

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

**Experimentelle Untersuchung von speziellen Implantat-Designvarianten
zur Luxationsvermeidung von künstlichen Hüftgelenken**

Susanne Zimmermann

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. Univ.-Prof. Dr. W. Mittelmeier, Universität Rostock
(schriftliche Beurteilung)

apl. Prof. Dr. Dr. H. P. Rechl
(mündliche Prüfung)

2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 26.09.2005 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin
am 17.05.2006 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Hüftgelenkendoprothetik - früher und heute	1
1.2	Probleme und Komplikationen in der Hüftgelenkendoprothetik	2
1.3	Bisherige Forschungsergebnisse und ihre Bedeutung für die Klinik	5
1.4	Idee und Ziel der eigenen experimentellen Studie	8
2	Material und Methode	9
2.1	Versuchsaufbau und Versuchsprinzip	9
2.2	Verwendete Hüftgelenkendoprothesen-Modelle	13
2.2.1	Pfanneneinsätze	14
2.2.2	Hüftgelenkendoprothesenköpfe	21
2.2.3	Hüftgelenkendoprothesenstiel	23
2.3	Versuchsablauf	23
2.4	Datenerfassung und -verarbeitung	24
3	Ergebnisse	26
3.1	Vergleich asymmetrischer PE-Inserts	28
3.1.1	HWL-PE-Inserts vs. ERL-PE-Inserts vs. neutrales PE-Insert	28
3.1.2	Asymmetrische PE-Inserts verschiedener Implantat-Hersteller	35
3.2	Vergleich spezieller Antiluxations-Designs	39
3.2.1	Schnapp-Insert vs. 10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert	39
3.2.2	T.O.P.-Antiluxations-Insert vs. Schnapp-Insert vs. neutrale PE-Inserts	43
3.2.3	Constrained Liner vs. 10° HWL-PE-Insert vs. 10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert	47
3.2.4	C-Hüftpfanne augmentiert vs. neutral	51
3.3	Vergleich asymmetrischer Inserts aus ESKA-Ceram [®] und PE	57
3.4	Vergleich verschiedener Kopfgrößen bei neutralen und asymmetrischen PE-Inserts	61

4	<i>Diskussion</i>	69
4.1	Vergleich asymmetrischer PE-Inserts	71
4.1.1	HWL-PE-Inserts vs. ERL-PE-Inserts vs. neutrales PE-Insert.....	71
4.1.2	Asymmetrische PE-Inserts verschiedener Implantat-Hersteller.....	76
4.2	Vergleich spezieller Antiluxations-Designs	79
4.2.1	Schnapp-Insert vs. 10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert	79
4.2.2	T.O.P.-Antiluxations-Insert vs. Schnapp-Insert vs. neutrale PE-Inserts	81
4.2.3	Constrained Liner vs. 10° HWL-PE-Insert vs.10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert	84
4.2.4	C-Hüftpfanne augmentiert vs. neutral	86
4.3	Vergleich asymmetrischer Inserts aus ESKA-Ceram[®] und PE	88
4.4	Vergleich verschiedener Kopfgrößen bei neutralen und asymmetrischen PE-Inserts	91
4.5	Implantat-Positionierung	94
5	<i>Zusammenfassung</i>	96
6	<i>Literaturverzeichnis</i>	98
7	<i>Abbildungsverzeichnis</i>	103
8	<i>Tabellenverzeichnis</i>	110
9	<i>Danksagung</i>	112
10	<i>Anhang</i>	113

Abkürzungsverzeichnis

Abd	Abduktion
Add	Adduktion
Al ₂ O ₃	Aluminiumoxid
AR	Außenrotation
AT	Antetorsion des Stiels
AV	Anteversio n 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
HCLPE	highly cross-linked polyethylene
HWL	High-Wall-Liner
IR	Innenrotation
Ker	Keramik
LSD	Least Significance Difference
Met	Metall
OP	Operation
p	p-Wert, Signifikanz
PE	Polyethylen
PE-UHMW	ultra-high molecular weight polyethylene
PMMA	Polymethylmetacrylat
ROM _{Imp}	Range of Motion bis zum Impingement
ROM _{Lux}	Range of Motion bis zur Luxation
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 Hüftgelenkendoprothetik - früher und heute

Künstliche Hüftgelenke wurden erstmals um 1890 von Themistokles von Gluck an der Chirurgischen Universitätsklinik Charité in Berlin eingesetzt [47, S. 39]. Dessen Idee war es, zerstörte Gelenke durch formgerechte, aus Fremdmaterial bestehende Gelenkkörper, so genannte Gelenkendoprothesen, zu ersetzen. Nachdem die klinische Umsetzung jedoch schlechte Resultate zeigte, sah man zunächst von weiteren Implantationen ab und die Entwicklung auf diesem Gebiet der Medizin stagnierte für längere Zeit [47, S. 39].

In den 40er Jahren entwickelten die Gebrüder Judet in Frankreich und Moore in den USA Hüftkopfteilprothesen [47, S. 40]. Diese künstlichen Gelenke bestanden aus dem Kunststoff Polymethylmetacrylat (PMMA). Ende der 40er Jahre wurde diese „Plexiglas“-Prothese auch in Deutschland eingeführt [47, S. 40].

In den 50er Jahren wurden von Moore und Thompson entwickelte Hüftkopfteilprothesen in zementfreier Technik eingesetzt, wobei aber häufig Fälle von Pfannenprotrusion oder aseptischer Stiellockerung auftraten [47, S. 42]. Daraufhin erfolgte ein Übergang zu zementfreien, metallischen Totalendoprothesen [47, S. 43].

In den 60er Jahren wurden durch John Charnley zwei bedeutende neue Prinzipien in die Hüftgelenkendoprothetik eingeführt: die Prothesenfixierung am knöchernen Lager mittels PMMA und die Verwendung von Pfannen aus Kunststoff [47, S. 43-44]. So setzte Charnley im Jahre 1963 erstmals Polyethylen als Pfannenmaterial ein und konnte damit die Gelenkreibung wesentlich vermindern [47, S. 44].

Durch diese Innovationen war der modernen Hüftgelenkendoprothetik der Weg geebnet. Bis heute wird das Konzept der Gleitpaarung Metallkopf gegen Pfanne aus PE-UHMW (ultra-high molecular weight polyethylene) überwiegend angewendet, jedoch wird diese aufgrund zum Teil hoher Abriebraten kontrovers diskutiert.

In den 60er und 70er Jahren wurde nach neuen Materialpaarungen gesucht. So stieß man damals auf die Aluminiumoxid-Keramik als vielversprechenden Werkstoff, dem es durch seine Beschaffenheit möglich war, über einen längeren Zeitraum abrasivem Verschleiß standzuhalten [63, S. 44]. Boutin implantierte 1970 erstmalig eine Hüftendoprothese mit einem Aluminiumoxid (Al_2O_3)-Keramik-Kugelkopf und im folgenden Jahr die erste Keramik-Pfanne [14, S. 3]. In Deutschland setzte Mittelmeier 1974 die erste vollkeramische Hüftpfanne ein [74, S. 11].

Seither wurde eine große Vielfalt an neuen zementierten und zementfreien Endoprothesen-Systemen mit den unterschiedlichsten Implantat-Materialien und -Designs entwickelt.

Hinsichtlich der Kombination Kopf-Pfanne sollten nur vom Hersteller zugelassene Gleitpaarungen klinisch angewendet werden.

Die am weitesten verbreitete Kombination ist ein Kugelkopf aus Cobalt-Chrom mit einer Pfanne aus PE-UHMW [72, S. 98-99]. Des Weiteren finden auch häufig die Hart/Hart-Paarungen wie Metall/Metall oder Keramik/Keramik Anwendung.

Kontrovers wird gegenwärtig diskutiert, welche Art der Verankerung von Pfanne und Stiel zu bevorzugen ist. Durch Anwendung moderner Zementiertechniken konnten bereits sehr gute Langzeitergebnisse beobachtet werden [15, S. 1022]. Gerade bei älteren Patienten bietet sich diese Art der Verankerung wegen der sofortigen Belastbarkeit des Gelenkes an [55, S. 369]. Beim jüngeren Menschen zeigte der Einsatz zementfreier Implantate positive 10-Jahresergebnisse [15, S. 1017].

Derzeit gehört der künstliche Hüftgelenkersatz zu den häufigsten operativen Eingriffen in der Orthopädie. Es werden allein in Deutschland über 150.000 künstliche Hüftgelenke pro Jahr implantiert [2, S. 80]. Durch Steigerung der Lebenserwartung der Menschen und durch die veränderten Lebensgewohnheiten mit Bewegungsmangel und damit zunehmendem Übergewicht, kann erwartet werden, dass sich diese Zahl noch erhöht.

Neben der primären, idiopathischen Coxarthrose stellt die sekundär durch ein Missverhältnis von Belastung und Belastbarkeit entstehende Arthrose eine Indikation für den Hüftendoprothesen-Ersatz dar [46, S. 20]. Zur letztgenannten sekundären Coxarthrose führen beispielsweise Grunderkrankungen wie die angeborene Hüftdysplasie, der Morbus Perthes oder der Gelenkrheumatismus. Auch nach Traumata kann ein Gelenkersatz notwendig sein [46, S. 20].

Da auch der Rahmen für die Indikationsstellung immer weiter gesteckt wird, sind in der Zukunft noch längere Standzeiten für Hüftendoprothesen zu fordern.

1.2 Probleme und Komplikationen in der Hüftgelenkendoprothetik

Die Hüftgelenkendoprothetik ist mit einer Reihe von schwerwiegenden Problemen behaftet. Neben intraoperativen Komplikationen, die meist durch eine korrekte Technik und umsichtiges Operieren vermeidbar sind, werden postoperativ v.a. Infektionen gefürchtet. So liegt die Infektionsrate nach Ersteingriffen bei ca. 1-2 %, nach Revisions-eingriffen noch weit höher [65, S. 673].

Des Weiteren können postoperativ auftretende periartikuläre Verkalkungen durch Einschränkungen in der Hüftbeweglichkeit und Schmerzen klinisch relevant werden.

Vor allem problematisch sind osteolytische Prozesse aufgrund von Abriebpartikeln, die zumeist an den artikulierenden Flächen entstehen.

Eine frühzeitige aseptische Prothesen-Lockerung wird insbesondere durch erhöhten Anfall o.g. Partikel verursacht [20, S. 258].

Nach der aseptischen Lockerung ist als zweithäufigste Ursache für eine Revisionsoperation die Endoprothesen-Luxation zu nennen [12, S. 256].

Die Luxationshäufigkeit nach primärem Hüftgelenkersatz beträgt durchschnittlich zwischen 2 % und 5 %, bei Wechseloperationen oftmals mehr als 10 % [58, 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 [38, S. 43]. Bei einer rezidivierenden Endoprothesen-Luxation erfolgt bei etwa einem Drittel der Patienten ein operativer Korrekturingriff [75, S. 1306]. Als gefährlichster Zeitraum werden die ersten drei Monate post operationem angesehen [76, S. 666], aber auch mehrere Jahre nach der Implantation der Hüftendoprothese werden Erstluxationen beschrieben [75, S. 1302]. Häufigste Luxationsursache dürfte der Kontakt des Prothesenhalses am Pfannenrand sein [62, S. 559]. Dieses sog. Prothesen-Impingement tritt bei bestimmten 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. 1.2.1). Die häufigere posteriore Luxation (Abb. 1.2.1), etwa 80 % aller Hüftendoprothesen-Luxationen [56, S. 594], wird meist ausgelöst durch eine Flexions-/Adduktions-/Innenrotationsbewegung, wie z.B. beim Aufstehen aus einem tiefen Sitz. Die anteriore Luxation tritt überwiegend bei einer Extensions-/Adduktions-/Außenrotationsbewegung auf und ist weit seltener.

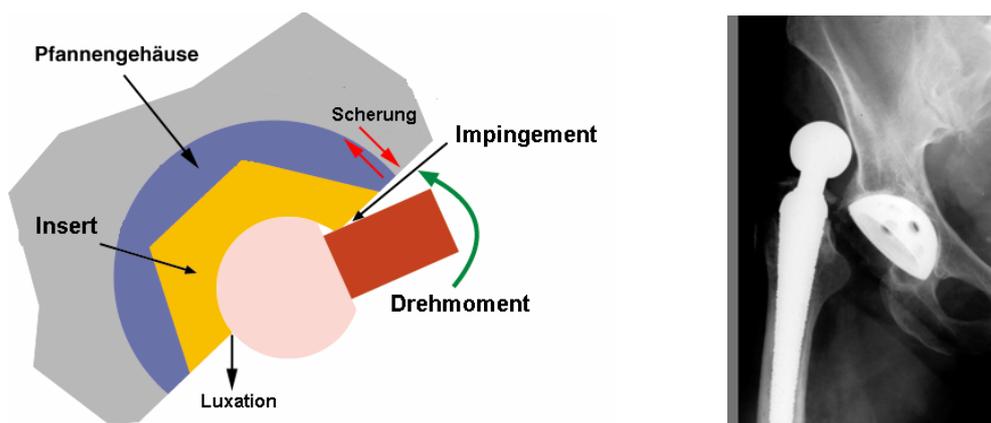


Abb. 1.2.1: Prinzipskizze des Anschlages des Prothesenhalses am Pfannenrand (= Prothesen-Impingement) mit konsekutiver Luxation des Prothesenkopfes (links); röntgenologische Darstellung der Luxation einer Revisionsendoprothese nach hinten, oben (rechts)

Um der Gefahr eines Impingements bzw. einer Luxation aus dem Weg zu gehen und normale Tätigkeiten des Alltags ohne Einschränkung zu ermöglichen, sollten deshalb bestimmte minimale Bewegungsumfänge nach der Operation gewährleistet sein [33, S. 215].

Neben der Luxation aufgrund eines Prothesen-Impingements und einer spontanen Luxation ohne Impingement infolge ungenügender Weichteilspannung, wurde auch der Knochen-Knochen-Kontakt von Femur und Becken als Ursache angegeben [62, S. 559].

Durch die hohen punkt- oder linienförmigen Belastungsspitzen, die bei einem Impingement oder einer Luxation auftreten, können je nach Implantat-Material ein erhöhter Polyethylen-Abrieb am Insetrand 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.

Eine Reihe von Faktoren beeinflussen die Stabilität einer Hüftendoprothese und sind folglich zu beachten. So spielen sowohl die zugrunde liegende Erkrankung, die den künstlichen Gelenkersatz notwendig gemacht hat, als auch charakteristische Daten des Patienten, wie zum Beispiel Geschlecht, Größe und Gewicht, eine Rolle [49, S. 180]. Auch die Operationstechnik, v.a. der OP-Zugang, die Wahl des Prothesen-Designs und die Ausrichtung der Komponenten wirken auf die Luxationssicherheit des artikulierenden Systems ein [49, S. 180-181].

Zur Senkung des Luxationsrisikos empfehlen Kohn et al. beispielsweise einen lateralen Zugangsweg [38, S. 43]. Die Luxationshäufigkeit in ihrer klinischen Studie lag nach dorsalem Zugang mit 3,1 % deutlich höher als nach lateralem (1,2 %).

Goldstein et al. favorisieren eine neue Operationstechnik, die durch Erhaltung der Gelenkkapsel niedrigere Luxationsraten ermöglichen soll [25, S. 7].

