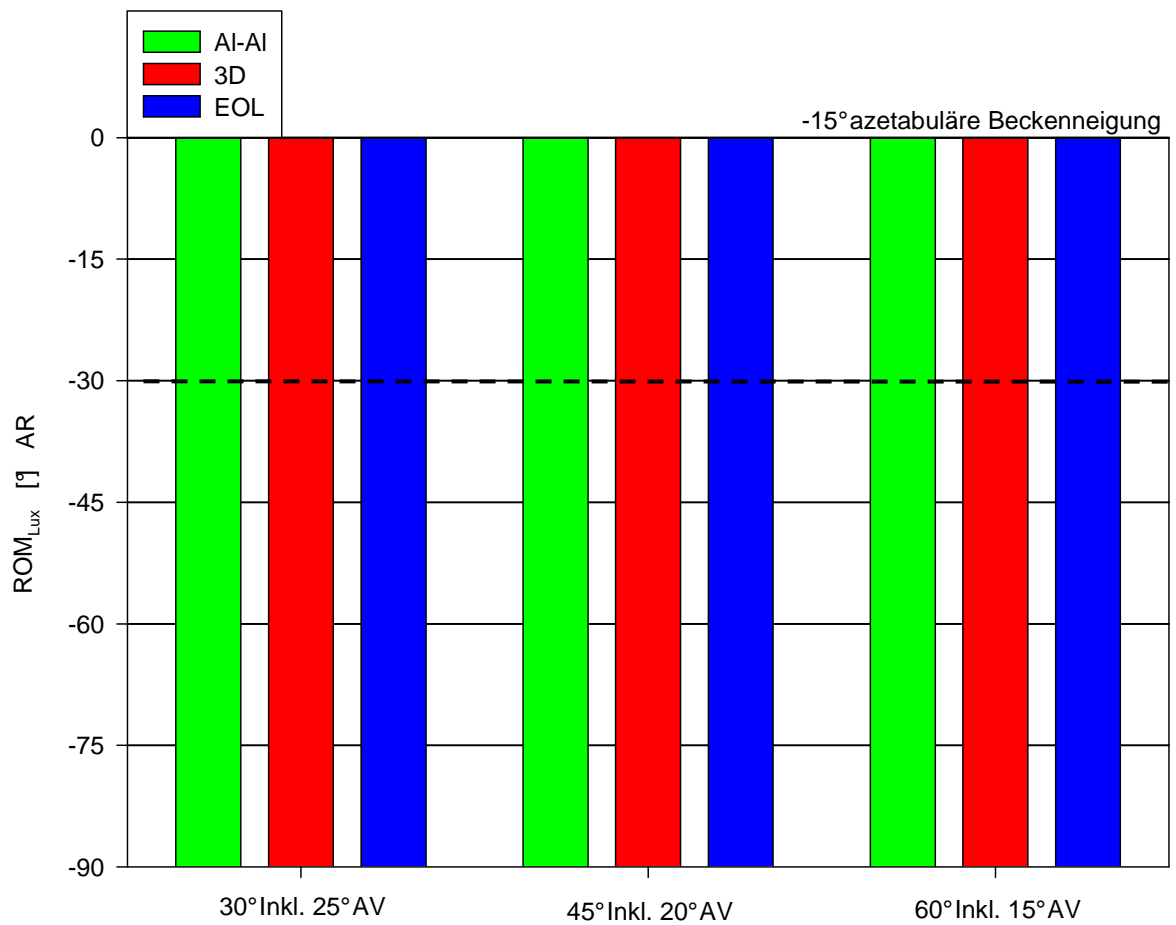


Fig. 3.2.18

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.