In einer retrospektiven Studie überprüften Grossmann et al., welche Faktoren die Luxationsrate beeinflussen [26]. Durch Benutzung von Prothesenstielen mit einem CCD (Caput-Collum-Diaphysen)-Winkel bis 135° , exakte Pfannen-Positionierung und intensivere Aufklärung von Risikopatienten konnte die Luxationshäufigkeit ihres Patientengutes drastisch gesenkt werden [26, S. 521].

1.3 Bisherige Forschungsergebnisse und ihre Bedeutung für die Klinik

Zur Vermeidung einer Prothesen-Instabilität, operationstechnisch oder Design bedingt, ist ein umfassendes Verständnis der Luxationsmechanismen erforderlich.

Vor allem mit zahlreichen klinischen Studien, retro- und prospektiv, wurde bisher versucht, neue Erkenntnisse in Bezug auf die Luxationssicherheit von Hüftendoprothesen zu gewinnen.

Über biomechanische Grundlagenuntersuchungen finden sich deutlich weniger Veröffentlichungen. Diese experimentellen oder mittels Computersimulation gewonnenen Forschungsergebnisse sind jedoch von erheblicher Bedeutung zur Optimierung der Hüftendoprothetik.

Ein wiederholt untersuchter Themenbereich ist die „korrekte“ Positionierung der Implantat-Komponenten. Lewinnek et al. postulierten eine sog. „safe-zone“ mit $15^\circ \pm 10^\circ$ Anteversion und $40^\circ \pm 10^\circ$ Inklination der Pfanne [41, S. 219-220]. Eine Ausrichtung der Pfannen-Komponente in diesem „sicheren Bereich“ soll sich dabei positiv auf die Gelenkstabilität auswirken und die Luxationsrate erniedrigen.

Da ca. 30 % aller Luxationen durch eine ungünstige Implantat-Position verursacht werden [40], wird vermehrt wissenschaftlich daran gearbeitet, Möglichkeiten aufzuzeigen, wie ein maximal großes Bewegungsausmaß zu erzielen und somit möglichst spät mit einem Impingement zu rechnen ist.

Robinson et al. untersuchten die komplexe Interaktion zwischen Anteversion und Inklination der Pfanne sowie Antetorsion des Prothesenstiels hinsichtlich der Einschränkung des Bewegungsausmaßes [57]. Generell vergrößerte sich der Flexionsumfang mit Zunahme von Inklination und Anteversion der Pfanne sowie der Antetorsion des Stieles [57, S. 144]. Mit Anstieg dieser drei Parameter weitete sich zudem auch das Rotationsausmaß in 90° Flexions-Stellung aus [57, S. 144]. Die Außenrotation in Neutralstellung verminderte sich jedoch mit ansteigender Anteversion der Pfanne oder Antetorsion des Stiel [57, S. 144].

In einer „Finite-Elemente-Untersuchung“ haben Scifert et al. nicht nur den Einfluss der Implantat-Stellung, sondern auch des Prothesen-Designs auf die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes bei unterschiedlichen Bewegungskombinationen untersucht und quantifiziert [60; 61]. Messgrößen waren die Spannungsverteilung an der Pfannen-Komponente sowie das Widerstandsmoment gegen die Luxation des Kopfes. Die Höhe dieses Drehmomentes, das für die Ausführung einer Flexions-Bewegung bis hin zur Prothesen-Luxation erforderlich war, wurde als Maß für die Stabilität verschiedener Prothesen-Designs herangezogen.

Später veröffentlichten Scifert et al. weitere Erkenntnisse zu speziellen Designvariablen (Abb. 1.3.1), die neben der Computersimulation auch experimentelle Untersuchungen an humanen Präparaten berücksichtigten [62, S. 554-563].

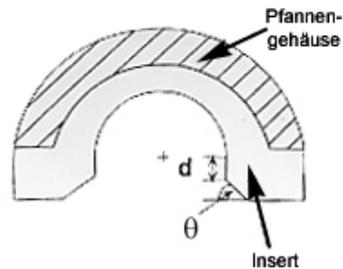


Abb. 1.3.1: Designparameter einer Standard-Pfanne; θ : Winkel der Randabschrägung; d : Tiefe des Kopf-Drehpunktes (modifiziert nach [62, S. 563, Fig. 12])

Die nachfolgende Tabelle fasst Ergebnisse dieser Studien zusammen (Tab. 1.3.1).

Tab. 1.3.1: Einfluss spezieller Implantat-Designparameter sowie der Implantat-Position auf das maximale Widerstandsmoment (WM_{max}) und die Range of Motion bis zur Luxation (ROM_{Lux}) des künstlichen Hüftgelenkes (modifiziert nach [62, S. 557, Tab. 1])

Einflussvariable	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
Randabschrägung	Fase \uparrow	\downarrow	\uparrow
Inklination der Pfanne (45°- 60° Inkl.)	Inkl.-Winkel \uparrow	\uparrow	\uparrow^*
Anteversión der Pfanne (15°- 25° AV)	AV-Winkel \uparrow	\uparrow	\uparrow^*

* gilt nur für posteriore Luxation

Die Kopfgröße betreffend zeigten Bartz et al., dass mit steigendem Kopfdurchmesser auch der Bewegungsumfang bis zum Impingement und zur Luxation zunimmt, dabei aber vermehrt ein Knochen-Knochen-Impingement auftritt [11, S. 1300].

In einer FE (Finite-Elemente)-Studie konnte bei kleinem Kopfdurchmesser durch eine Vergrößerung des Inklinations- und Anteversionswinkels der Pfanne die Stabilität erhöht werden [52, S. 32].

Bei Patienten mit rezidivierenden Luxationen kann der Einsatz eines Großkopfes Abhilfe leisten, ohne dass Einschränkungen im Bewegungsumfang hingenommen werden müssen [12, S. 256].

Eine Verbesserung hinsichtlich der Range of Motion stellt auch die Implantation eines optimierten Prothesenstiels dar: z.B. ein kreisförmig-trapezoider Halsquerschnitt im Vergleich zu einer zylindrischen Form [67]. Zugleich wird ein Kopf-Hals-Verhältnis von $\geq 2:1$ empfohlen [3, S. 314], d.h. ein 22 mm-Kopf sollte nicht mit einem Konus von 12/14 kombiniert werden.

In den letzten Jahren wurden auch vermehrt sog. luxationssichere Pfannen-Designs eingesetzt. Es stellt sich hierbei die Frage, ob diese Implantate Revisionsoperationen wirksam verhindern können.

Toomey postulierte, dass durch eine Auswechslung von Komponenten eines modular aufgebauten Hüftendoprothesensystems bei einer Reihe von Patienten eine erhöhte Stabilität erreicht werden kann [69, S. 1533]. Bei dieser Studie wurde als Pfannen-Implantat ein PE-Insert mit einer Randsegmentüberhöhung, ein sog. „Elevated-Rim-Liner“, eingesetzt [69, S. 1530].

Harkess et al. verglichen vier verschiedene PE-Pfannen-Designs hinsichtlich ihres Bewegungsumfanges und ihrer Luxationstendenz [29]. Schlussfolgerung war, dass jedes spezielle Design einen eigenen Indikationsbereich besitzt. Wird dieses jedoch in der falschen Position implantiert, kann es sogar mehr Nachteile als Vorteile bewirken. Bei korrekter Anwendung sollten jedoch bestimmte Designparameter wie Randsegmenterhöhungen, Randabschrägungen und Verlagerungen des Drehzentrums als Fortschritt bei der Stabilisierung künstlicher Hüftgelenke anzusehen sein [29].

Eine weitere Möglichkeit für Patienten mit wiederkehrenden Luxationen ist die Verwendung eines sog. „Constrained Liners“, der als Besonderheit eine Art Verschlussring aufweist [23, S. 509].

Auch die Stabilitätswachst versprechenden augmentierten Designs waren von Interesse in der bisherigen Forschung. Nicholas et al. gehen davon aus, dass bei einer rezidivierenden Prothesen-Luxation durch die Technik der Augmentation am Pfannenrand eine kürzere Operationszeit mit weniger invasivem Vorgehen möglich ist [53, S. 421]. Jedoch weisen derartige Implantate einen verminderten Bewegungsumfang auf [53, S. 421].

Bei Verwendung von Keramik/Keramik-Gleitpaarungen wird von guten klinischen Resultaten berichtet [74, S. 11]. Bislang wird nur in einer Studie eine erhöhte Luxationsrate festgestellt [68, S. 77]. Gerade bei jüngeren, körperlich aktiven Patienten können die abriebarmen Keramik-Eigenpaarungen aseptische Prothesen-Lockerungen und somit das Revisionsrisiko reduzieren [3, S. 310].

All diese Errungenschaften der klinischen und experimentellen Forschung der letzten Jahre sind für die Praxis von enormer Bedeutung. Sowohl die präoperative Planung mit der Wahl der Endoprothese, das intraoperative Vorgehen mit der Orientierung der Komponenten und ihrer Verankerung als auch die spätere Nachsorge des Patienten werden davon beeinflusst.

Die aktuellen Daten des Schwedischen THR (Total Hip Replacement)-Registers zeigen, dass mittels einer „Evidence-Based Medicine“ die Ergebnisse in der Hüftendoprothetik verbessert werden können [32, S. 119; 44].

1.4 Idee und Ziel der eigenen experimentellen Studie

Trotz der dargestellten wissenschaftlichen Errungenschaften und den damit verbundenen Erkenntnissen sind in der Hüftendoprothetik noch viele Fragen offen.

Sanchez-Sotelo et al. zeigten in neu veröffentlichten epidemiologischen Daten, dass gerade das Problem der Prothesen-Luxationen noch nicht gelöst ist [58, S. 543]. So wurde in den letzten Jahren nahezu kein Rückgang der Luxationsraten beobachtet.

Für den Operateur ergeben sich v.a. im Falle von wiederholter Luxation beim erforderlichen Revisionseingriff Unsicherheiten in der Entscheidung über das geeignete operative Vorgehen, insbesondere bei scheinbar korrekter Implantat-Position und ordentlichen Weichteilverhältnissen.

Ziel dieser experimentellen Arbeit ist es, die Parameter Implantat-Design und -Position samt Belastungssituation mit Hilfe eines speziell entwickelten Luxationsmodells möglichst realitätsnah zu analysieren und deren Einfluss auf die Luxationssicherheit von künstlichen Hüftgelenken zu bewerten. Damit soll dem Kliniker die geeignete Implantat-Wahl, d.h. angepasst an die jeweilige Patientensituation, erleichtert werden.

Besonderes Augenmerk wird dabei auf die verschiedenen Pfannen-Implantate gelegt. Es stellt sich die Frage, ob die sog. luxationssicheren Designs wirklich mehr Stabilität bieten oder ob diese eventuell den Bewegungsumfang derart einschränken, dass sich durch ein vorzeitiges Impingement die Gefahr einer Luxation vergrößert.

2 Material und Methode

2.1 Versuchsaufbau und Versuchsprinzip

Zur experimentellen Untersuchung der Luxationssicherheit unterschiedlicher Hüftendoprothesen-Modelle wurde ein Sonderprüfstand entwickelt (Abb. 2.1.1).

Dieser sog. „Luxationsprüfstand“ ist aus einem modular aufgebauten Rahmengestell zusammengesetzt, das fest auf der Grundplatte einer Universalprüfmaschine montiert wird.

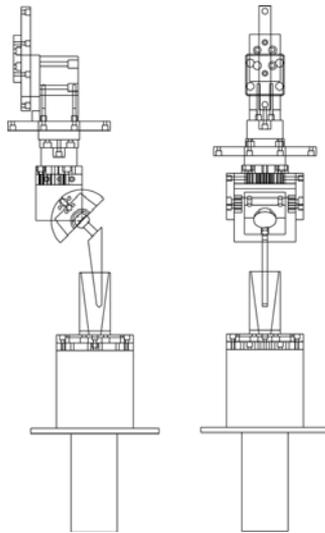


Abb. 2.1.1: Technische Zusammenbauzeichnung der Prüfvorrichtung (Ansicht von seitlich und vorne)

Die eigentliche Prüfvorrichtung (Abb. 2.1.1) war oben an das Rahmengestell mittels einer Kugelumlaufeinheit (Linearführung) angekoppelt. Diese erlaubte reibungsfreie Ausgleichsbewegungen der azetabulären Implantataufnahme in vertikaler Richtung (y-Achse) (Abb. 2.1.2).

Des Weiteren waren zwei Linearführungen nachgeschaltet, welche horizontale Bewegungen in x- und z-Richtung ermöglichten (Abb. 2.1.2). Translationsbewegungen in diesen beiden Achsen wurden kontinuierlich von zwei Wegaufnehmern erfasst und digital aufgezeichnet. Verdrehungen der azetabulären Implantataufnahme wurden nicht zugelassen und die auftretenden Drehmomente von den Führungen aufgenommen.



Abb. 2.1.2: Implantataufnahme der Pfanne in Verbindung mit Linearführungen (siehe Pfeile), die Ausgleichsbewegungen in x -, y - und z -Richtung ermöglichten

Die Pfannenaufnahme war so konstruiert, dass mittels einer lösbaren Verbindung die verschiedenen Positionierungen der Pfanne leicht umgebaut werden konnten (Abb. 2.1.3). Auf diese Weise wurden Inklinationswinkel von 30° , 45° und 60° kombiniert mit Retro- bzw. Anteversionswinkeln von -30° , -15° , 0° , $+15^\circ$ und $+30^\circ$.



Abb. 2.1.3: Azetabuläre Implantataufnahme von seitlich vorne mit eingebetteter Standard-Pfanne; mittels der lösbaren Schraubenverbindungen konnten verschiedene Pfannen-Positionen eingestellt werden

In die Implantataufnahme wurden die zu testenden Hüftpfannen randbündig mit Epoxidharz eingebettet (Abb. 2.1.3). Auf Grund ihres modularen Aufbaus konnten die metallischen Pfannengehäuse unterschiedliche Inserts aufnehmen, die mit den zu untersuchenden Prothesenköpfen artikulierten. Die Prothesenköpfe wurden auf einen in der unteren Implantataufnahme (ebenfalls mittels Epoxidharz) eingebetteten Prothesenstiel aufgesteckt (Abb. 2.1.4).



Abb. 2.1.4: Hüftstiel mit aufgestecktem Kugelkopf, eingebettet in die Implantataufnahme

Diese untere Implantataufnahme war auf einer mit einem Drehwinkelaufnehmer und Drehmomentsensor instrumentierten Messvorrichtung befestigt. In dieser Verbindung konnte die Positionierung des Prothesenstiels variiert werden. So war es möglich, Torsionswinkel von -30° , -15° , 0° , $+15^\circ$ und $+30^\circ$ einzustellen.

Distal war die Messvorrichtung an der Grundplatte der Universalprüfmaschine befestigt. Über den oberen Teil, der mittels einer Axial-Radiallager-Verbindung drehbeweglich geführt wurde, wurden die Rotationsbewegungen des Prothesenstiels eingeleitet, wobei durch die Antriebseinheit (Abb. 2.1.5) eine Winkelgeschwindigkeit von 2° pro Sekunde realisiert wurde.

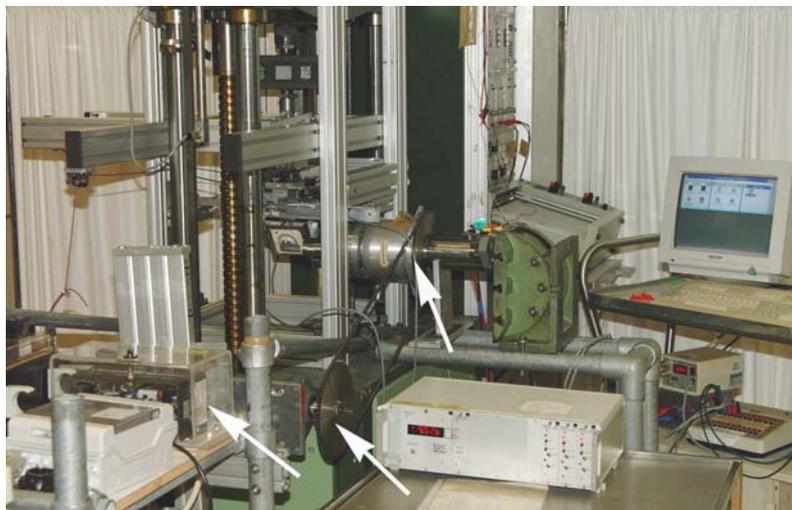


Abb. 2.1.5: Prüfvorrichtung mit Darstellung der elektromechanischen Antriebseinheit (siehe Pfeile); untersuchte Bewegung: maximale Innen- und Außenrotation bei 90° Flexion und 0° Adduktion

Durch entsprechende Positionierung der unteren Implantataufnahme bzw. Messvorrichtung sowie der Antriebseinheit konnten die verschiedenen Gelenkstellungen ausgerichtet werden.

Die Position 90° Flexion, 0° Abduktion/Adduktion (Abb. 2.1.5) wurde gewählt, um das klinisch bekannte posteriore Luxationsrisiko bei entsprechend tiefer Sitzhaltung nachzustellen.

Des Weiteren wurde die Messvorrichtung in 10° Extension/15° Adduktion positioniert (Abb. 2.1.6), gemäß einer erhöhten anterioren Luxationsrate bei Überstreckbewegungen des Patienten.

Als dritte Gelenkstellung und eine Art Referenz fungierte die Neutralstellung mit 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion (Abb. 2.1.6).

Die eingeleitete Bewegung war eine Rotation des künstlichen Hüftgelenkes nach innen und außen von 90°.



Abb. 2.1.6: Luxationsprüfstand in der seitlichen Übersicht, integriert in die Universalprüfmaschine; untersuchte Bewegungen: maximale Innen- und Außenrotation bei 10° Extension/15° Adduktion (links) und bei Neutralstellung (rechts)

Um eine möglichst realitätsnahe Belastungssituation zu verwirklichen, wurden Daten von Bergmann et al. verwendet, die Hüftgelenkkräfte mit Hilfe instrumentierter Prothesenstiele telemetrisch gemessen haben [13]. Für die jeweilig eingestellte Gelenkstellung wurden die Gelenkkräfte anhand von annähernd korrespondierenden, telemetrisch untersuchten Bewegungsmustern kalkuliert, allerdings liegen per se keine In-vivo-Daten für extreme, luxationsgefährdete Hüftbewegungen vor.

Die Hüftendoprothese wurde so 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. Da die telemetrisch ermittelten Kraft-Daten auf das Femur-Koordinatensystem bezogen sind, wurde vorab eine Umrechnung der Kräfte

entsprechend der jeweiligen Stellung des Prothesenstieles relativ zur azetabulären Implantataufnahme durchgeführt.

Die Krafteinleitung auf die Pfannenaufnahme erfolgte zum einen über die Universalprüfmaschine, zum anderen über Seile und Umlenkrollen, an denen definierte Gewichte angebracht waren.

Im Folgenden sind die jeweils gewählten Kräfte tabellarisch aufgelistet (Tab. 2.1.1).

In Neutralstellung und 10° Extension/15° Adduktion wurde allerdings nur jeweils ein Viertel der kalkulierten Kräfte aufgebracht, um kein Verletzungsrisiko der teilnehmenden Untersucher einzugehen und mögliche Beschädigungen des Prüfstandes zu vermeiden.

Tab. 2.1.1: Kraft-Komponenten F_x , F_y und F_z der resultierenden Hüftgelenkkraft F_R in den verschiedenen Gelenkstellungen

	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

2.2 Verwendete Hüftgelenkendoprothesen-Modelle

Moderne Prothesensysteme müssen eine Reihe von Anforderungen, nicht zuletzt seitens der Implantatwerkstoffe, erfüllen. Nach dem Stand der Technik wird dies durch den modularen Aufbau aus einzelnen, kombinierbaren Komponenten gewährleistet. Durch das Prinzip der Funktionstrennung kann für jedes einzelne Modul, entsprechend seiner Funktion, das am besten geeignete Design und Material ausgewählt werden.

Gemäß diesen Prinzipien entsprachen auch die verwendeten Implantate einem modernen, modular aufgebauten Hüftendoprothesensystem, bestehend aus Prothesenstiel, Kugelkopf und Pfannengehäuse („metal-back“) mit Pfanneneinsatz.

Aus einem metallischen Werkstoff, der sog. Cobalt-Chrom-Molybdän (Co-Cr-Mo)-Legierung, bestanden der Prothesenstiel, die Köpfe und z.T. die Pfannengehäuse. Andere Pfannengehäuse waren aus einer Titan (Ti-Al-V)-Legierung aufgebaut. Die meisten Pfanneneinsätze (Inserts) waren aus ultra-high molecular weight polyethylene (PE-UHMW). Des Weiteren wurden Inserts und Kugelköpfe aus Keramik als artikulierendes System getestet.

2.2.1 Pfanneneinsätze

Als Pfanneneinsätze wurden spezielle Implantat-Designvarianten ausgewählt, die auf dem Markt als sog. „Antiluxations-Inserts“ angeboten werden.

Als Referenz bzw. zum Vergleich wurden zusätzlich neutrale, hemisphärische Inserts untersucht.

Die einzelnen Pfanneneinsätze wurden entweder durch eine Schnappverbindung oder durch eine sog. konische Klemmung in das jeweilige metallische Pfannengehäuse eingebracht und konnten so ausgetauscht werden.

Die folgende Schemazeichnung soll bestimmte Insert-Designparameter verdeutlichen (Abb. 2.2.1.1).

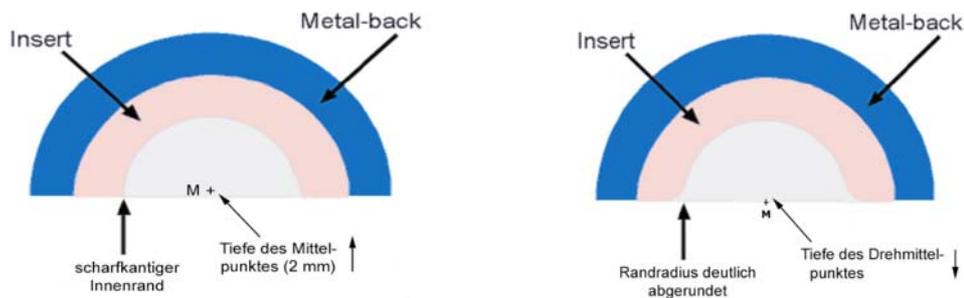


Abb. 2.2.1.1: Schemazeichnungen spezieller Insert-Designparameter: scharfkantiger Innenrand und tiefer liegender Drehmittelpunkt des Kopfes (links) bzw. abgerundeter Randradius und höher liegender Drehmittelpunkt (rechts)

Nachfolgend sind die verwendeten Pfannengehäuse mit den jeweilig untersuchten Insert-Kombinationen aufgelistet (Abb. 2.2.1.2 - 2.2.1.20). Die abgebildeten Fotos wurden z.T. erst nach Beendigung der Versuchsreihen angefertigt, so dass des öfteren Beschädigungen am Insert-Rand zu erkennen sind.

a) Metallsockel CL (Größe 4, Fa. ESKA)**Standard-PE-Inserts:**

Abb. 2.2.1.2: Standard-PE-Insert 28 mm (links) und Standard-PE-Inserts 22 mm, 28 mm, 32 mm und 36 mm (rechts)

Material:	PE-UHMW
Innendurchmesser:	22 mm, 28 mm, 32 mm, 36 mm
Tiefe des Drehpunktes ¹ :	1,8 mm (22 mm), 2,0 mm (28 mm), 1,6 mm (32 mm), 2,0 mm (36 mm)
Design und Randgeometrie:	hemisphärisches Design, kleiner Innenrandradius ² (ca. 0,5 mm)

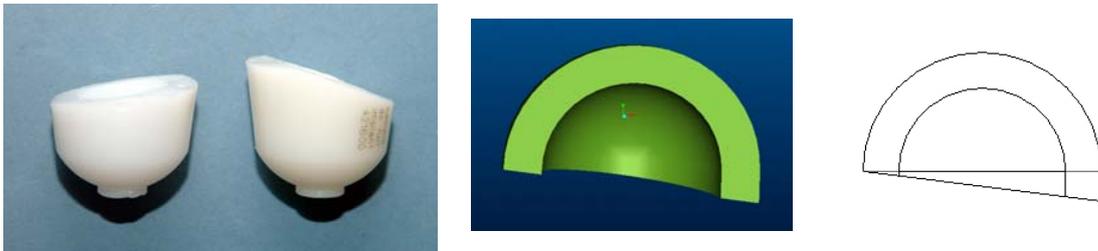
asymmetrische PE-Inserts:

Abb. 2.2.1.3: 10° und 20° HWL-PE-Insert, beide 28 mm (links); Abbildung bzw. Skizze eines HWL-Inserts im Längsschnitt (Mitte, rechts)

Material:	PE-UHMW
Innendurchmesser:	28 mm, 32 mm
Tiefe des Drehpunktes:	2,8 mm (28 mm, 10°), 4,7 mm (28 mm, 20°), 3,1 mm (32 mm, 10°)
Design und Randgeometrie:	asymmetrische 10°- bzw. 20°-Randüberhöhung von Pol zu Pol („High-Wall-Liner“), kleiner Innenrandradius

¹ Abstand Drehmittelpunkt zur Pfanneneingangsebene (siehe Abb. 2.2.1.1)

² Abrundung bzw. Abschrägung des Insert-Innenrandes (siehe Abb. 2.2.1.1)

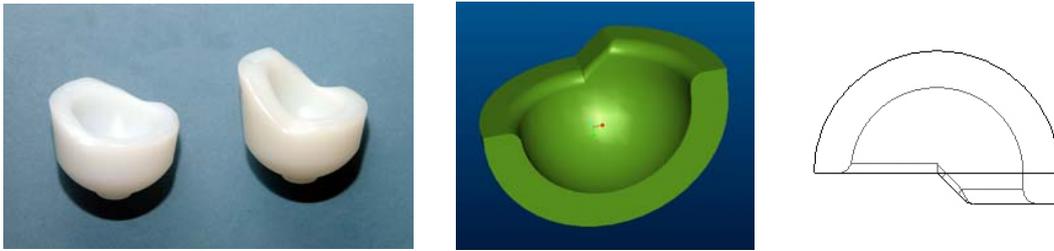


Abb. 2.2.1.4: 10° und 20° ERL-PE-Insert, beide 28 mm (links); Abbildung bzw. Skizze eines ERL-Inserts im Längsschnitt (Mitte, rechts)

Material:	PE-UHMW
Innendurchmesser:	28 mm, 32 mm
Tiefe des Drehpunktes:	2,1 mm (28 mm, 10°), 2,2 mm (28 mm, 20°), 1,6 mm (32 mm, 10°)
Design und Randgeometrie:	10°- bzw. 20°-Randsegmentüberhöhung von Mitte zu Pol („Elevated-Rim-Liner“), kleiner Innenrandradius

Schnapp-Insert:



Abb. 2.2.1.5: Schnapp-Insert, 28 mm



Abb. 2.2.1.6: Schnapp-Insert mit artikulierendem Hüftkopf

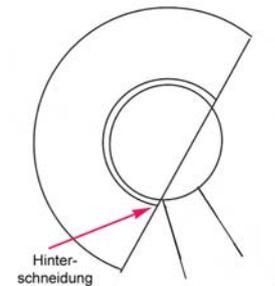


Abb. 2.2.1.7: Skizze eines Schnapp-Inserts mit Hinterschneidung der Inserteingangsebene

Material:	PE-UHMW
Innendurchmesser:	28 mm
Tiefe des Drehpunktes:	4,4 mm
Design und Randgeometrie:	weite, kongruente Umfassung des Kopfes, Hinterschneidung der Inserteingangsebene

neutrales ESKA-Ceram[®]-Insert:

Abb. 2.2.1.8: Neutrales ESKA-Ceram[®]-Insert, 28 mm

Material: 2/3 Polyurethan mit 1/3 Aluminiumoxid
Innendurchmesser: 28 mm
Tiefe des Drehpunktes: 1,6 mm
Design und Randgeometrie: hemisphärisches Design, kleiner Innenrandradius

asymmetrisches ESKA-Ceram[®]-Insert:

Abb. 2.2.1.9: 10° ERL ESKA-Ceram[®]-Insert, 28 mm

Material: 2/3 Polyurethan mit 1/3 Aluminiumoxid
Innendurchmesser: 28 mm
Tiefe des Drehpunktes: 1,5 mm
Design und Randgeometrie: 10°-Randsegmentüberhöhung von Mitte zu Pol („Elevated-Rim-Liner“), kleiner Innenrandradius

b) C-Hüftpfanne (Fa. ESKA)**C-Hüftpfanne neutral und mit Augmentierung:**

Abb. 2.2.1.10: C-Hüftpfanne (Voll-PE-Pfanne) mit PE-Antiluxationsring und Metall-Augmentierung (links); Voll-PE-Pfanne mit Augmentierung in 0°-Position während der Artikulation im Prüfstand bei 90° Flexion und 0° Adduktion des Gelenkes (rechts)

Material:	PE-UHMW
Innendurchmesser:	28 mm
Tiefe des Drehpunktes:	1,7 mm
Design und Randgeometrie:	<i>Voll-PE-Pfanne neutral:</i> hemisphärisches Design, kleiner Innenrandradius <i>Voll-PE-Pfanne augmentiert:</i> 8 mm-Überhöhung des Randes durch 120°-Augmentation (PE- und Metall-Antiluxationsring), kleiner Innenrandradius

c) Plasmacup® SC (Größe 52, Fa. AESCULAP)**neutrales PE-Insert:**

Abb. 2.2.1.11: PE-Insert neutral, 28 mm

Material:	PE-UHMW
Innendurchmesser:	28 mm
Tiefe des Drehpunktes:	1,0 mm
Design und Randgeometrie:	hemisphärisches Design, Innenrandradius (ca. 2 mm)

asymmetrische PE-Inserts:

Abb. 2.2.1.12: 10° asymmetrisches PE-Insert, 28 mm

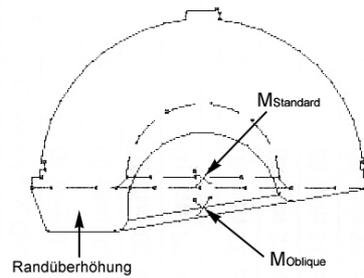


Abb. 2.2.1.13: Skizze eines Oblique-Inserts; Randüberhöhung und Versetzung des Kopfmittelpunktes von $M_{Standard}$ zu $M_{Oblique}$