3.3 Standardtestverfahren sagittale azetabuläre Beckenneigung von 30°

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.3.1

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

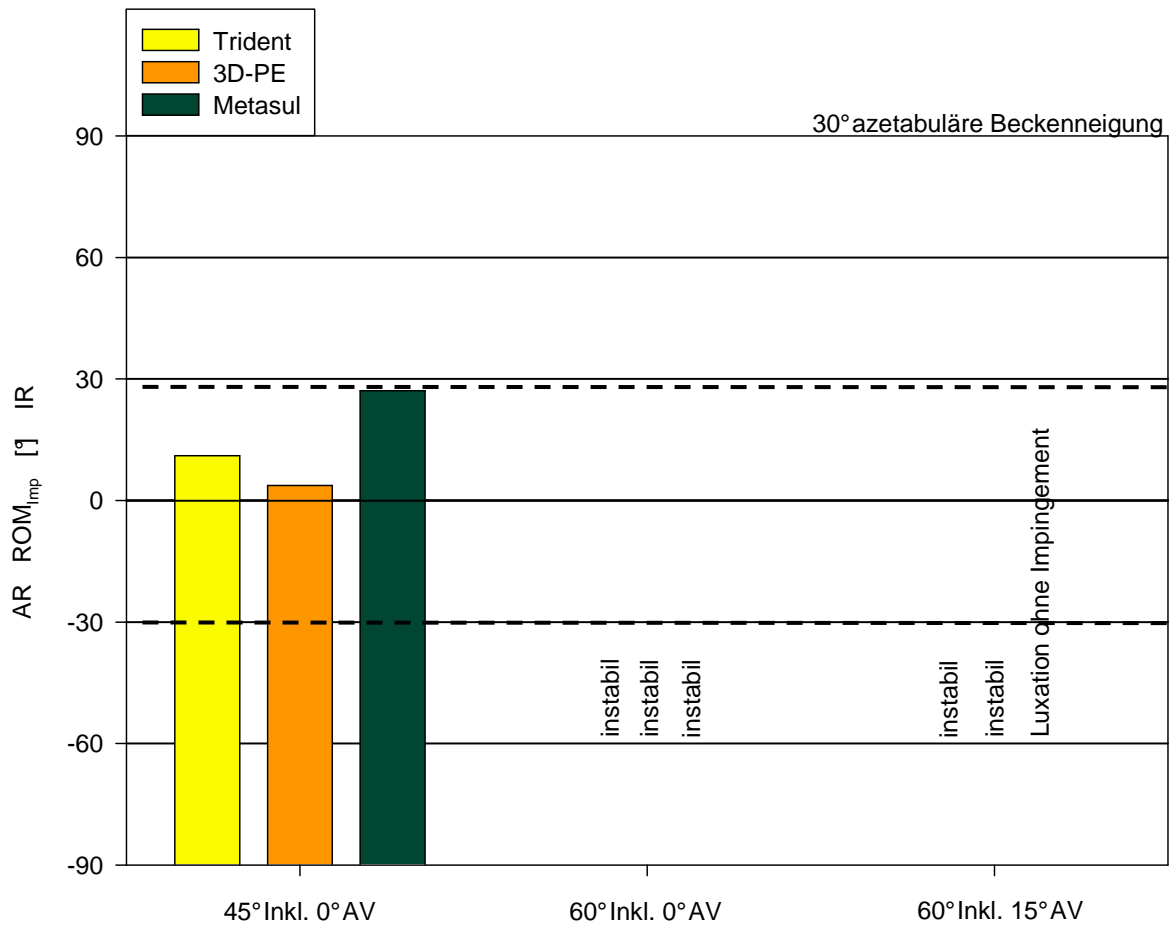


Fig. 3.3.2

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

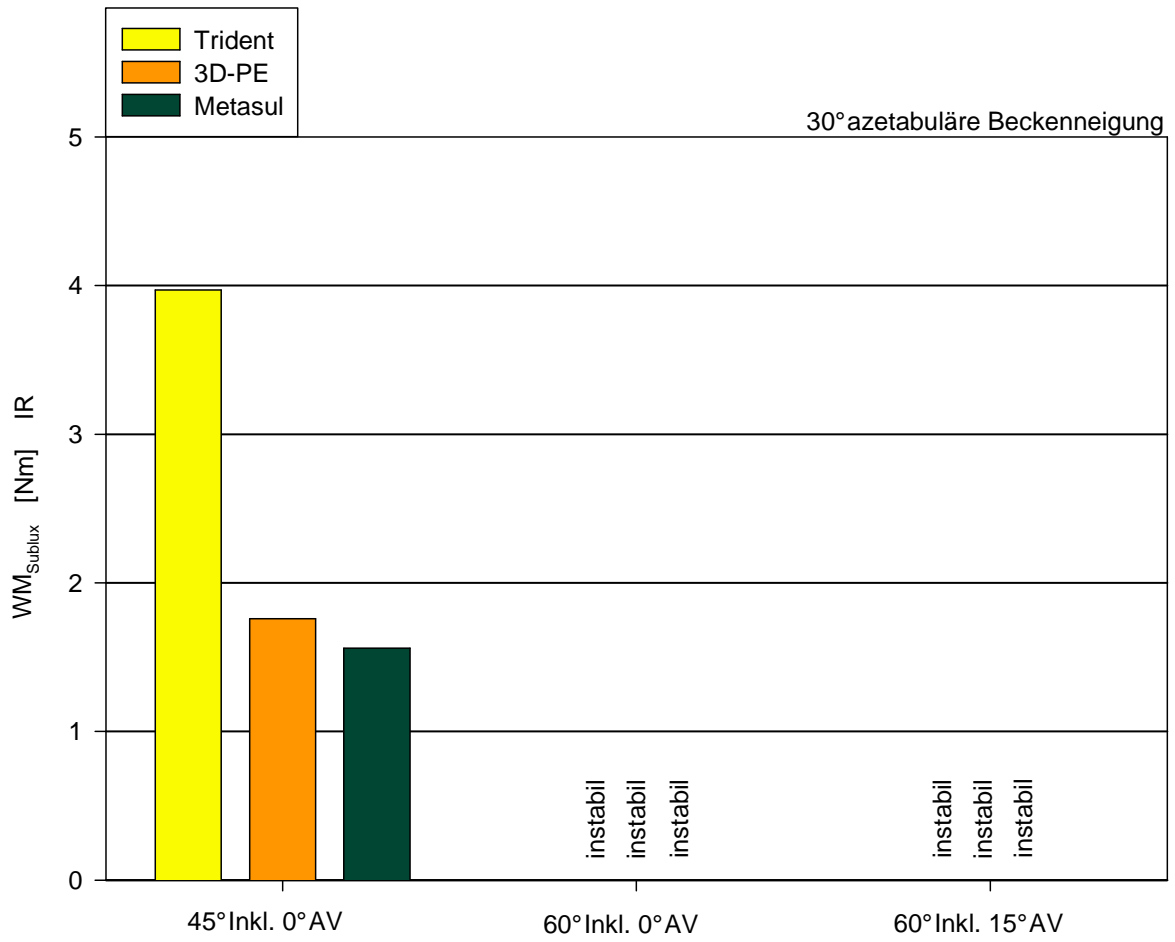
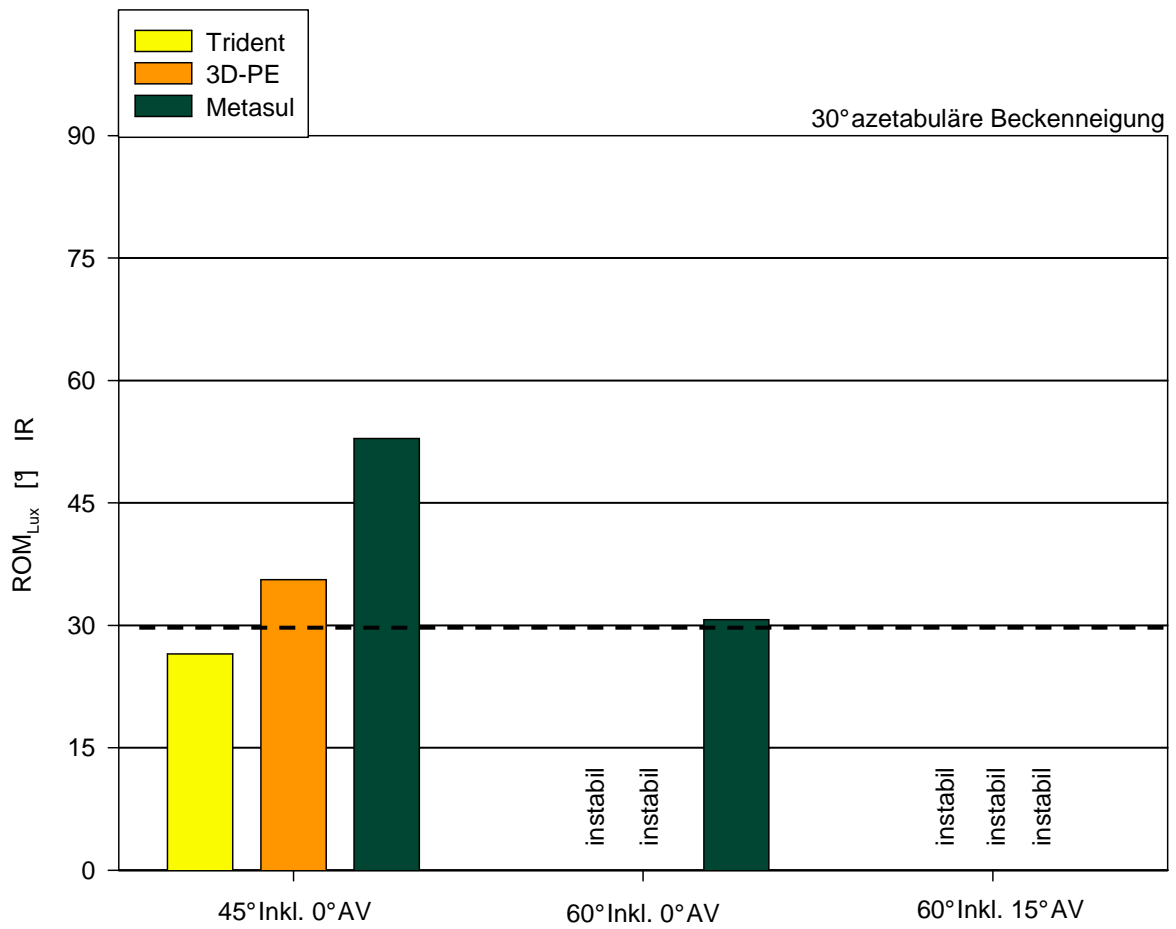


Fig. 3.3.3

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



Beinposition: 10° Extension / 15° Adduktion

Fig. 3.3.4

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.

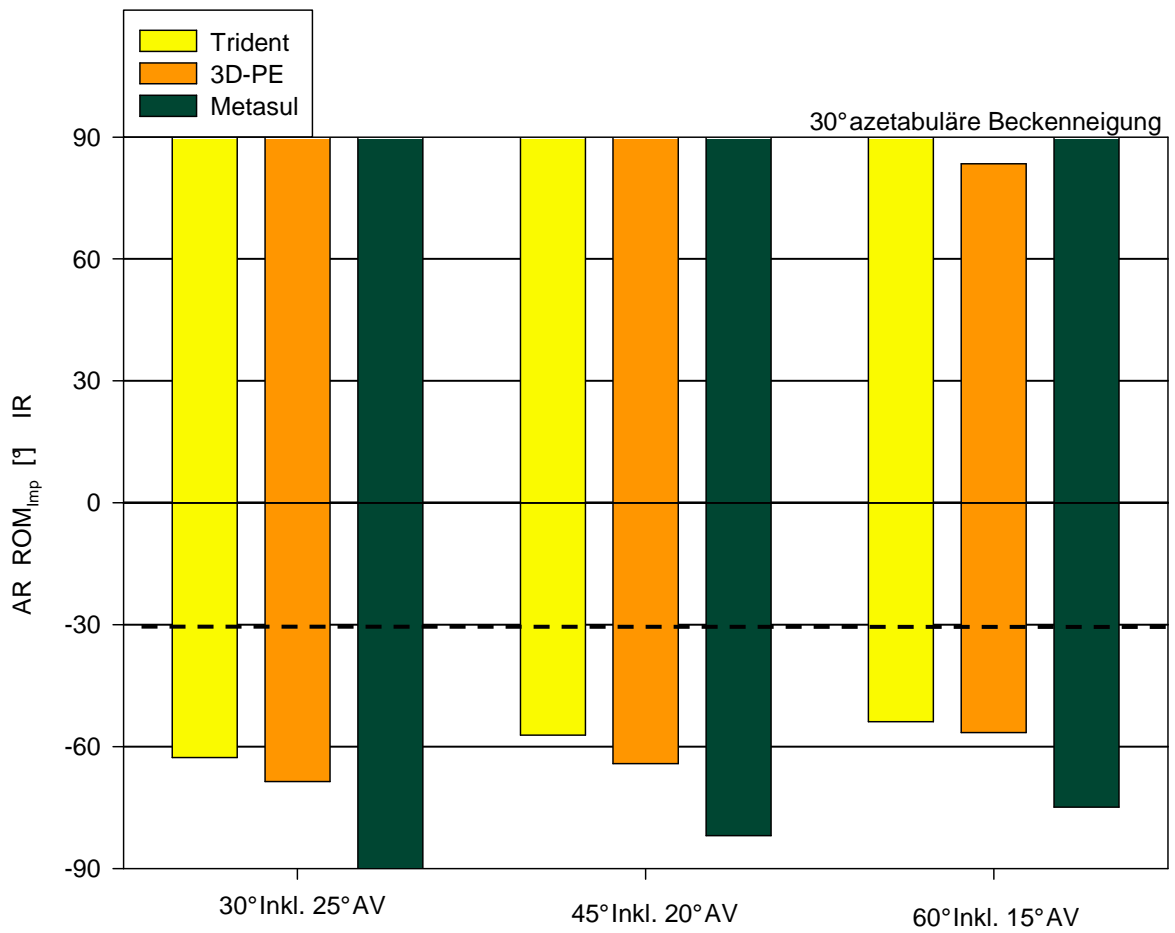


Fig. 3.3.5

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Außenrotationsbewegung in Kombination mit 10°Extension und 15°Adduktion.

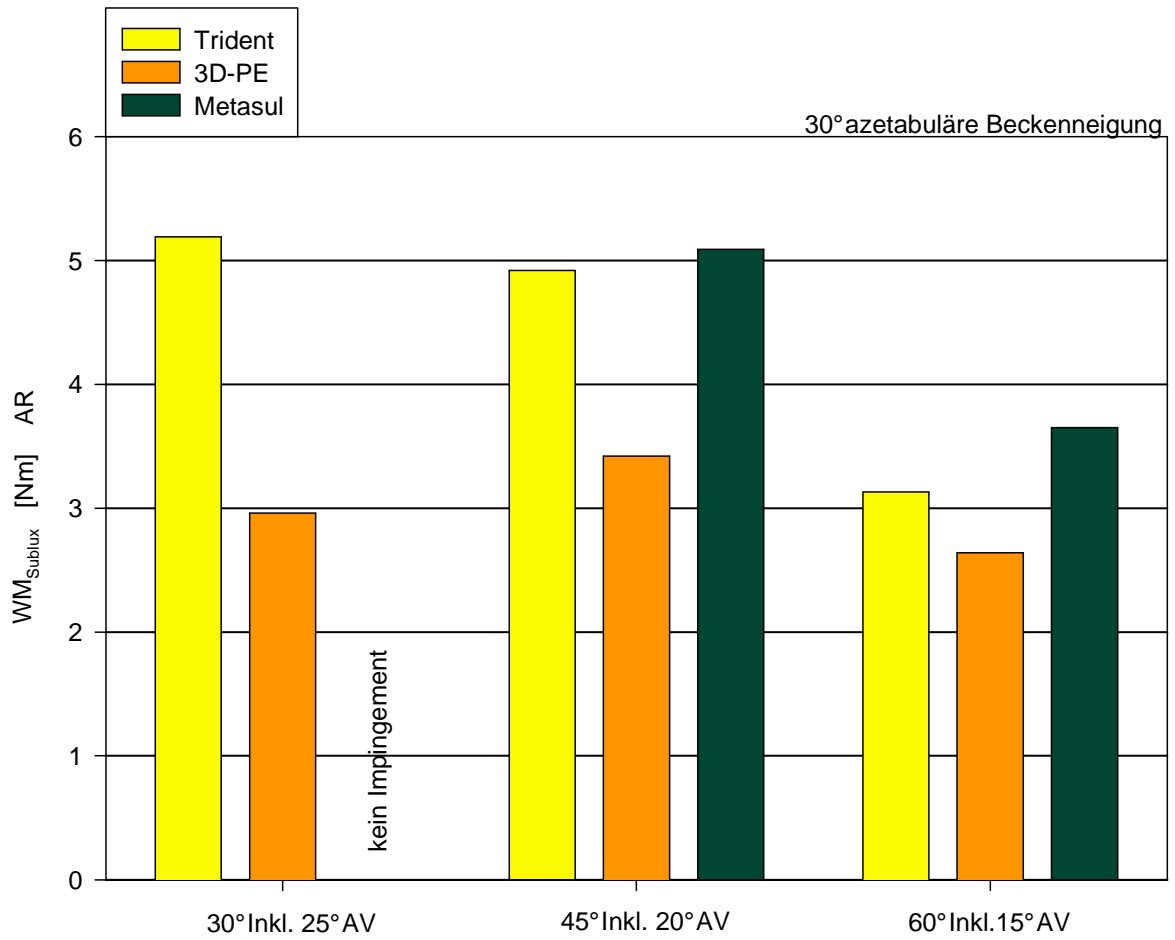
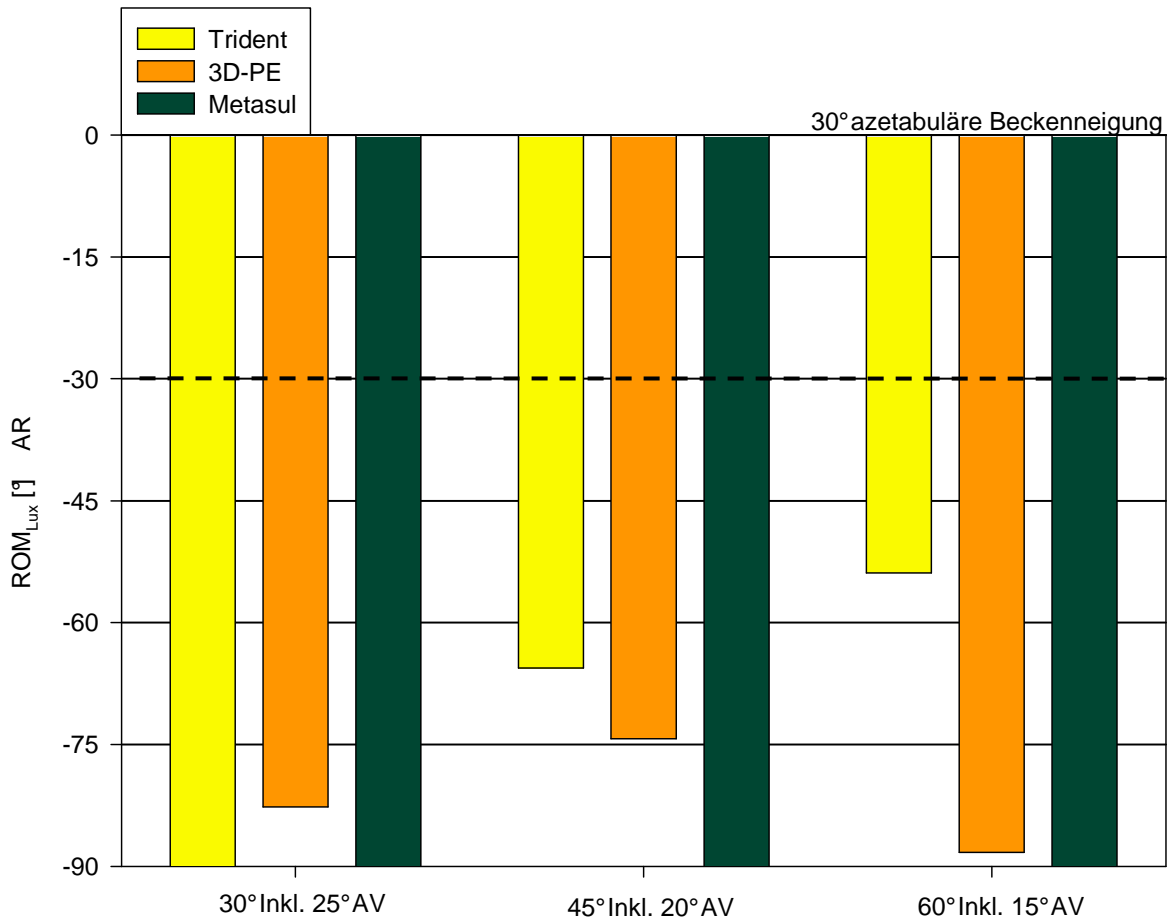


Fig. 3.3.6

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.