Material: PE-UHMW
 Innendurchmesser: 28 mm
 Tiefe des Drehpunktes: 1,0 mm
 Design und Randgeometrie: asymmetrische 10°-Randüberhöhung mit zusätzlicher Versetzung des Kopf- bzw. Drehmittelpunktes um 10° nach außen (= „Oblique-Insert“), Innenrand abgerundet



Abb. 2.2.1.1.4: 10° ERL-PE-Insert, 28 mm

Material: PE-UHMW
 Innendurchmesser: 28 mm
 Tiefe des Drehpunktes: 1,4 mm
 Design und Randgeometrie: 10°-Randsegmentüberhöhung von Mitte zu Pol („Elevated-Rim-Liner“, sog. Schulter), Innenrand abgerundet

d) T.O.P. (Trabekel Orientierte Pfanne)-Hüftpfannensystem (Fa. Link)**Standard-PE-Insert:**

Abb. 2.2.1.15: Standard-PE-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems im metallischen Gehäuse

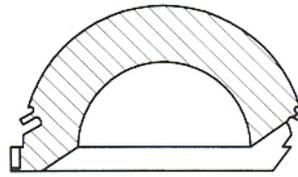


Abb. 2.2.1.16: Skizze des Standard-PE-Inserts des T.O.P.-Hüftpfannensystems mit Darstellung der Randabschrägung und des Femoralisschutzrandes (nach [42, S. 5])

Material: PE-UHMW
 Innendurchmesser: 28 mm
 Tiefe des Drehpunktes: 0,1 mm
 Design und Randgeometrie: hemisphärisches Design mit medio-ventraler Aussparung („Femoralisschutzrand“), Randabschrägung

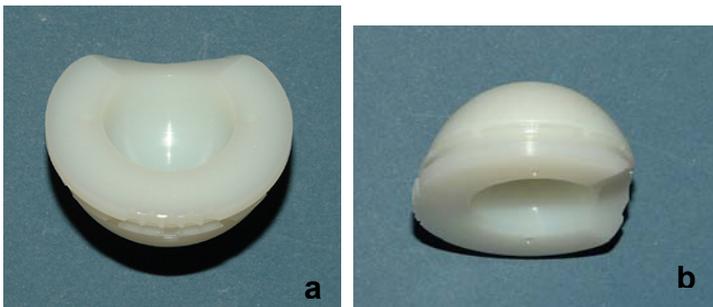
T.O.P.-Antiluxations-Insert:

Abb. 2.2.1.17: T.O.P.-Antiluxations-Insert in verschiedenen Ansichten (a und b)

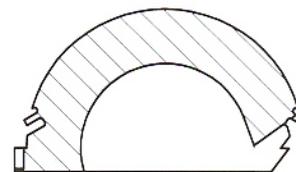


Abb. 2.2.1.18: Skizze des T.O.P.-Antiluxations-Inserts mit Darstellung der Hinterschneidung und des Femoralisschutzrandes (nach [42, S. 5])

Material: PE-UHMW
 Innendurchmesser: 28 mm
 Tiefe des Drehpunktes: 4,3 mm
 Design und Randgeometrie: medio-ventrale Aussparung („Femoralisschutzrand“), kranial über 180° vorgezogener Pfannenrand, geringe Hinterschneidung der Inserteingangsebene

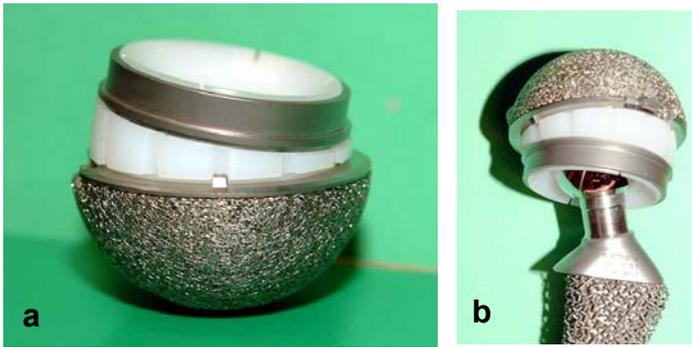
e) Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer)

Abb. 2.2.1.19: Constrained Liner mit Verschlussring (a) und als artikulierendes System mit eingerastetem Kugelkopf und Stiel (b)

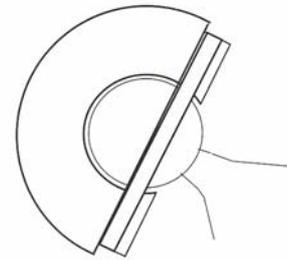


Abb. 2.2.1.20: Skizze des Constrained Liners mit Darstellung des Verschlussringes und der weiten Umfassung des Kopfes

Material:	PE-UHMW
Innendurchmesser:	32 mm
Tiefe des Drehpunktes:	1,7 mm
Design und Randgeometrie:	weite Umfassung des Prothesenkopfes, Verschlussmechanismus („restraining ring“), 10°-Neigung des Pfanneneingangs, Randabschrägung

2.2.2 Hüftgelenkendoprothesenköpfe

Als Hüftgelenkendoprothesenköpfe dienen zumeist metallische Kugelköpfe aus einer Co-Cr-Mo-Gußlegierung (Metallkugelköpfe SIMPLEX®, Fa. ESKA) (Abb. 2.2.2.1).

Der am häufigsten verwendete Kugelkopf hatte einen Außendurchmesser von 28 mm (Abb. 2.2.2.2).

Als Designvariante diente ein 28 mm-Steckkopf samt Kragen („XL-Kopf“) mit einem Halsdurchmesser von 19,1 mm (Abb. 2.2.2.4).

Um verschiedene Kopfgrößen hinsichtlich ihres Luxationsverhaltens vergleichen zu können, wurden auch Köpfe mit 22 mm, 32 mm und 36 mm Durchmesser zu den Versuchen herangezogen (Abb. 2.2.2.1).



Abb. 2.2.2.1: Metallische Hüftendoprothesenköpfe verschiedener Größe (22 mm, 28 mm, 32 mm, 36 mm)



Abb. 2.2.2.2: 28 mm Standardkugelkopf, dem Hüftstiel aufgesteckt

Neben den metallischen Köpfen wurde ebenso ein Kugelkopf aus Al_2O_3 -Keramik der Firma CeramTec (Abb. 2.2.2.3), kombiniert mit den keramischen Inserts, getestet. Sein Außendurchmesser betrug 28 mm.



Abb. 2.2.2.3: Keramik-Kugelkopf, 28 mm



Abb. 2.2.2.4: 28 mm Steckkopf mit Kragen (XL-Kopf), dem Hüftstiel aufgesteckt

Alle Köpfe hatten eine konische Innenbohrung. So wurden diese jeweils auf den Zapfen des metallischen Prothesenstieles gesteckt und mittels Hammerschlag verklemmt. Alle geprüften Köpfe mit einem Konus von 12/14 entsprachen einer mittleren Halslänge, mit Ausnahme des „XL-Kopfes“.

2.2.3 Hüftgelenkendoprothesenstiel

Als Prothesenstiel wurde der sog. C-Hüftstiel SIMPLEX[®] (Fa. ESKA) verwendet (Abb. 2.2.3.1). Dieser Stiel war mit einem Kragen versehen. Der Prothesenhals hatte einen Konus von 12/14 und war auslaufend zylindrisch geformt.



Der CCD (Caput-Collum-Diaphysen)-Winkel betrug 135°. Zudem wies der Stiel eine Anteversion von 7° auf.

Der C-Hüftstiel ist für zementierten Einsatz in vivo ausgelegt.

Abb. 2.2.3.1: C-Hüftstiel SIMPLEX[®] mit Kragen

2.3 Versuchsablauf

Zu Versuchsbeginn wurde am Luxationsprüfstand die jeweilige Gelenkstellung, d.h. Neutral-, Flexions- oder Extensions-/Adduktions-Haltung aufgebaut (Abb. 2.1.5 u. Abb. 2.1.6).

Danach wurden die zu testenden Implantate in den entsprechenden Implantat-Positionen eingesetzt. Hierbei wurden, wie eingangs erwähnt, bei der Pfanne Inklinationswinkel von 30°, 45° und 60° mit Retro- bzw. Anteversionen von -30°, -15°, 0°, +15°, +30° kombiniert. Zugleich konnte der Torsionswinkel des Prothesenstieles zwischen -30°, -15°, 0°, +15° und +30° variiert werden.

Im Anschluss an die Positionierung erfolgte die Belastung des künstlichen Gelenkes mit den in Kapitel 2.1 aufgeführten resultierenden Hüftgelenkkraften (Tab. 2.1.1), zum einen durch die Universalprüfmaschine, zum anderen über an Seile eingehängte Gewichte.

Ausgangspunkt der Bewegung und somit des Messzyklus war die Stellung des Gelenkes in 0° Innenrotation/Außenrotation.

Dabei wurden mit Hilfe der Antriebseinheit die Rotationsbewegungen bis zur vollständigen Luxation durchgeführt. Erfolgte keine Luxation, war ein Rotationsausschlag von jeweils 90° das Abbruchkriterium.

Während der Bewegung wurde vom Untersuchenden der Beginn des primären Impingements und auch der genaue Mechanismus und Zeitpunkt der Luxation protokolliert.

2.4 Datenerfassung und -verarbeitung

Wie bereits eingehend erwähnt, waren im Sonderprüfstand zwei Wegaufnehmer (Typ MMR 30, Fa. Megatron, Putzbrunn) integriert, die horizontale Ausgleichsbewegungen der Pfannenaufnahme registrierten, insbesondere den Zeitpunkt der kompletten Luxation des Kopfes. Des Weiteren dienten ein Drehwinkelnehmer (Typ MA 751, Fa. Megatron, Putzbrunn) und ein Drehmomentsensor (Typ 8628-5100, Fa. Burster, Gernsbach), beide eingebaut in der Messvorrichtung, zur Erfassung des Drehmomentes und des dazugehörigen Verdrehwinkels.

Die Messsignale wurden dabei kontinuierlich mittels A/D-Wandlerskarte sowie einer Datenerfassungssoftware aufgezeichnet und in Form eines Drehmoment-Verdrehwinkel-Diagramms dargestellt (Abb. 2.4.1).

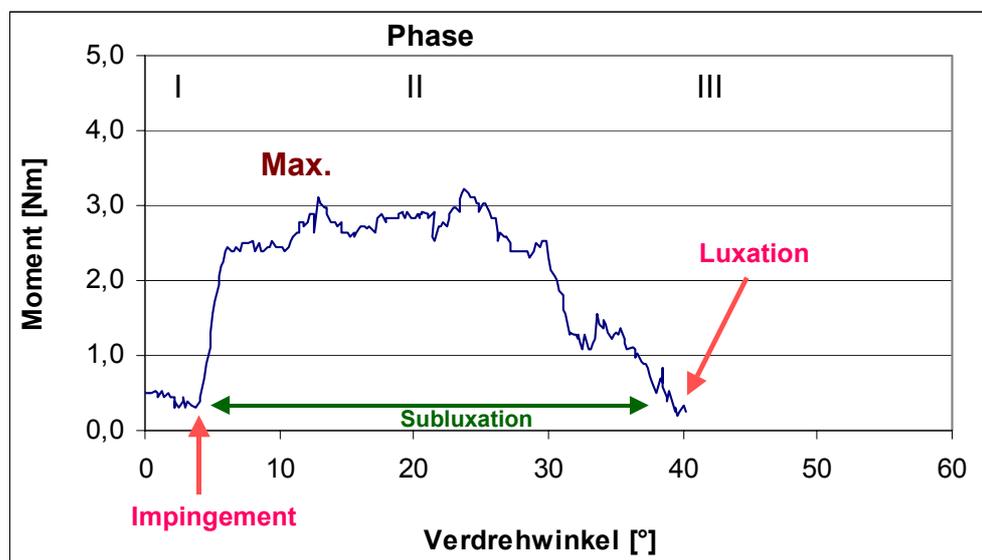


Abb. 2.4.1: Charakteristisches Drehmoment-Verdrehwinkel-Diagramm für eine Innenrotationsbewegung bei 90° Flexion und 0° Adduktion mit Kennzeichnung der Impingement-Phasen, des primären Impingements, des maximalen Subluxations- bzw. Widerstandsmomentes sowie des Luxationszeitpunktes

Relevante Messergebnisse waren die Bewegungsumfänge bis zum Impingement (ROM_{Imp}) sowie bis zur kompletten Luxation (ROM_{Lux}) des jeweiligen Prothesen-Designs. Ebenso diente die Höhe des auftretenden Widerstands- bzw. Drehmomentes ($WM_{max_{Sublux}}$) gegen das Heraushebeln des Prothesenkopfes aus der Pfanne als Maß für die Luxationssicherheit.

Durch Erhalt dieser Daten konnten v.a. die speziellen Implantat-Designvarianten, aber auch die unterschiedlichen Prothesenköpfe hinsichtlich ihres Luxationsverhaltens verglichen werden.

Zur statistischen Absicherung wurden in jeder Implantatposition drei Messungen sowohl in Außen- als auch Innenrotation durchgeführt.

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

Der LSD-Test wurde als post-hoc Test benutzt, dabei wurden alle Tests zweiseitig ausgeführt.

Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt.

Die Messwerte wurden mit Hilfe des Software-Paketes SigmaPlot 2000 (Version 6.00) graphisch aufgearbeitet.

3 Ergebnisse

Bei den Untersuchungen lassen sich während jedes Messzyklus unabhängig von Prothesen-Stellung oder -Design für die ausgeführten Bewegungen drei Impingement-Phasen unterscheiden:

Phase I: Der Prothesenkopf bzw. -stiel dreht sich aus der Nullposition in der Hüftpfanne in Richtung Außen- oder Innenrotation 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.

Phase II: IIa: Der Prothesenhals schlägt am Pfannenrand an. Dieser erste Kontakt wird als sog. primäres Impingement detektiert (Abb. 3.1).

IIb: Bei fortschreitender Rotationsbewegung wird der Prothesenkopf zunehmend aus der Pfanne herausgehoben. Während dieser Subluxations-Phase kann sich der Hals am äußeren Pfannenrand abstützen. Hier bleibt der Kontakt der Implantat-Komponenten unter Entwicklung des Widerstands- bzw. Subluxationsmomentes im Sinne eines sekundären Impingements bestehen (Abb. 3.1). Bei einigen Implantat-Positionen tritt für bestimmte Inserts ein sog. tertiäres Impingement auf, bei dem ein Abstützen des Stielkragens an der Implantataufnahme bzw. am Einbettungsmaterial beobachtet werden kann (Abb. 3.1).

Das Torsions- bzw. Widerstandsmoment steigt nach dem primären Impingement initial steil an, zeigt in der Regel eine Plateauphase und sinkt dann im weiteren Bewegungsverlauf langsam ab (Abb. 2.4.1).

Phase III: Im Falle einer instabilen Gelenksituation gleitet der Prothesenkopf bei eigentlich physiologischen Bewegungsauslägen über den Pfannenrand. Die Luxation bzw. Subluxation des künstlichen Hüftgelenkes korrespondiert in der Regel mit dem Nulldurchgang des Widerstandsmomentes (Abb. 2.4.1).