Sagittale azetabuläre Beckenneigung von 45°

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.3.7

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

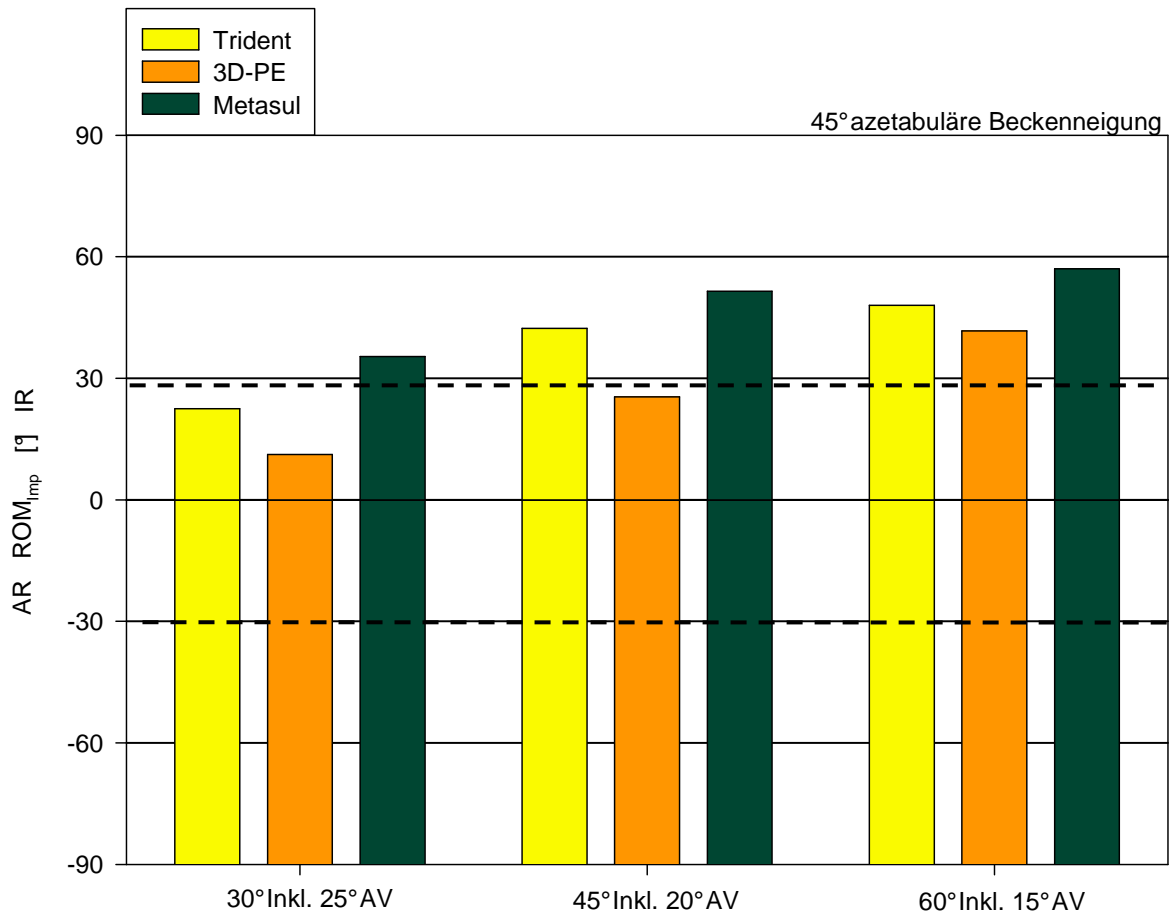


Fig. 3.3.8

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

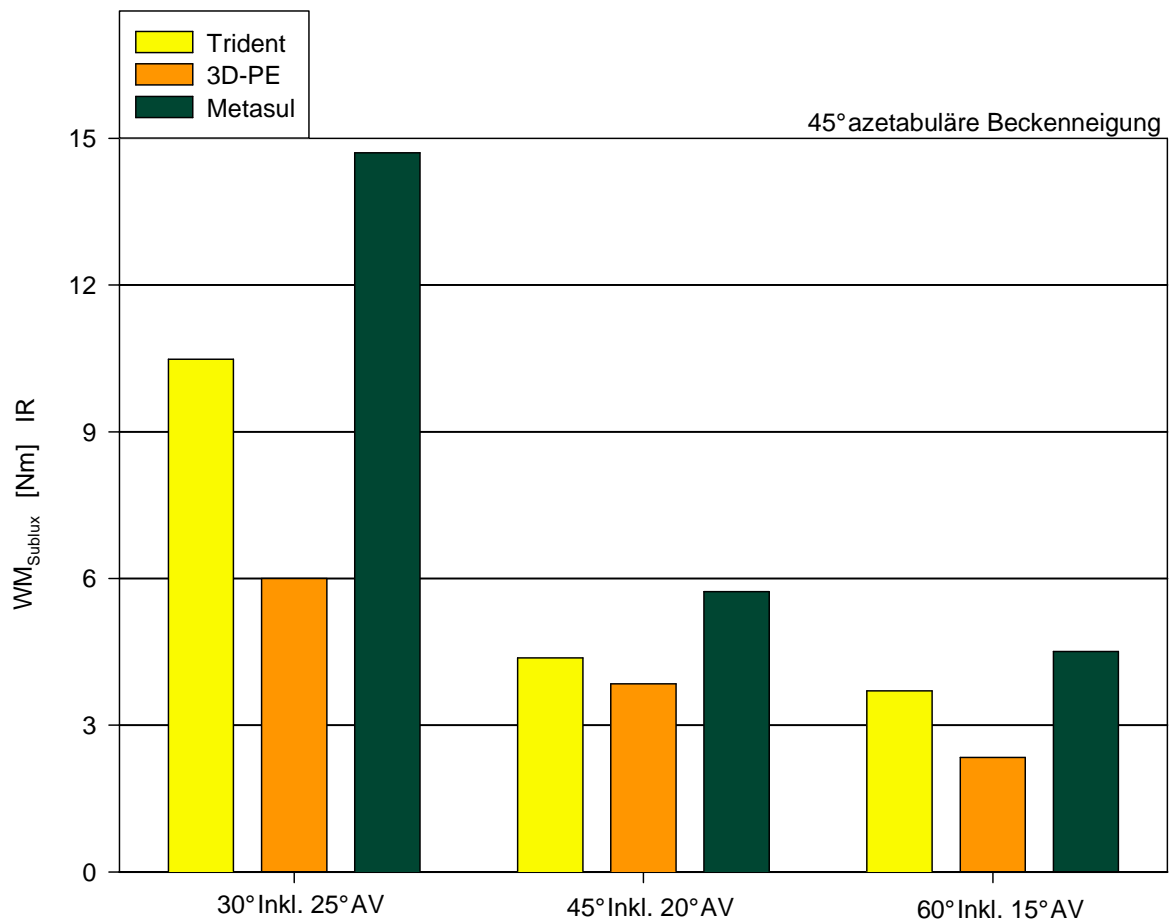
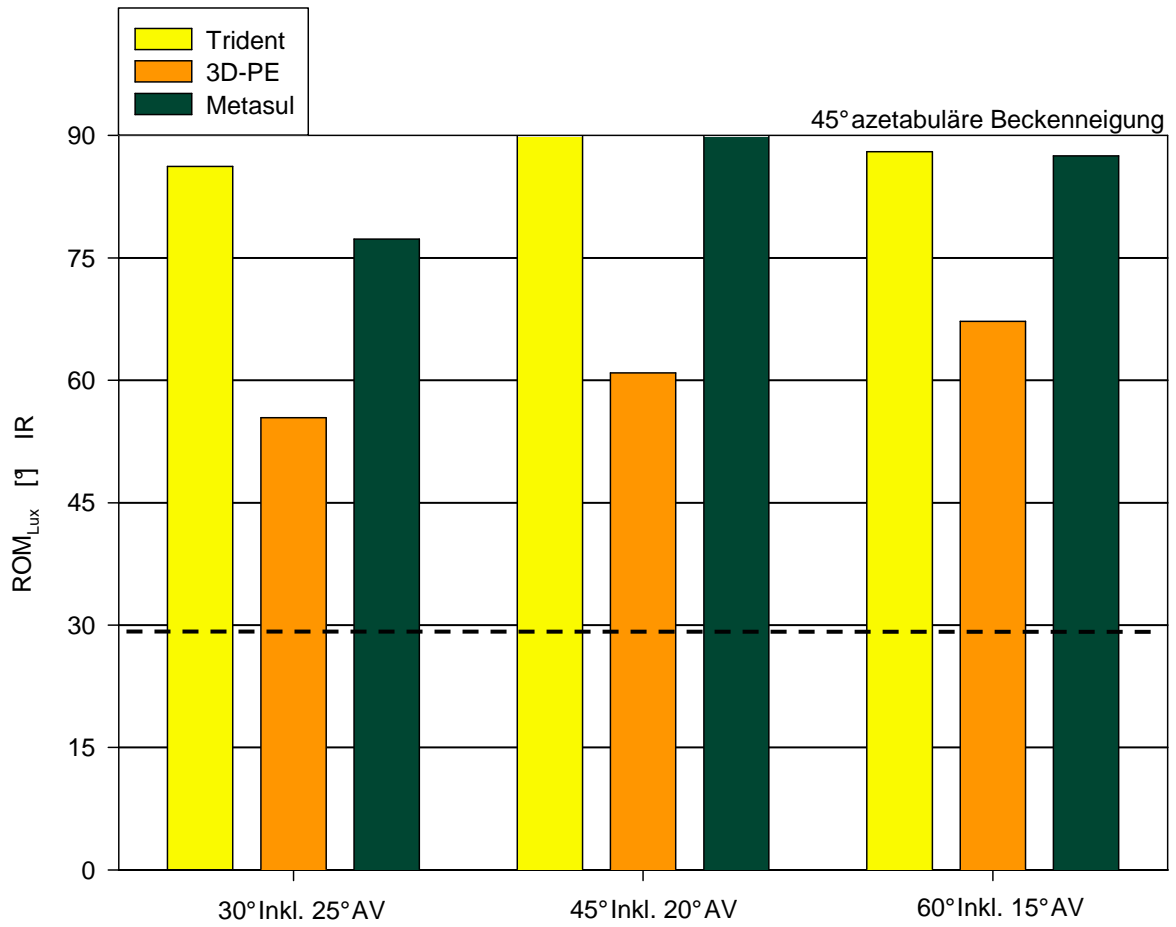


Fig. 3.3.9

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



Beinposition: 10° Extension / 15° Adduktion

Fig. 3.3.10

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges (ROM_{Imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.

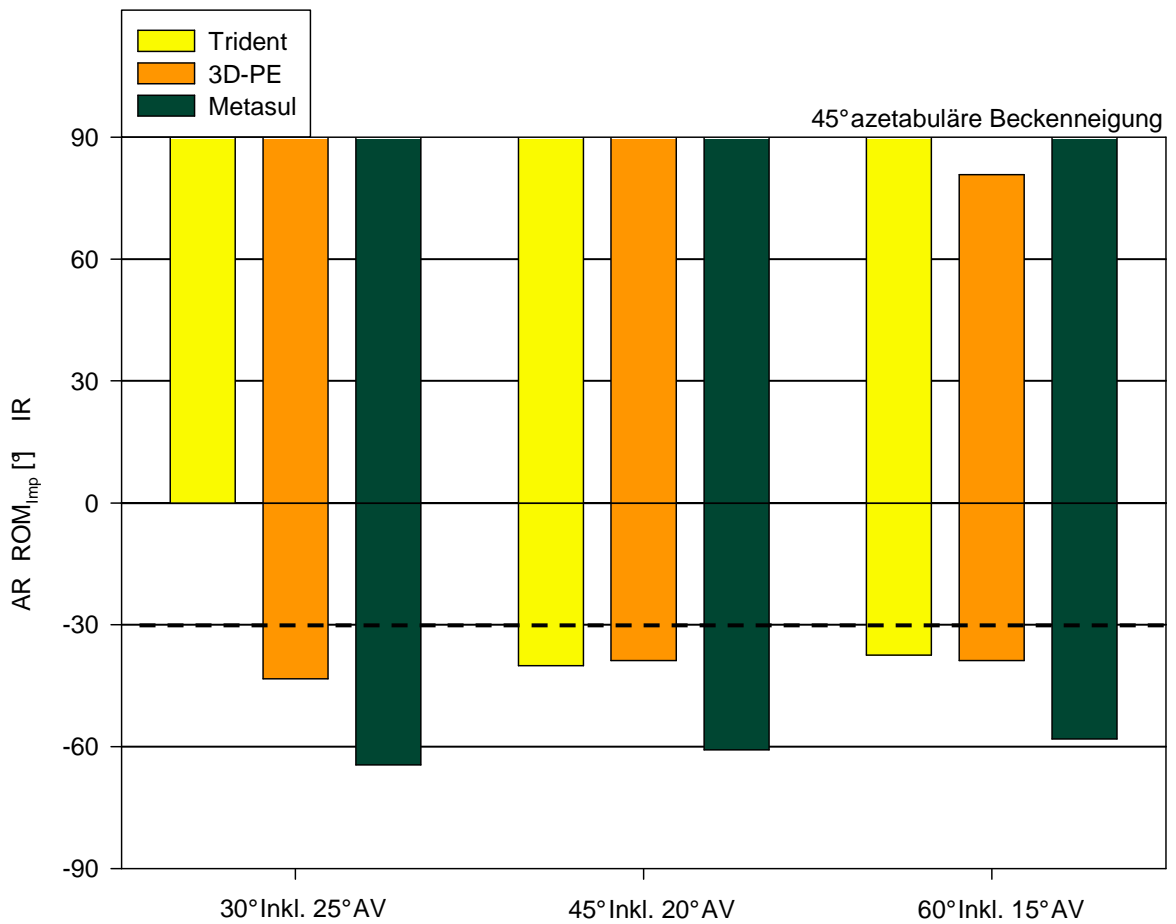


Fig. 3.3.11

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Außenrotationsbewegung in Kombination mit 10°Extension und 15°Adduktion.

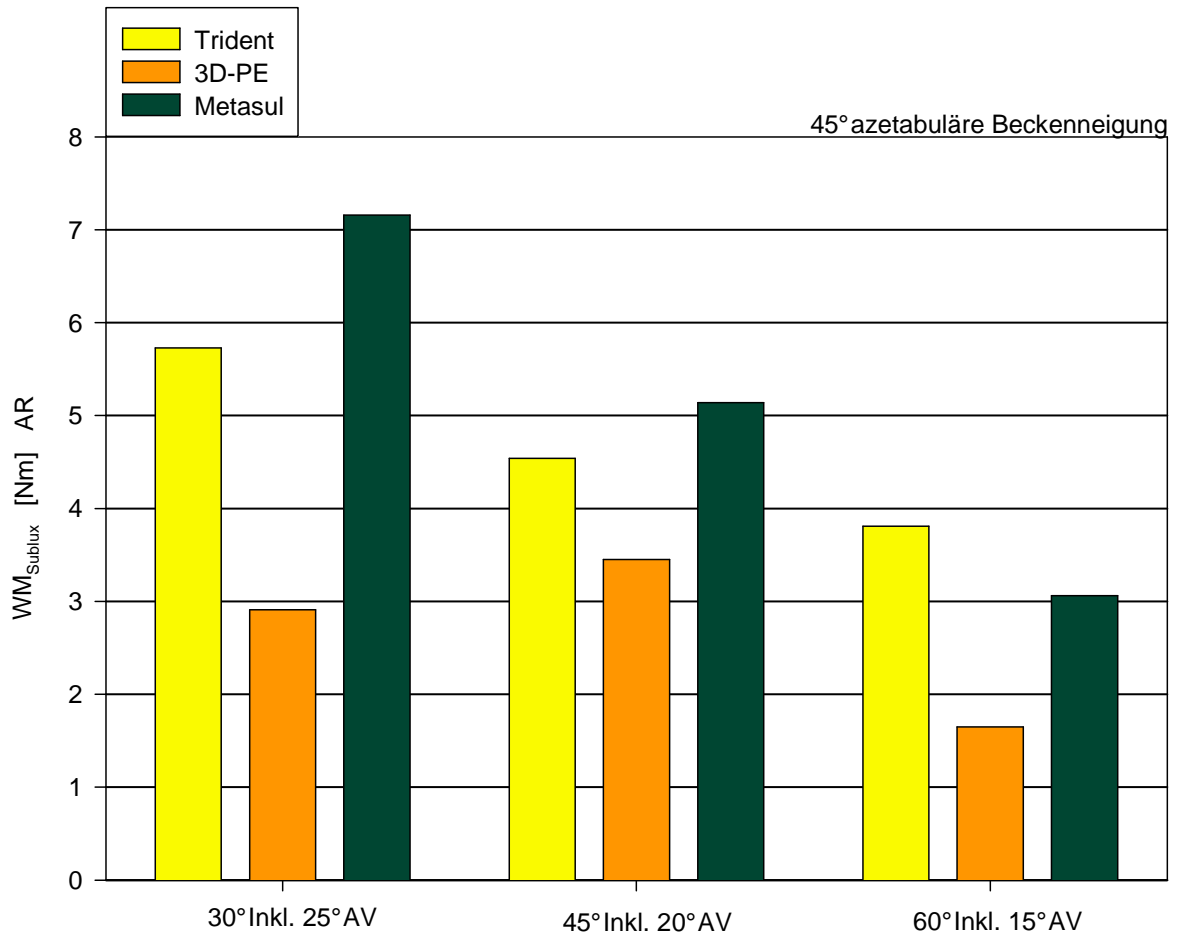
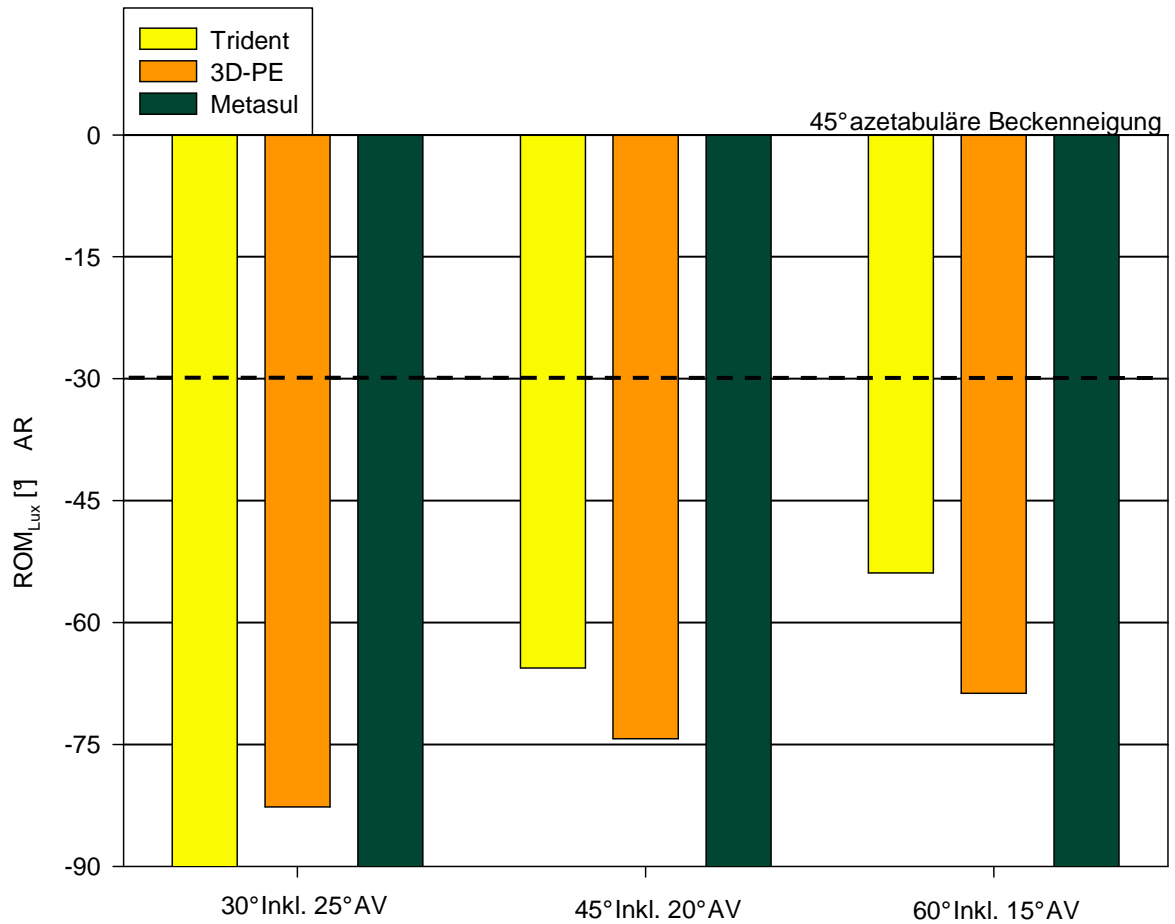


Fig. 3.3.12

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.