Abb 3.1: Prüfstand bei 90° Flexion und 0° Adduktion: Anschlagen des Prothesenhalses am Pfannenrand (= primäres Impingement, siehe Pfeil) (links) und Abstützung des Halses am äußeren Pfannenrand (= sekundäres Impingement) sowie des Stielkragens am Einbettungsmaterial (= tertiäres Impingement, siehe Pfeil) (rechts)

In der Gelenkstellung 90° Flexion mit 0° Adduktion schlägt der Prothesenhals bei Innenrotation nach einem Bewegungsintervall, das abhängig von Design und Position der Implantate ist, am vorderen Pfannenrand an. Nach einer längeren Phase der Subluxation erfolgt die Luxation des Kopfes nach hinten und oben (posteriore Luxation). Bei Außenrotation erfolgt ein Anschlagen des Prothesenhalses am unteren Pfannenrand. Jedoch tritt hier selten eine Luxation im Bereich des physiologischen Bewegungsumfanges ($\pm 30^\circ$) auf.

Bei Außenrotation in Kombination mit 10° Extension und 15° Adduktion schlägt der Prothesenhals am hinteren Pfannenrand an. Die Luxation des Kopfes erfolgt dabei nach vorne (anteriore Luxation). Jedoch ist in dieser Beinstellung ein großes Maß an Innenrotation mit Erhalt einer stabilen Gelenksituation möglich.

In Neutralstellung, d.h. unter 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion, findet sich bei Innen- und Außenrotationsbewegungen im physiologischen Bereich von $\pm 60^\circ$ für die getesteten Pfannen-Inserts keine Luxation des Kopfes in den untersuchten Implantat-Stellungen.

Im Folgenden werden die Messergebnisse der ermittelten Bewegungsumfänge bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und die zugehörigen Widerstandsmomente bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) in Abhängigkeit von Implantat-Design und -Position sowie Luxationsbewegung bzw. -mechanismus dargestellt.

3.1 Vergleich asymmetrischer PE-Inserts

3.1.1 HWL-PE-Inserts vs. ERL-PE-Inserts vs. neutrales PE-Insert

Asymmetrische Design-Varianten werden anhand verschiedener PE-Inserts (Fa. ESKA) mit jeweiligem Innendurchmesser von 28 mm gegenübergestellt. Als Referenz dient das Standard-PE-Insert (= neutrales PE-Insert) mit hemisphärischem Design (Abb. 2.2.1.2). Die asymmetrischen Pfanneneinsätze haben eine Randüberhöhung von Pol zu Pol (High-Wall-Liner = HWL) von 10° bzw. 20° (Abb. 2.2.1.3) oder eine Randsegmentüberhöhung von Mitte zu Pol (Elevated-Rim-Liner = ERL) von 10° bzw. 20° (Abb. 2.2.1.4). Alle Inserts werden in den Metallsockel CL (Fa. ESKA) eingebracht. Mit den Inserts artikuliert ein metallischer Standardkugelkopf der Größe 28 mm (SIMPLEX®, Fa. ESKA) (Abb. 2.2.2.2) kombiniert mit dem C-Hüftstiel SIMPLEX® (Abb. 2.2.3.1).

Die asymmetrischen Inserts können im metallischen Pfannengehäuse aus der 0°-Position (= 12 Uhr) um 45° nach dorsal gedreht werden (= Insert-Drehung) (Abb. 3.1.1.1).



Abb. 3.1.1.1: Darstellung einer linksseitigen Hüftendoprothese von ventral mit Insert-Drehung im metallischen Gehäuse aus der 0°-Position (= 12 Uhr) um 45° nach dorsal (d.h. 13³⁰ Uhr)

90° Flexion/0° Adduktion:

Im Vergleich zum neutralen PE-Insert schränken die asymmetrischen Designs den Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) in 90° Flexions-Stellung ein ($p < 0,05$). Vor allem für die 0°-Insert-Position ist die Innenrotationsmöglichkeit bei den HWL- und ERL-Inserts vermindert (Abb. 3.1.1.2).

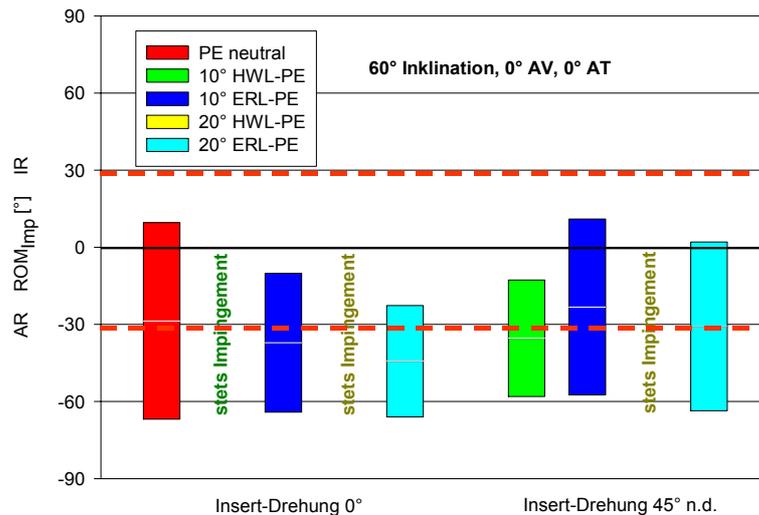


Abb. 3.1.1.2: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Verbindung mit 90° Flexion/0° Adduktion und Pfannen-Inklination von 60°, Pfannen-Version bzw. Stieltorsion jeweils 0°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

Asymmetrische Inserts in 0°-Position (d.h. 12 Uhr) und 45° nach dorsal gedreht.

Die Säulen zeigen jeweils das impingementfreie Intervall in den ausgeführten Rotationsbewegungen des Prothesenstiels (bis $\pm 90^\circ$) im Luxationsprüfstand, die gestrichelten Linien den physiologischen maximalen Bewegungsumfang für die Innen- und Außenrotation.

Durch eine Drehung des 10° ERL-Inserts im metallischen Gehäuse um 45° nach dorsal kann hingegen die Range of Motion bis zum Impingement in den verschiedenen Implantat-Positionen bei 60° Inklination vergrößert werden ($p \leq 0,001$) (Tab. 3.1.1.1). Das 10° ERL-Design gewährt dadurch eine dem neutralen PE-Insert vergleichbare Range of Motion ($p > 0,05$).

Beim 10°-HWL-Design hebt die Insert-Drehung nach dorsal in der Implantat-Stellung 60° Inklination, 0° Pfannen-Version und 0° Stieldrehung den stetigen Prothesen-Kontakt auf und ermöglicht so einen freien Gesamt-Bewegungsumfang von etwa 45° (Abb. 3.1.1.2). Jedoch findet diese impingementfreie Bewegung gänzlich im Außenrotationsbereich statt. Generell vermindern die HWL-Inserts den Bewegungsumfang bis zum Impingement in sehr hohem Maße. Häufig wird ein stetiges Impingement im gesamten Rotationsintervall registriert (Tab. 3.1.1.1). Bei 60° Pfannen-Inklination kann für keine Implantat-Position der beiden HWL-Designs ein ausreichender physiologischer Bewegungsumfang bis zum Impingement in Innenrotation verzeichnet werden (Tab. 3.1.1.1). Das 20° HWL-Insert lässt beispielsweise keinerlei impingementfreie Innenrotation zu.

Tab. 3.1.1.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Verbindung mit 90° Flexion/0° Adduktion und Pfannen-Inklination von 60°. Verschiedene Versions-Positionen der Pfanne (AV) kombiniert mit 0°-Stieldrehung, verschiedene Stieldrehungen (AT) kombiniert mit 0° Ante- bzw. Retroversion der Pfanne. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° HWL-PE	10° ERL-PE	20° HWL-PE	20° ERL-PE
ROM_{Imp} [°]	AT - 30°	-25,0 ± 0,5	stets	-22,4 ± 0,5	stets	-25,1 ± 0,6
	AV - 15°	stets	stets	stets	stets	stets
	AV 0°	9,6 ± 0,4	-12,7 ± 0,9	11,0 ± 0,0	stets	2,1 ± 0,9
	AV + 30°	27,8 ± 0,5	8,4 ± 1,0	13,8 ± 0,5	-5,3 ± 0,6	2,1 ± 0,9
	AT + 30°	37,0 ± 0,1	18,5 ± 1,1	36,3 ± 1,1	stets	30,3 ± 0,2
WM_{max} [Nm]	AT - 30°	1,6 ± 0,1	2,3 ± 0,0	2,3 ± 0,0	3,0 ± 0,1	3,7 ± 0,1
	AV - 15°	0,5 ± 0,1	0,8 ± 0,1	1,9 ± 0,2	2,0 ± 0,1	4,9 ± 0,1 *
	AV 0°	1,6 ± 0,1	2,1 ± 0,0	2,3 ± 0,0	3,0 ± 0,2	4,0 ± 0,0
	AV + 30°	3,7 ± 0,1	5,2 ± 0,1	4,9 ± 0,2	10,1 ± 0,1	8,0 ± 0,2
	AT + 30°	1,4 ± 0,0	2,2 ± 0,1	2,5 ± 0,1	2,8 ± 0,0	3,7 ± 0,1
ROM_{Lux} [°]	AT - 30°	14,4 ± 0,4	27,4 ± 0,9	36,1 ± 0,7	34,7 ± 0,7	50,3 ± 0,2
	AV - 15°	11,9 ± 0,6	31,4 ± 0,4	40,1 ± 1,2	40,0 ± 0,4	52,0 ± 0,1
	AV 0°	46,5 ± 0,5	53,5 ± 0,4	65,7 ± 0,8	65,0 ± 0,2	77,7 ± 0,8
	AV + 30°	78,3 ± 1,7	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AT + 30°	71,8 ± 0,3	82,3 ± 0,6	> 90,0	> 90,0	> 90,0

* Auftreten eines tertiäres Impingements mit Kontakt von Endoprothesenstiel und Pfannenaufnahme

Werden die Pfanne bzw. der Stiel in eine 30° Anteversions- bzw. Antetorsions-Position gebracht, erhöht sich grundsätzlich der Bewegungsumfang bis zum Impingement für die Innenrotation im Vergleich zur 0°-Stellung der Komponenten (Tab. 3.1.1.1). Für das 20° ERL-PE-Insert vergrößert sich aber der freie Bewegungsumfang mit Drehung der Pfanne aus der 0°-Versions-Position nach vorne (30° AV) nicht (Tab. 3.1.1.1). Auch bei den o.g. günstigen Pfannen- und Stiel-Positionen tritt für die asymmetrischen Inserts ein relativ frühes Impingement auf. Befinden sich die Pfanne oder der Stiel nach hinten gedreht (-15° AV bzw. -30° AT), bei ansonsten gleichen Bedingungen, kann mit keinem Insert eine freie Innenrotation erreicht werden (Tab. 3.1.1.1). Beide HWL-Designs weisen dann einen ständigen Kontakt von Prothesenhals und Pfannenrand sowohl während Außen- als auch während Innenrotation auf.

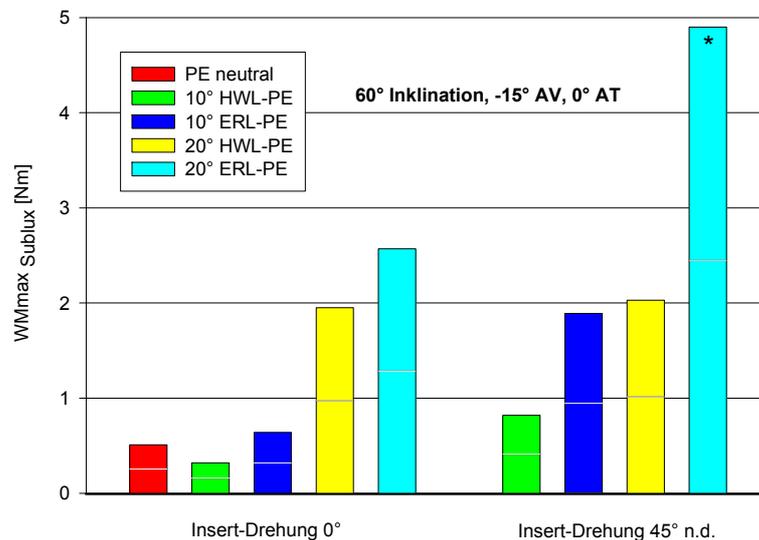
Wird die Pfanne flacher gestellt (45° Inklination), sinken die Bewegungsumfänge (ROM_{Imp}) für die Innenrotation im Vergleich zu 60° Inklination bei allen getesteten Designs (Tab. 3.1.1.1 u. Tab. 3.1.1.2).

Tab. 3.1.1.2: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in 90° Flexion/0° Adduktion in Kombination mit 0° Pfannen-Version, 0° Stiel-drehung und Pfannen-Inklination von 45°.
Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

	PE neutral	10° HWL-PE		10° ERL-PE	
		0° n.d.	45° n.d.	0° n.d.	45° n.d.
ROM_{Imp} [°]	-5,7 ± 0,6	stets	-33,3 ± 1,2	-34,9 ± 0,8	-15,0 ± 0,8
WM_{max} [Nm]	2,0 ± 0,1	2,6 ± 0,1	2,9 ± 0,1	2,8 ± 0,2	3,5 ± 0,1
ROM_{Lux} [°]	43,4 ± 0,1	23,3 ± 0,2	39,9 ± 0,1	16,1 ± 0,3	50,1 ± 0,4

Die asymmetrischen PE-Designs verfügen bei Drehung um 45° nach dorsal in allen Implantat-Positionen über höhere Widerstandsmomente als das neutrale PE-Insert (Abb. 3.1.1.3). Vor allem das 20° HWL- und 20° ERL-Insert erzielen hier signifikant höhere Momente bei Subluxation als das hemisphärische Design ($p \leq 0,001$) (Tab. 3.1.1.1).

Eine Drehung des Inserts um 45° nach dorsal bewirkt für alle asymmetrischen Pfanneneinsätze bei Retroversion der Pfanne (-15° AV) kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion einen signifikanten Zuwachs an Widerstandsmoment ($p < 0,05$) mit Ausnahme des 20° HWL-Designs ($p > 0,05$) (Abb. 3.1.1.3).



* Auftreten eines tertiären Impingements mit Kontakt von Endoprothesenstiel und Pfannenaufnahme

Abb. 3.1.1.3: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, -15° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion.
Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

In 90° Flexion und Innenrotation kombiniert mit 60° Inklination sowie 0° Stieltorsion führt eine 30° Pfannen-Version und eine 45° Insert-Drehung nach dorsal bei allen untersuchten Designs zu sehr hohen Widerstandsmomenten (Tab. 3.1.1.1).

Bei flacherer Pfanne (45° Inklination) werden im Vergleich zur Steilstellung höhere Werte bezüglich des maximalen Widerstandsmomentes im Rahmen der Innenrotationsbewegung ermittelt (Tab. 3.1.1.1 u. Tab. 3.1.1.2).

Hinsichtlich des Luxationszeitpunktes bei 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne und 0° Antetorsion des Stiels zeigen die asymmetrischen Inserts, sofern sie sich in 0°-Position befinden, eine höchst signifikante Verringerung der Range of Motion bis zur Luxation gegenüber dem hemisphärischen Design ($p \leq 0,001$), mit Ausnahme des 10° HWL-Designs ($p > 0,05$) (Abb. 3.1.1.4). Besonders deutlich erweist sich dies für das 20° HWL- bzw. 20° ERL-Design, die ohne Insert-Drehung schon bei geringer Innenrotation zur Luxation führen. Der Bewegungsumfang bis zur Dislokation für die Innenrotation vergrößert sich mit 45° Insert-Drehung nach dorsal erheblich ($p \leq 0,001$), so dass o.g. Designs dann deutlich später luxieren als das neutrale PE-Insert ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.1.4).