Sagittale azetabuläre Beckenneigung von 60°

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.3.13

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innen- und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

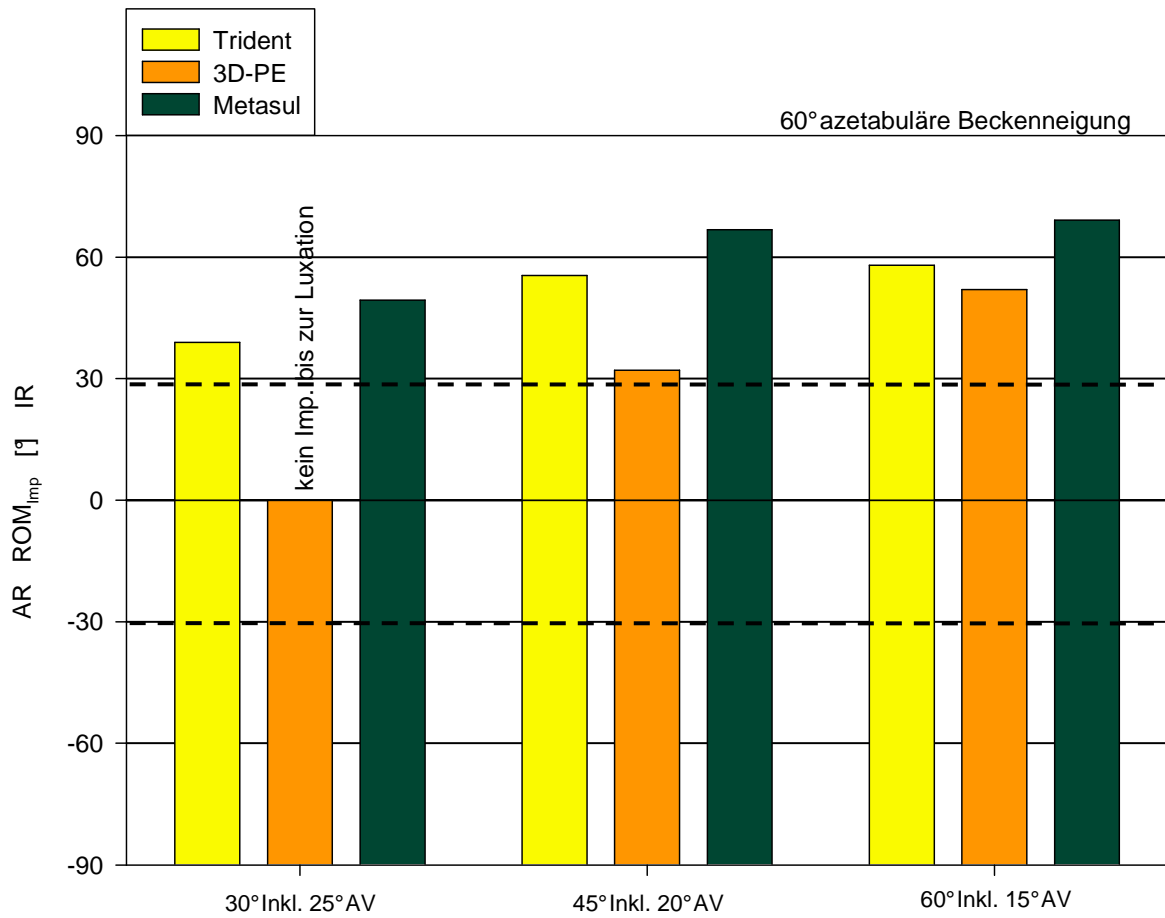


Fig. 3.3.14

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

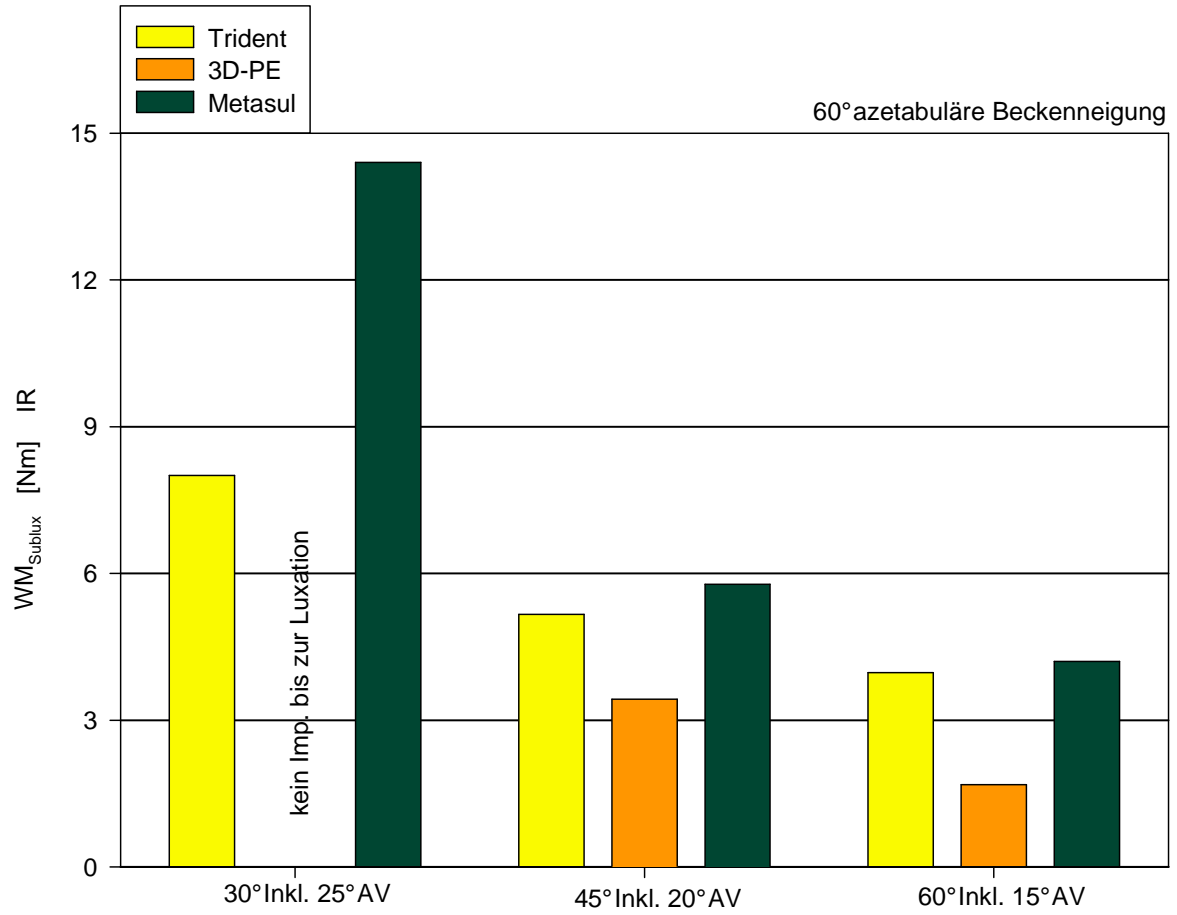
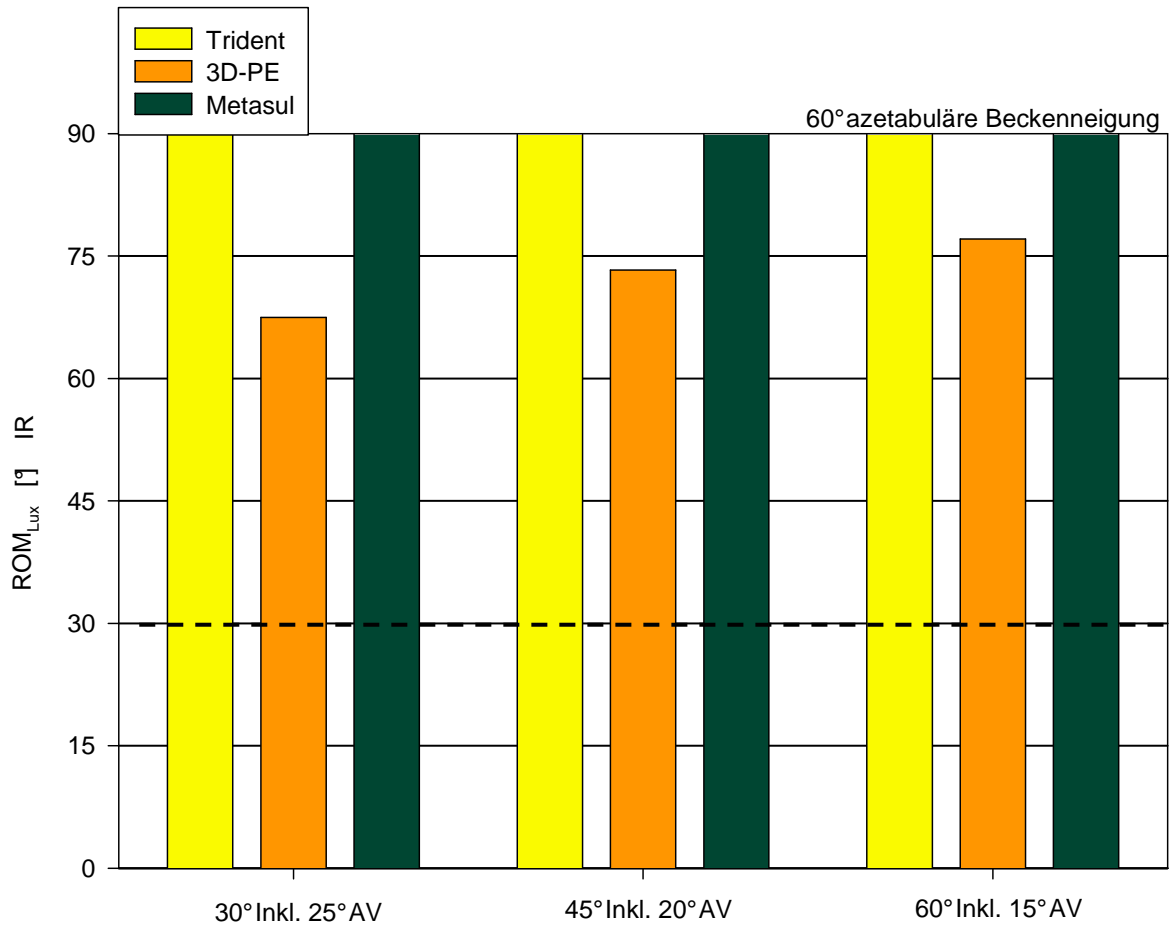