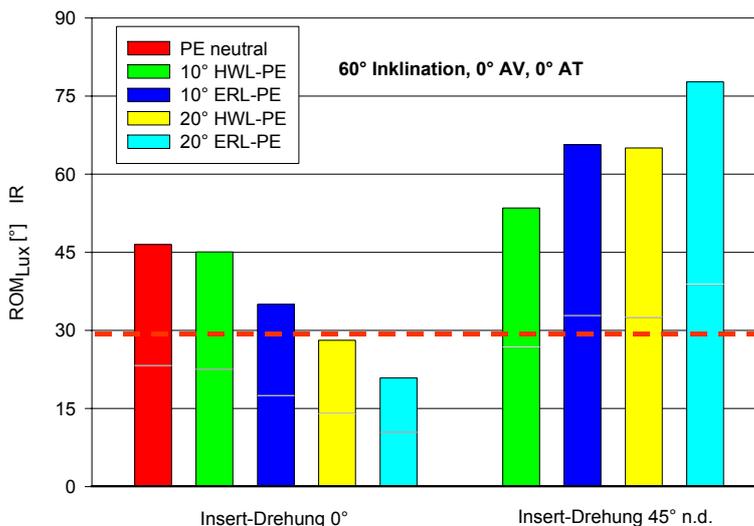


Abb. 3.1.1.4: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Verbindung mit 90° Flexion/0° Adduktion und Pfannen-Inklination von 60°, Pfannen-Version bzw. Stieltorsion jeweils 0°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Die Range of Motion bis zur Luxation für Innen- und Außenrotation ist in allen untersuchten Pfannen- und Stiel-Positionen bei 60° Inklination für die um 45° nach dorsal gedrehten asymmetrischen Inserts größer als für das Standard-PE-Insert ($p < 0,05$) (Tab. 3.1.1.1). In den für die Flexions-/Innenrotations-Bewegung ungünstigen Implantat-Positionen (-15° AV bzw. -30° AT) luxieren die nach dorsal gedrehten asymmetrischen

PE-Inserts meist erst nach 30° Innenrotation. Das neutrale Design führt hier bereits nach kurzer Innenrotation zur Dislokation (Tab. 3.1.1.1).

Bei 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne und 0° Antetorsion des Stiels luxieren beide ERL-Designs in 0°-Insert-Position früher als die HWL-Designs ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.1.1.4). Bei Drehung der asymmetrischen Inserts um 45° nach dorsal weisen die ERL-Designs jedoch eine signifikant größere Range of Motion bis zur Luxation auf als die jeweiligen HWL-Designs ($p \leq 0,001$). So luxieren die ERL-Designs bei Steilstellung der Pfanne (60° Inklination) in allen untersuchten Versions- und Torsions-Positionen von Pfanne und Stiel bei entsprechender Insert-Drehung um 45° nach dorsal später als die HWL-Designs (Tab. 3.1.1.1).

Für den Zeitpunkt der eigentlichen Dislokation des Kopfes ergibt sich bei allen Designs eine deutlich frühere Luxation nach posterior bei flacherer, nicht antevertierter Pfanne (45° Inklination, 0° AV, 0° AT) im Vergleich zu einer Steilstellung der Komponente (60° Inklination, 0° AV, 0° AT) (Tab. 3.1.1.1 u. Tab. 3.1.1.2).

10° Extension/15° Adduktion:

Werden die asymmetrischen HWL- und ERL-Inserts bei einer Implantat-Position von 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne und 0° Antetorsion des Stiels um 45° nach dorsal gedreht in das metallische Gehäuse eingebracht, vermindern diese im Vergleich zum Standard-PE-Insert den maximalen Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für die Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion z.T. erheblich ($p < 0,05$) (Tab. 3.1.1.3).

Bei der für die Extensions-/Adduktions-Bewegung mit Außenrotation luxationsgefährdeten Implantat-Stellung von 30° Anteversion der Pfanne lässt das nach dorsal gedrehte HWL-Design bei 60° Inklination und 0° Stieltorsion kaum bzw. keinen Bewegungsumfang ohne Prothesen-Kontakt zu (1,9° ROM_{Imp} beim 10° HWL-Insert, -8,2° ROM_{Imp} beim 20° HWL-Insert) (Tab. 3.1.1.3). Die ERL-Inserts, v.a. das 10° ERL-Design, restringieren den freien Bewegungsumfang in allen Versions-Positionen der Pfanne deutlich weniger als die HWL-Inserts ($p \leq 0,001$) (Tab. 3.1.1.3).

Tab. 3.1.1.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/ 15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60° . Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° HWL-PE	10° ERL-PE	20° HWL-PE	20° ERL-PE
ROM_{Imp} [°]	AV - 15°	65,1 ± 0,7	44,0 ± 0,1	54,8 ± 0,3	31,1 ± 0,4	46,0 ± 0,6
	AV 0°	50,7 ± 1,0	30,6 ± 2,3	39,0 ± 2,1	15,3 ± 0,1	39,3 ± 1,1
	AV + 30°	24,3 ± 0,8	1,9 ± 0,4	18,8 ± 0,5	-8,2 ± 0,4	18,1 ± 0,4

Das Widerstandsmoment ist bei 60° Inklination, 30° Anteversion der Pfanne und 0° Antetorsion des Stiels für das Standard-PE-Insert signifikant höher als für beide ERL-Designs in 0° -Position ($p < 0,05$), jedoch signifikant niedriger im Vergleich zum 20° HWL-Insert ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.1.5). Durch eine Drehung der asymmetrischen Inserts um 45° nach dorsal erfährt lediglich das Moment für das 20° HWL-Design eine signifikante Veränderung ($p < 0,001$), welches so von 3,1 Nm auf 5,4 Nm vergrößert wird (Abb. 3.1.1.5).

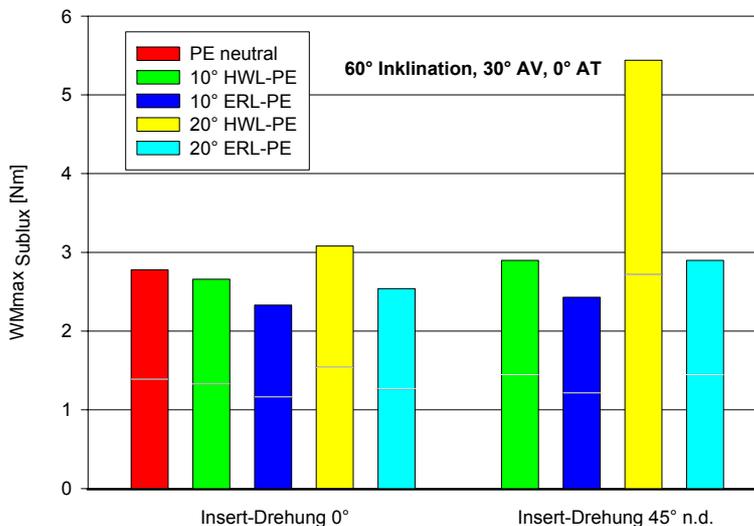


Abb. 3.1.1.5: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max\ Sublux}$) für Außenrotation in Verbindung mit 10° Extension/ 15° Adduktion, 60° Pfannen-Inklination, 30° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0° -Position und 45° nach dorsal gedreht.

Die getesteten PE-Designs führen in keiner untersuchten Implantat-Position bei 10° Extension/ 15° Adduktion des Gelenkes zu einer Luxation vor 60° Außenrotation.

0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion:

In neutraler Gelenkstellung bei einer Implantat-Position von 60° Inklination und jeweils 0° Pfannen- bzw. Stieldrehung bieten das 10° und 20° ERL-Design bei 0°-Insert-Position einen annähernd gleichen Bewegungsumfang bis zum Impingement wie das Standard-PE-Insert (Tab. 1A, Anh.). Eine im Vergleich deutliche Bewegungseinschränkung ergibt sich in o.g. Position für die HWL-Inserts, v.a. für das 20° HWL-Design ($p \leq 0,001$).

Die Widerstandsmomente unterscheiden sich in o.g. Implantat-Position zwischen den beiden ERL-Designs und dem neutralen PE-Insert nicht signifikant ($p > 0,05$) (Tab. 1A, Anh.). Im Vergleich dazu zeigen das 10° und 20° HWL-Design ein bis zu 2,3 Nm erhöhtes Moment bei Innen- und Außenrotation ($p < 0,05$).

Eine Luxation tritt hier bis 90° Innen- bzw. Außenrotation bei keinem untersuchten Insert-Design auf (Tab. 1A, Anh.).

3.1.2 Asymmetrische PE-Inserts verschiedener Implantat-Hersteller

Zur Gegenüberstellung asymmetrischer Pfanneneinsätze verschiedener Implantat-Hersteller werden PE-Inserts der Fa. ESKA und der Fa. AESCULAP verglichen. Untersucht wird hierzu das 10° ERL-PE-Design beider Hersteller (Abb. 2.2.1.4 u. Abb. 2.2.1.14) sowie das 10° HWL-PE-Insert der Fa. ESKA (Abb. 2.2.1.3). Des Weiteren wird für diesen Vergleich ein asymmetrisches PE-Insert (Fa. AESCULAP) mit 10° Randüberhöhung und zusätzlicher Versetzung des Kopfdrehpunktes um 10° nach außen (= „Oblique-Insert“) getestet (Abb. 2.2.1.12). Als Referenz dienen jeweils die neutralen PE-Inserts mit hemisphärischem Design (Abb. 2.2.1.2 u. Abb. 2.2.1.11). Die ESKA-Inserts werden in den Metallsockel CL (Fa. ESKA) eingebracht, die AESCULAP-Inserts in den Plasmacup® SC (Fa. AESCULAP). Mit den Pfanneneinsätzen artikuliert jeweils ein metallischer 28 mm Standardkugelkopf (Abb. 2.2.2.2) kombiniert mit dem C-Hüftstiel SIMPLEX® (Abb. 2.2.3.1).

90° Flexion/0° Adduktion:

In 90° Flexions-Stellung des Beines kombiniert mit einer Pfannen-Position von 60° Inklination und 0° Anteversion sowie einer Antetorsion des Stiels von 0° verfügen das neutrale PE-Insert und das 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP, sowohl in 0°-Position des asymmetrischen Inserts als auch bei 45° Drehung des Inserts nach dorsal, über größere Gesamt-Bewegungsumfänge bis zum Impingement als die jeweiligen ESKA-Inserts ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.2.1).

Das 10° asymmetrische Oblique-Insert der Fa. AESCULAP gewährt in o.g. Implantat-Position v.a. bei Drehung des Inserts um 45° nach dorsal eine größere Gesamt-Range of Motion bis zum Impingement als das zugehörige neutrale PE-Insert, wobei in besonderem Maße die Außenrotation vergrößert ist ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.2.1).

Im Vergleich zum 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP erzielt das Oblique-Design in 0°-Position eine deutlich größere Innen- und Außenrotation bis zum Prothesenkontakt ($p < 0,05$), während bei Drehung der Inserts um 45° nach dorsal kein signifikanter Unterschied des Innenrotationsumfangs erkennbar wird ($p > 0,05$) (Abb. 3.1.2.1).

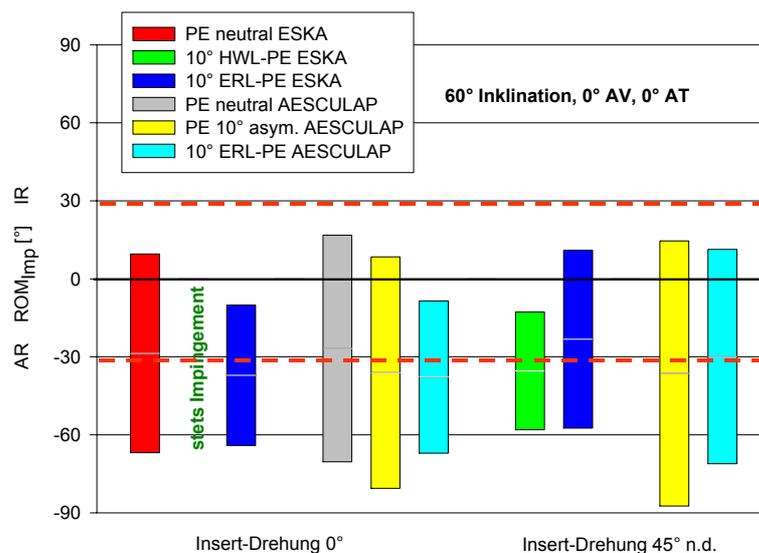


Abb. 3.1.2.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Durch Drehung der Inserts um 45° nach dorsal wird eine Steigerung der Range of Motion bis zum Impingement für alle asymmetrischen Designs erzielt ($p < 0,05$), so dass die ERL-Designs der beiden Firmen dann einen den neutralen Designs vergleichbaren freien Bewegungsumfang für die Innenrotation erzielen ($p > 0,05$) (Abb. 3.1.2.1).

Vergleicht man die Inserts bezüglich des auftretenden Widerstandsmomentes bei Subluxation, werden in o.g. Implantat-Position beim neutralen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA allgemein höhere Werte gemessen als bei den jeweiligen AESCULAP-Designs ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.2.2).

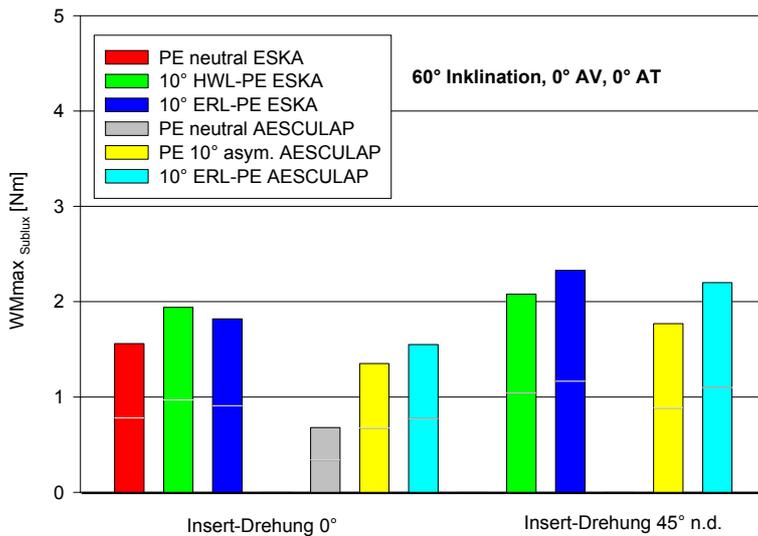


Abb. 3.1.2.2: Auftretendes maximales Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Durch Drehung der asymmetrischen Inserts um 45° nach dorsal findet sich generell eine deutliche Erhöhung der Widerstandsmomente im Vergleich zur 0°-Position (Abb. 3.1.2.2).

Bei den AESCULAP-Inserts weist das 10° ERL-Design sowohl in 0° Position als auch bei 45° Drehung der Inserts ein höheres Moment auf als das 10° Oblique-Design ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.2.2).

Das Oblique-Insert erreicht ein deutlich höheres Widerstandsmoment als das zugehörige neutrale PE-Insert ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.2.2).