Fig. 3.3.15

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



3.4 Gegenüberstellung der unterschiedlichen Beckenneigungswinkel

Beinposition: 90° Flexion / 0° Adduktion

Fig. 3.4.1

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

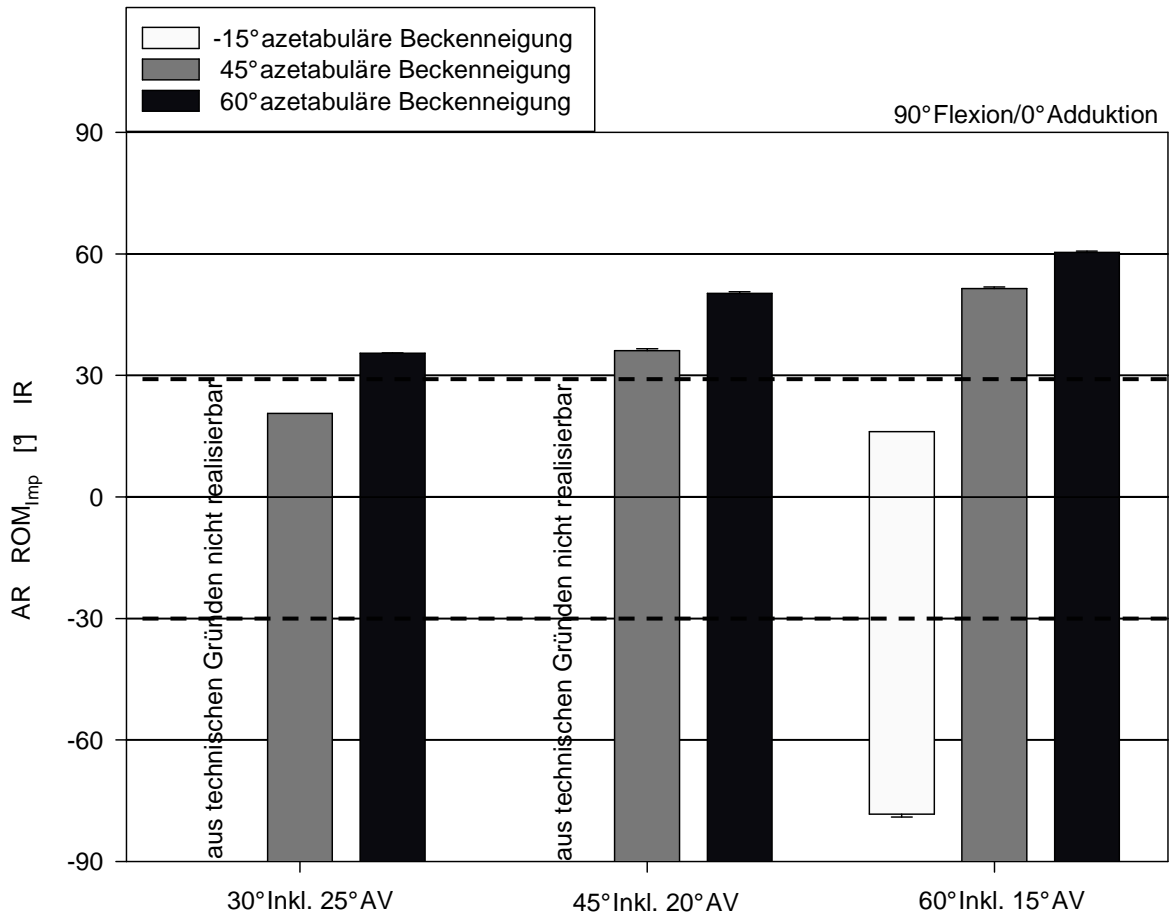


Fig. 3.4.2

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Innenrotationsbewegung in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.

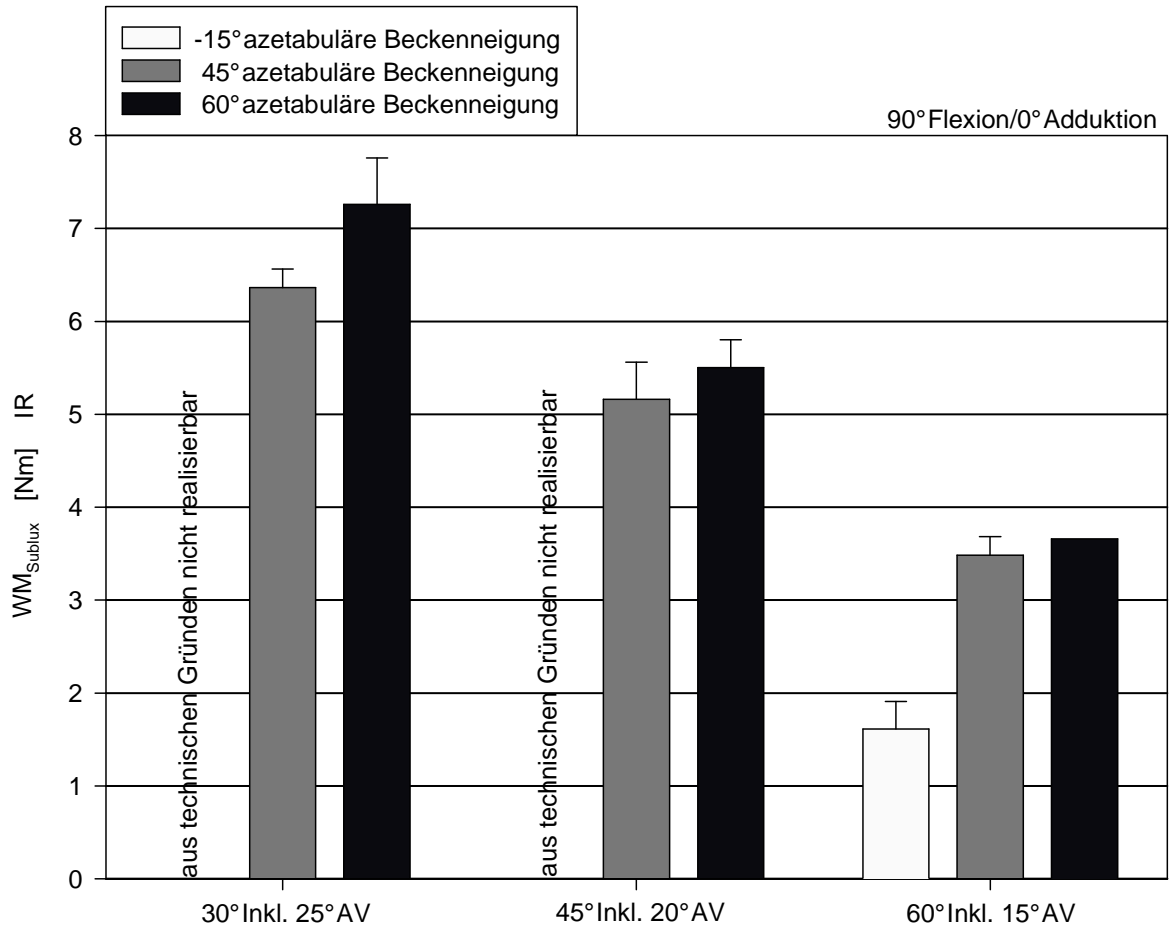
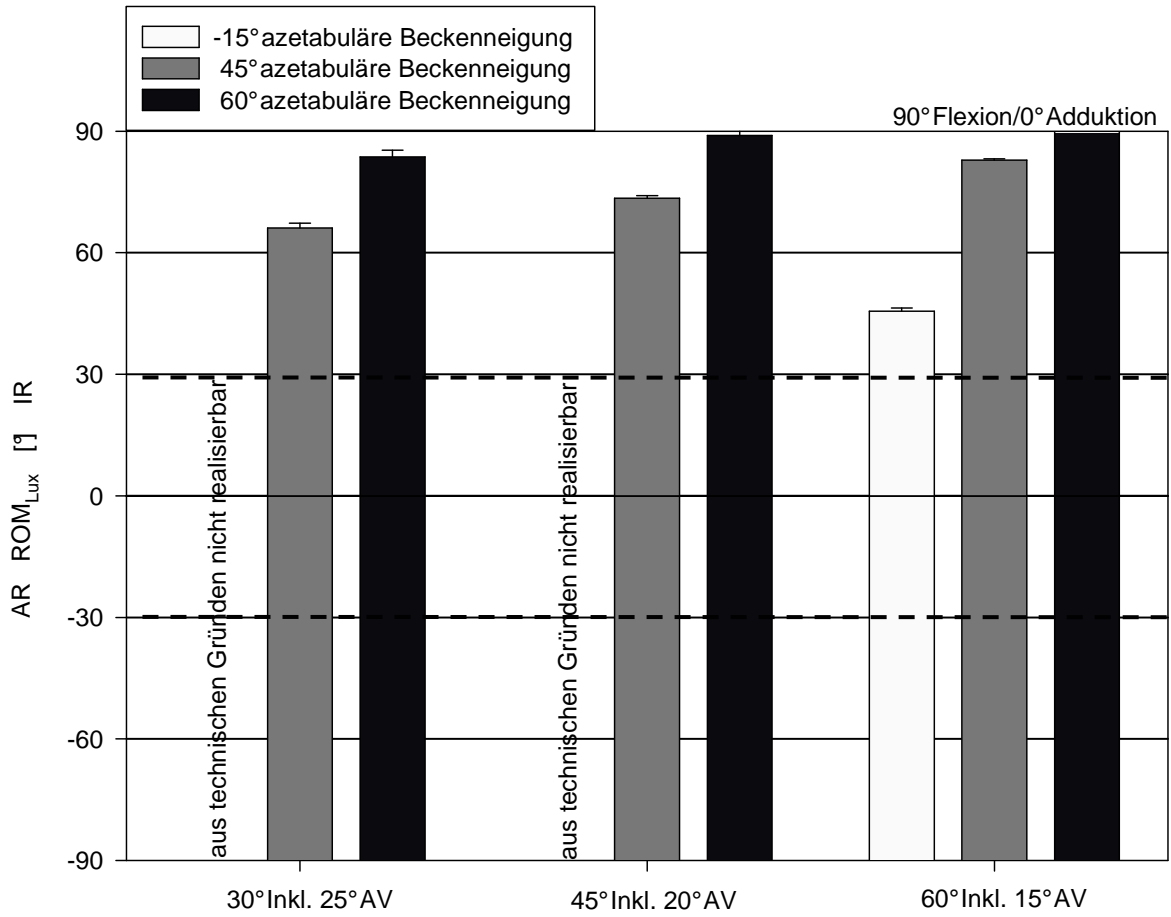


Fig. 3.4.3

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion und 0° Adduktion.



Beinposition: 10°Extension / 15°Adduktion

Fig. 3.4.4

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation in Kombination mit 10°Extension und 15°Adduktion.

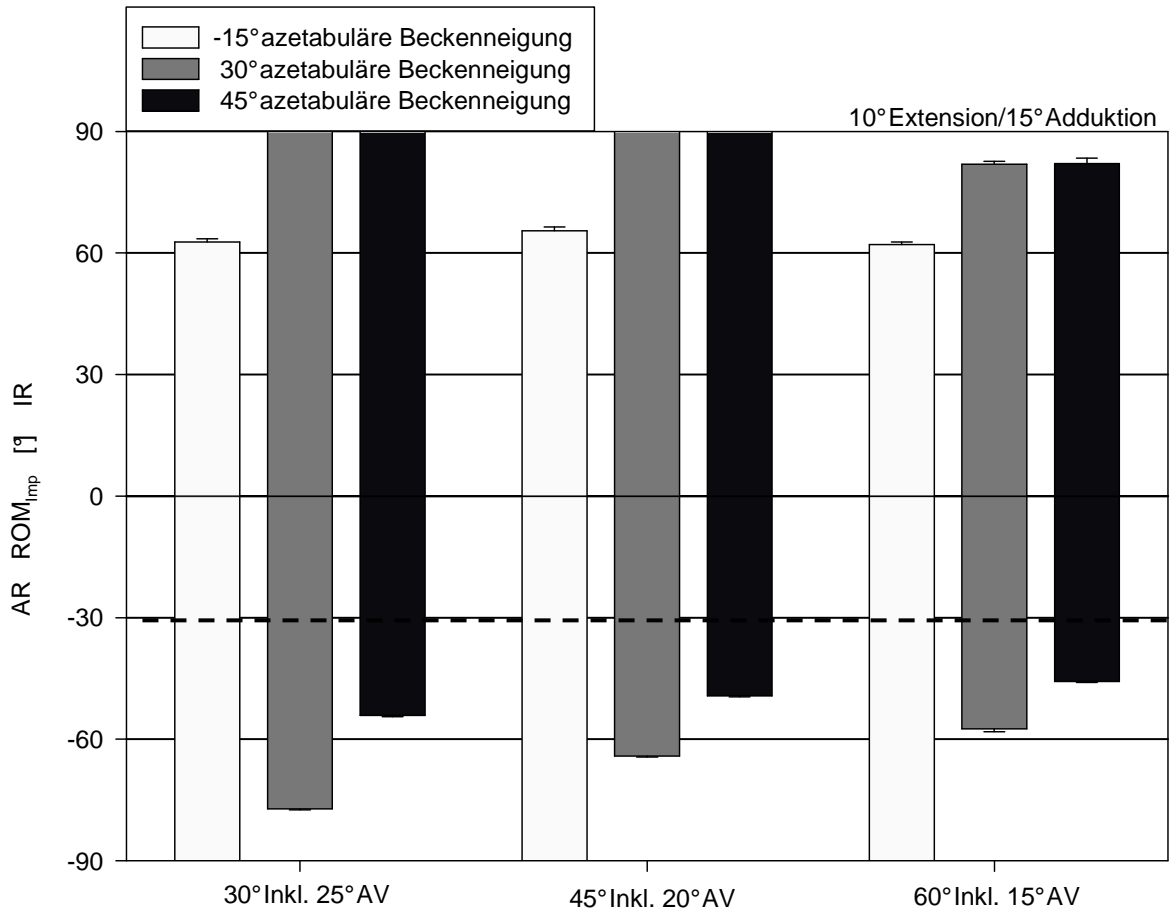


Fig. 3.4.5

Darstellung des maximal auftretenden Widerstandsmomentes während einer Subluxation bei einer Außenrotationsbewegung in Kombination mit 10°Extension und 15°Adduktion.

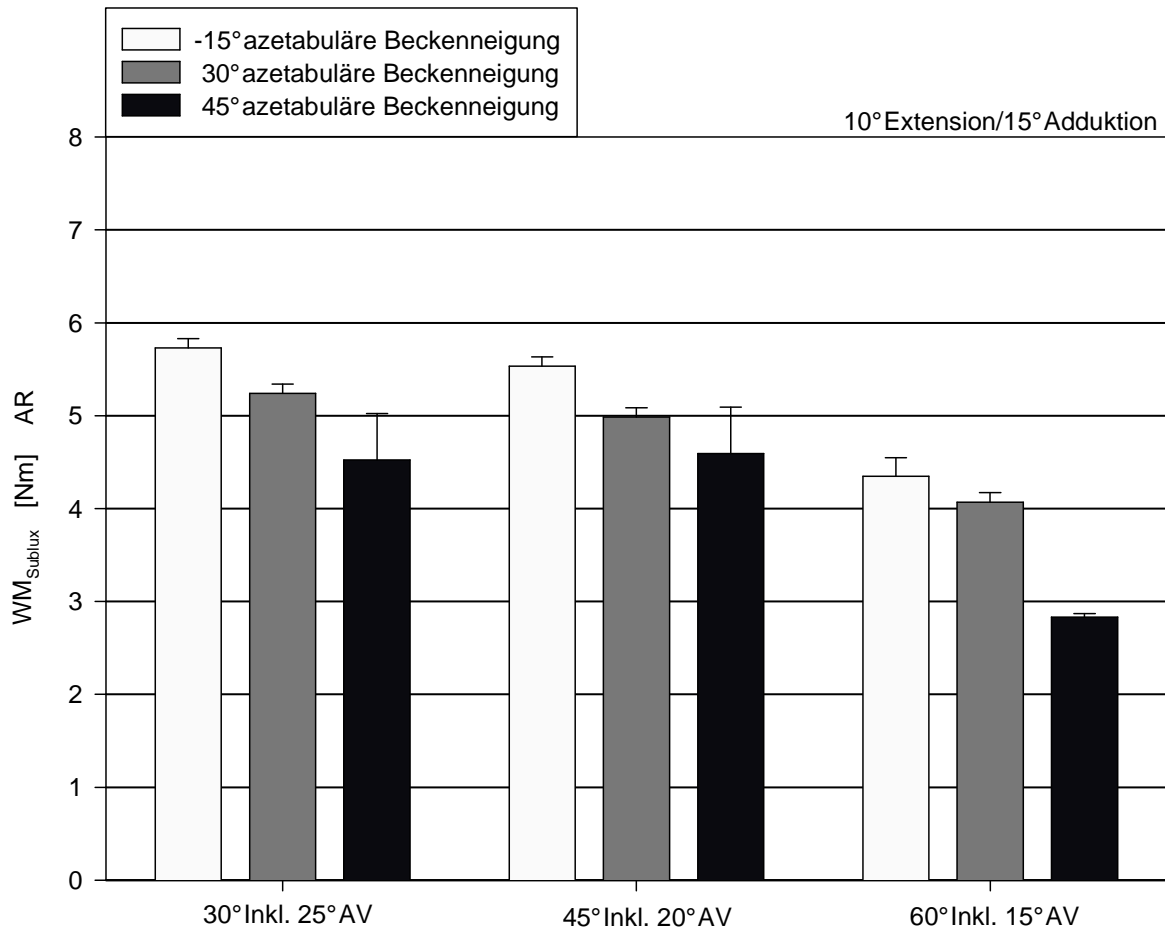


Fig. 3.4.6

Darstellung des durchführbaren Bewegungsumfanges bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion.