Die Luxation erfolgt in der getesteten Implantat-Position von 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion für das neutrale PE-Insert und das 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP früher als für die jeweiligen ESKA-Designs (Abb. 1A, Anh.). Das 10° Oblique-Insert erreicht auch in 0°-Position des Inserts eine etwas größere Innenrotation bis zur Luxation als das zugehörige neutrale Insert und 10° ERL-PE-Insert (Abb. 1A, Anh.).

10° Extension/15° Adduktion:

In der Extensions-/Adduktions-Stellung des Gelenkes kombiniert mit 60° Inklination und 0° Version der Pfanne sowie 0° Stieltorsion zeigen sich bezüglich der Range of Motion bis zum Impingement in Innen- und Außenrotation jeweils keine großen Unterschiede zwischen den 10° ERL-Designs in 0°-Position und dem jeweiligen neutralen Insert ($p > 0,05$) (Abb. 3.1.2.3). Die AESCULAP-Inserts erzielen hier eine etwas größere Innen- und Außenrotation als die jeweiligen ESKA-Inserts.

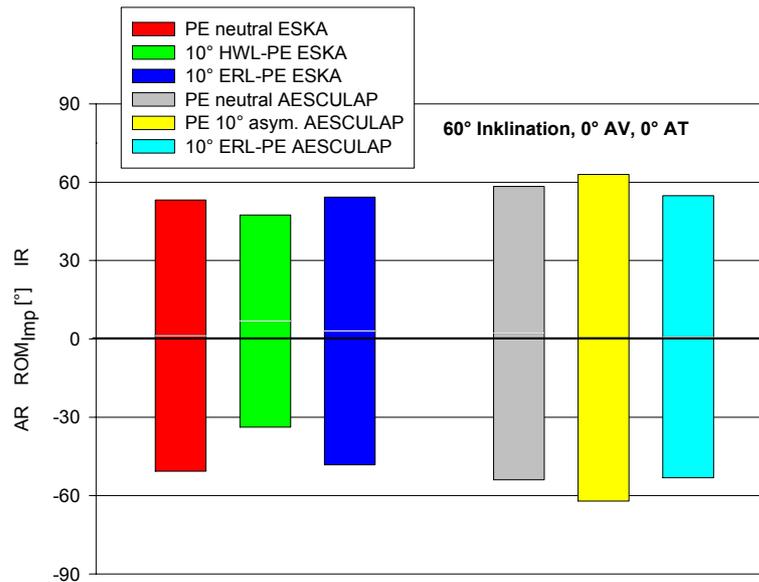


Abb. 3.1.2.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL)) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position.

Das Oblique-Insert verzeichnet sowohl für die Innen- als auch für die Außenrotation eine größere Range of Motion bis zum Impingement als das zugehörige neutrale PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP ($p < 0,05$) (Abb. 3.1.2.3).

In Extensions-/Adduktions-Stellung des Gelenkes mit Außenrotation werden für die AESCULAP-Designs tendenziell niedrigere Momente gemessen als für die ESKA-Designs.

Zur Luxation kommt es bei 60° Inklination kombiniert mit einer Pfannen-Version, Stiel- und Insert-Drehung von jeweils 0° in keinem der getesteten Fälle.

0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion:

In der Neutralstellung des Gelenkes kombiniert mit 60° Inklination, 0° Anteversion und 0° Stieltorsion erreichen das neutrale PE-Insert und das Oblique-Insert der Fa. AESCULAP eine im Vergleich zum zugehörigen 10° ERL-Insert größere Gesamt-Range of Motion bis zum Impingement ($p \leq 0,001$) (Tab. 2A, Anh.).

Das 10° ERL-Design der Fa. AESCULAP bietet im Vergleich zum 10° Oblique-Insert und zum zugehörigen neutralen PE-Insert deutlich höhere Subluxationsmomente, sowohl für die Innen- als auch für die Außenrotation ($p \leq 0,001$) (Tab. 2A, Anh.).

Beim Vergleich der beiden neutralen PE-Designs erreicht das ESKA-Insert v.a. für die Außenrotation signifikant höhere Momente als das AESCULAP-Insert ($p \leq 0,001$) (Tab. 2A, Anh.).

Für die Pfannen-Position 60° Inklination und 0° Version kombiniert mit einer 0° Stieltorsion erfolgt bei den hier getesteten Designs in der Neutralstellung des Beines keine Luxation (Tab. 2A, Anh.).

3.2 Vergleich spezieller Antiluxations-Designs

3.2.1 Schnapp-Insert vs. 10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert

Gegenübergestellt werden bei diesem Vergleich das PE-Schnapp-Insert (Abb. 2.2.1.5) und das 10° ERL-PE-Insert (Abb. 2.2.1.4) (Fa. ESKA). Als Referenz dient das neutrale PE-Insert (Abb. 2.2.1.2). Alle Designs haben einen Innendurchmesser von 28 mm und werden im Metallsockel CL (Fa. ESKA) verklemt. Kombiniert werden diese Pfanneneinsätze mit einem metallischen 28 mm Standardkugelpopf (Abb. 2.2.2.2) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX® (Abb. 2.2.3.1) mit Konus 12/14. Das 10° ERL-Design kann in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht in das metallische Gehäuse eingebracht werden.

90° Flexion/0° Adduktion:

Bei der Untersuchung der Inserts in 90° Flexions-Stellung kombiniert mit 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne sowie 0° Stieldrehung wird für das neutrale Insert und das um 45° nach dorsal gedrehte 10° ERL-Design ein stetiges Impingement im kompletten Innen- und Außenrotationsbereich detektiert (Abb. 3.2.1.1). Das Schnapp-Insert ist in dieser Position instabil, d.h. der Metall-Kopf kann nach 90° Flexion des Beines bei 15° Retroversion der Pfanne nicht in das Insert eingebracht werden und daher nicht artikulieren.

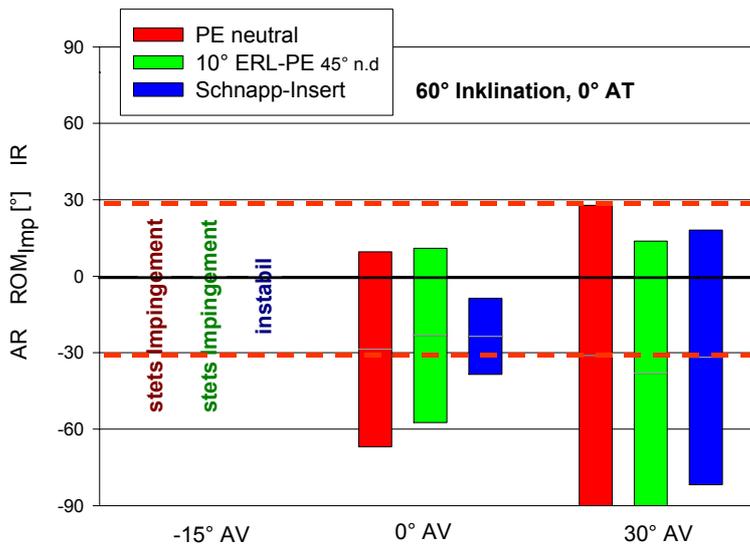


Abb. 3.2.1.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60° . Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX[®], Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert 45° nach dorsal gedreht.

Befinden sich die Inserts bei Steilstellung der Pfanne (60° Inklination) in 0° Ante- bzw. Retroversion ist für alle Designs ein gewisses Maß an freier Range of Motion möglich (Abb. 3.2.1.1). Während das neutrale PE-Insert und das um 45° nach dorsal gedrehte 10° ERL-Design eine freie Innenrotation zulassen, bleibt beim Schnapp-Insert die Range of Motion bis zum Impingement auf den Außenrotationsbereich beschränkt und ist generell deutlich geringer ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.1.1). Mit zunehmender Anteversion der Pfanne (30° AV) vergrößert sich die Gesamt-Range of Motion aller Inserts deutlich (Abb. 3.2.1.1).

Das bei Innenrotation auftretende Subluxationsmoment ist für beide Antiluxations-Designs in allen getesteten Anteversions-Positionen der Pfanne in Kombination mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion signifikant höher als für das neutrale PE-Insert ($p < 0,05$) (Abb. 3.2.1.2).

Bei 0° bzw. 30° Anteversion der Pfanne ist das auftretende Widerstandsmoment für das Schnapp-Insert signifikant höher als für das 10° ERL-Design mit 45° Insert-Drehung nach dorsal ($p < 0,05$) (Abb. 3.2.1.2). Bei Retroversion der Pfanne (-15° AV) bietet das 10° ERL-Design den größten Widerstand gegen die Aushebelung des Kopfes ($p < 0,05$) (Abb. 3.2.1.2). In dieser Implantat-Position kann für das Schnapp-Insert kein Moment aufgezeichnet werden, da dieses Design hier, wie bereits erwähnt, zu instabilen Verhältnissen führt.

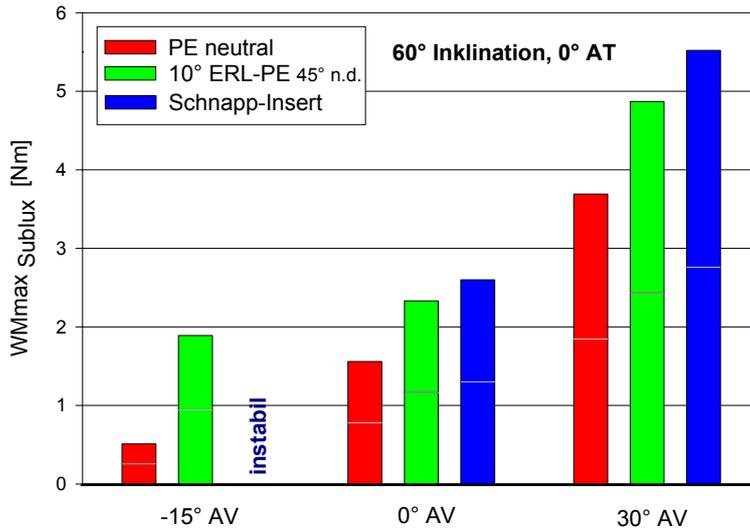


Abb. 3.2.1.2: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert 45° nach dorsal gedreht.

Mit Drehung der Pfanne nach vorne (30° AV) steigt das Subluxationsmoment aller drei Designs an, beim Schnapp-Insert werden dann beispielsweise mehr als 5 Nm registriert (Abb. 3.2.1.2).

Der Luxationszeitpunkt wird bei allen Designs mit zunehmender Anteversion der Pfanne weiter in den Innenrotationsbereich verschoben (Abb. 3.2.1.3).

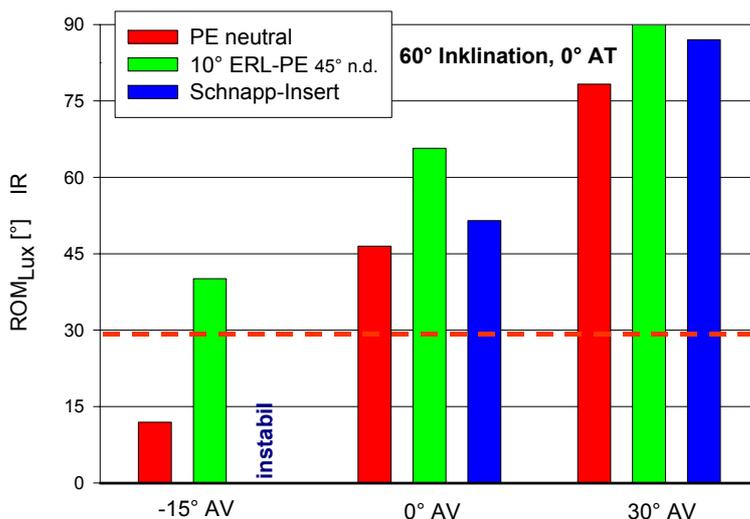


Abb. 3.2.1.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert 45° nach dorsal gedreht.

Die signifikant größte Range of Motion bis zur Luxation bietet bei allen untersuchten Versions-Positionen der Pfanne kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion das 10° ERL-Design mit Drehung des Inserts um 45° nach dorsal ($p < 0,05$) (Abb. 3.2.1.3). Auch bei Pfannen-Retroversion (-15° AV) tritt die Luxation beim ERL-Insert vergleichsweise spät nach 40° Innenrotation auf (Abb. 3.2.1.3).

Das Schnapp-Insert luxiert später als das neutrale PE-Insert ($p < 0,05$), bietet aber beispielsweise bei 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne und 0° Stieltorsion lediglich 5° mehr Innenrotation bis zur Dislokation als das hemisphärische Design (Abb. 3.2.1.3).

10° Extension/15° Adduktion:

In der Extensions-/Adduktions-Stellung des Gelenkes verringert sich mit zunehmender Anteversion der Pfanne bei 60° Inklination und 0° Stieltorsion die freie Außenrotation für jedes Design (Tab. 3.2.1.1).

Tab. 3.2.1.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° ERL-PE		Schnapp- Insert
			0° n.d.	45° n.d.	
ROM_{Imp} [°]	AV - 15°	65,1 ± 0,7	66,2 ± 0,4	54,8 ± 0,3	53,5 ± 1,0
	AV 0°	50,7 ± 1,0	48,2 ± 1,8	39,0 ± 2,1	39,6 ± 0,9
	AV + 30°	24,3 ± 0,8	23,3 ± 0,5	18,8 ± 0,5	11,1 ± 1,1
ROM_{Lux} [°]	AV - 15°	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AV 0°	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AV + 30°	64,6 ± 0,4	83,7 ± 0,4	73,8 ± 0,2	72,5 ± 2,3

Das Schnapp-Insert und das um 45° nach dorsal gedrehte 10° ERL-Design schränken im Vergleich zum neutralen PE-Insert und zum asymmetrischen Design in 0°-Position den freien Bewegungsumfang in Außenrotation ein ($p < 0,05$) (Tab. 3.2.1.1). Bei 30° Anteversion der Pfanne tritt beispielsweise für das Schnapp-Design bereits bei ca. 11° Außenrotation ein Anschlagen des Prothesenhalses am Pfannenrand auf (Tab. 3.2.1.1).

Das Subluxationsmoment aller Designs vergrößert sich bei Außenrotation in Extensions-/Adduktions-Stellung mit zunehmender Version der Pfanne nach hinten, d.h. aus der Anteversion in die Retroversion. Die signifikant größten Widerstandsmomente erzielt das Schnapp-Insert ($p \leq 0,001$). In allen untersuchten Versions-Positionen der Pfanne wird bei

60° Inklination und 0° Stieltorsion für dieses Design ein Moment größer als 4 Nm gemessen.

Zur Luxation kommt es in Extensions-/Adduktions-Stellung kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion lediglich bei 30° Anteversion der Pfanne (Tab. 3.2.1.1). Mit dem Schnapp-Insert wird eine signifikant geringere Range of Motion bis zur Luxation erzielt als mit dem 10° ERL-Insert ($p \leq 0,001$) (Tab. 3.2.1.1). Das Schnapp-Insert und das 10° ERL-Insert luxieren deutlich später als das hemisphärische PE-Insert ($p < 0,05$).

0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion:

In Neutralstellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion weist das Schnapp-Insert eine deutlich geringere Range of Motion bis zum Impingement auf als das neutrale PE-Insert und das 10° ERL-Design ($p \leq 0,001$) (Tab. 3A, Anh.). Dies trifft sowohl für die Innen- als auch für die Außenrotation zu.

In o.g. Implantat-Position sind die Subluxationsmomente des Schnapp-Designs signifikant höher im Vergleich zu den beiden anderen PE-Inserts ($p \leq 0,001$) (Tab. 3A, Anh.).

In der Neutralstellung des Gelenkes kombiniert mit den untersuchten Implantat-Positionen kommt es bei keinem Pfanneneinsatz zur Luxation (Tab. 3A, Anh.).

3.2.2 T.O.P.-Antiluxations-Insert vs. Schnapp-Insert vs. neutrale PE-Inserts

In dieser Testreihe werden das Antiluxations-Insert des T.O.P. (Trabekel Orientierte Pfanne)-Hüftpfannensystems (Abb. 2.2.1.17) (Fa. Link) und das Schnapp-Insert (Abb. 2.2.1.5) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) miteinander verglichen. Als Referenz dienen jeweils die neutralen Standard-Inserts (Abb. 2.2.1.15 u. Abb. 2.2.1.2). Alle PE-Inserts haben einen Innendurchmesser von 28 mm und werden jeweils kombiniert mit einem metallischen 28 mm Standardkugelkopf (Abb. 2.2.2.2) und dem C-Hüftstiel Simplex® (Abb. 2.2.3.1).

90° Flexion/0° Adduktion:

Wie bereits in Vergleich 3.2.1 erläutert, können aufgrund einer Instabilität keine Daten für das Schnapp-Insert in 90° Flexions-Stellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination, 15° Retroversion der Pfanne und 0° Stieltorsion erhoben werden.

Beim T.O.P.-Antiluxations-Design und beiden neutralen PE-Inserts wird in der genannten Implantat-Position ein ständiger Prothesenkontakt im gesamten Bewegungsintervall detektiert (Abb. 3.2.2.1).

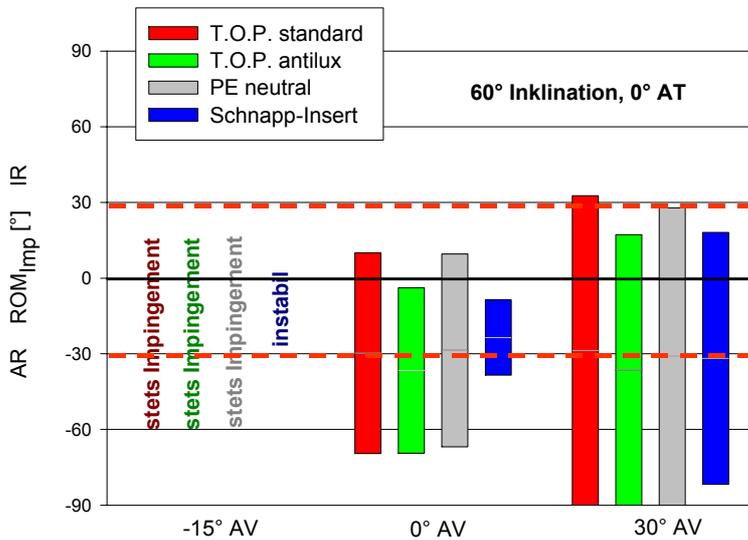


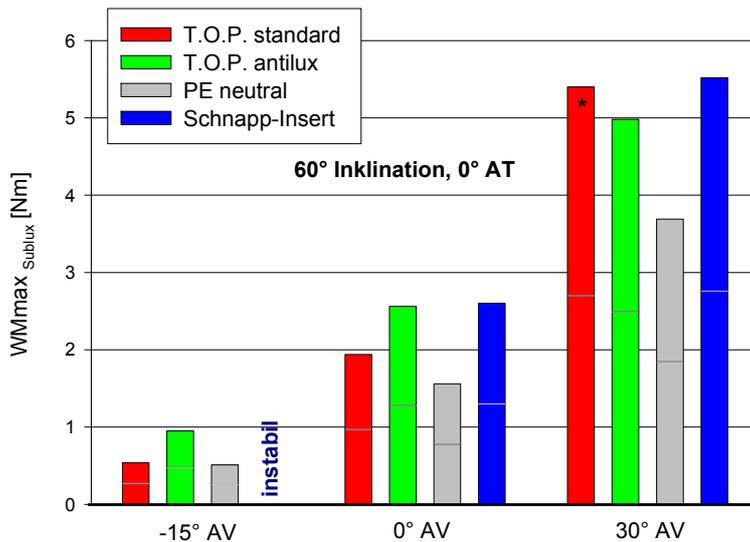
Abb. 3.2.2.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion, verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems (Fa. Link) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

Werden die Pfannen weiter nach vorne gedreht (0° AV bzw. 30° AV), nimmt das freie Bewegungsausmaß für alle Inserts zu (Abb. 3.2.2.1).

Die beiden Antiluxations-Designs bieten in den getesteten Implantat-Positionen signifikant weniger Innenrotationsmöglichkeit bis zum Impingement als die neutralen PE-Inserts ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.2.1). Bei 60° Inklination und 0° Stieltorsion erreichen das T.O.P.-Antiluxations-Insert und das Schnapp-Insert den Innenrotationsbereich lediglich bei 30° Anteversion der Pfanne (Abb. 3.2.2.1).

Bei 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion gewährt das T.O.P.-Antiluxations-Design eine deutlich größere Gesamt-Range of Motion bis zum Impingement als das Schnapp-Insert, wobei der Bewegungsumfang v.a. in Richtung Außenrotation vergrößert ist ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.2.1).

Das Subluxationsmoment steigt bei steilgestellter Pfanne (60° Inklination) und 0° Stieltorsion mit der Drehung der Pfanne nach vorne an (Abb. 3.2.2.2). Während beispielsweise bei 15° Retroversion der Pfanne das Widerstandsmoment des T.O.P.-Antiluxations-Designs unter 1 Nm beträgt, nimmt dies bei 30° Anteversion der Pfanne einen etwa 5-fach höheren Wert an (Abb. 3.2.2.2).



* sekundäres Impingement detektiert

Abb. 3.2.2.2: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion, verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60° . Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems (Fa. Link) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX[®], Konus 12/14.

Bei Steilstellung und Retroversion der Pfanne (60° Inklination und -15° AV) kombiniert mit 0° Stieltorsion erreicht das T.O.P.-Antiluxations-Insert das höchste Widerstandsmoment gegen die Aushebelung des Kopfes nach posterior (Abb. 3.2.2.2). Wird die Pfanne aus der genannten Position weiter nach vorne gedreht (0° AV), verzeichnen beide Antiluxations-Designs signifikant höhere Momente als die neutralen PE-Inserts ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.2.2).

Beide Antiluxations-Inserts dislozieren bei einer 90° Flexions-/Innenrotations-Bewegung kombiniert mit 60° Inklination und 0° bzw. 30° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion später als ihr neutrales Pendant ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.2.3). Das Schnapp-Insert weist in den o.g. Implantat-Positionen eine signifikant größere Range of Motion bis zur Luxation auf als das T.O.P.-Antiluxations-Design ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.2.3).

Bei 15° Retroversion der Pfanne kombiniert mit 60° Inklination sowie 0° Stieltorsion gewähren nur das neutrale ESKA-PE-Insert und das T.O.P.-Antiluxations-Insert eine Range of Motion bis zur Luxation im Innenrotationsbereich (Abb. 3.2.2.3). Das T.O.P.-Standard-Insert luxiert hier bereits im Außenrotationsbereich, das Schnapp-Insert ist aufgrund der instabilen Pfannen-Position nicht zur Artikulation befähigt (Abb. 3.2.2.3).

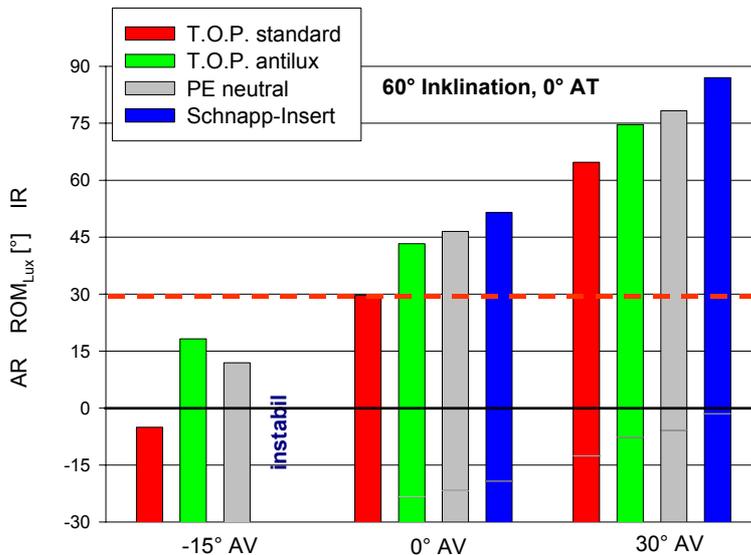


Abb. 3.2.2.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation (und Außenrotation) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion, verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.
Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems (Fa. Link) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

10° Extension/15° Adduktion:

Die Range of Motion bis zum Impingement ist bei Extension/Adduktion/Außenrotation in Kombination mit 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion für die Antiluxations-Designs signifikant geringer als für die neutralen Inserts ($p \leq 0,002$) (Tab. 3.2.2.1). In der genannten Implantat-Stellung kommt es beim Schnapp-Insert und dem T.O.P.-Antiluxations-Design ähnlich früh zum Prothesen-Impingement (Tab. 3.2.2.1).

Tab. 3.2.2.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation (WM_{maxSublux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion, 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.
Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert der Fa. Link (T.O.P.-Hüftpfannensystem) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

	T.O.P. standard	T.O.P. antilux	PE neutral	Schnapp-Insert
ROM _{Imp} [°]	51,3 ± 1,1	39,4 ± 0,1	50,7 ± 1,0	39,6 ± 0,9
WM _{max} [Nm]	2,9 ± 0,1	3,5 ± 0,1	3,2 ± 0,1	4,8 ± 0,1
ROM _{Lux} [°]	81,8 ± 0,4	> 90,0	> 90,0	> 90,0

Das Schnapp-Insert weist bei o.g. Implantat-Position und Außenrotationsbewegung das höchste Subluxationsmoment auf (Tab. 3.2.2.1). Das T.O.P.-Antiluxations-Design erzielt einen höheren Wert als das zugehörige neutrale Insert ($p < 0,05$) (Tab. 3.2.2.1).

Eine Luxation wird bei 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion nur für das Standard-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems detektiert, diese erfolgt erst nach mehr als 80° Außenrotation (Tab. 3.2.2.1).

0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion:

In Neutralstellung des Beines verringert eine Steilstellung der Pfanne (von 45° auf 60° Inklination) bei 0° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion die Range of Motion bis zum Impingement sowohl in Innen- als auch in Außenrotation für alle Designs (Tab. 4A, Anh.). Im Vergleich zum neutralen PE-Insert schränkt das Schnapp-Insert in den genannten Positionen den freien Bewegungsumfang in beiden Rotationsrichtungen signifikant ein ($p \leq 0,001$) (Tab. 4A, Anh.). Das Link-Antiluxations-Insert verringert die Range of Motion bis zum Impingement v.a. in Außenrotationsrichtung (Tab. 4A, Anh.).

Bei einem Pfannen-Neigungswinkel von 45° kombiniert mit 0° Version bzw. Torsion von Pfanne und Stiel werden tendenziell höhere Subluxationsmomente gemessen als bei Steilstellung der Pfanne (60° Inklination) (Tab. 4A, Anh.). Eine Ausnahme stellt das T.O.P.-Antiluxations-Design dar, bei dem für 60° Inklination höhere Werte ermittelt werden (Tab. 4A, Anh.).

In allen getesteten Implantat-Positionen erzielen die Antiluxations-Designs, v.a. das Schnapp-Insert ($p \leq 0,001$), höhere Momente als die neutralen PE-Inserts (Tab. 4A, Anh.). Das T.O.P.-Standard-Insert verzeichnet bei Rotation nach außen deutlich höhere Subluxationsmomente als bei Rotation nach innen (Tab. 4A, Anh.). So besteht bei Außenrotation kein signifikanter Unterschied zwischen dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems ($p > 0,05$).

In Neutralstellung wird für die getesteten Implantat-Positionen bei keinem Insert-Design eine Luxation bis 90° Innen- bzw. Außenrotation verzeichnet (Tab. 4A, Anh.).

3.2.3 Constrained Liner vs. 10° HWL-PE-Insert vs. 10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert

Zum Vergleich stehen der sog. Trilogy[®] Constrained Liner (Abb. 2.2.1.19) (Fa. Zimmer), das 10° HWL-PE-Insert (Abb. 2.2.1.3) und das 10° ERL-PE-Insert (Abb. 2.2.1.4) (Metallsockel CL, Fa. ESKA). Als Referenz dient das neutrale PE-Insert (Abb. 2.2.1.2) (Fa. ESKA). Alle PE-Inserts haben einen Innendurchmesser von 32 mm. Kombiniert werden diese mit einem metallischen 32 mm Standardkugelkopf (Abb. 2.2.2.1) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX[®] (Abb. 2.2.3.1). Das 10° HWL- und 10° ERL-Design werden in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht in das metallische Gehäuse eingebracht.

90° Flexion/0° Adduktion:

Befindet sich die Pfanne in Steilstellung (60° Inklination) und 15° Retroversion kombiniert mit 0° Stieltorsion kann der Kopf in 90° Flexions-Stellung des Beines nicht zur Artikulation in den Constrained Liner einschnappen. Das um 45° nach dorsal gedrehte 10° HWL-Insert verzeichnet in dieser Implantat-Position ein stetiges Impingement (Abb. 3.2.3.1). Das neutrale PE-Insert und das 10° ERL-Design mit Drehung des Inserts um 45° nach dorsal gewähren ein freies Bewegungsintervall ohne Prothesenkontakt, welches sich ausschließlich im Außenrotationsbereich befindet (Abb. 3.2.3.1).

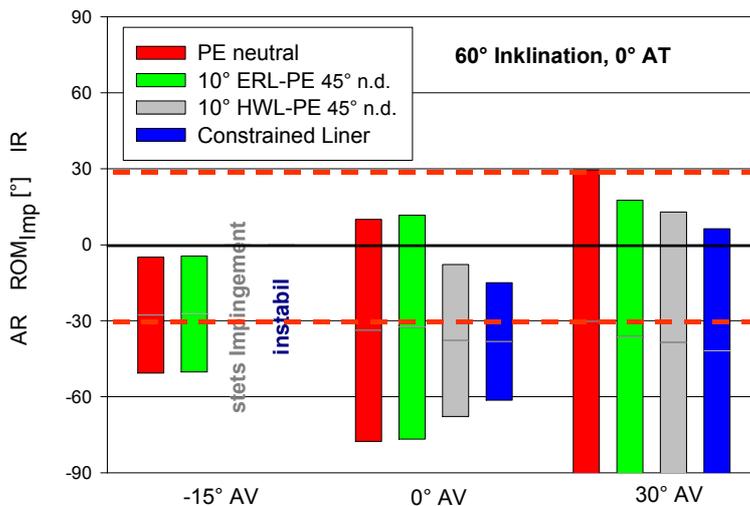


Abb. 3.2.3.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.

Bei Drehung der Pfanne nach vorne (0° AV bzw. 30° AV) steigt die Range of Motion bis zum Impingement aller Designs sowohl für die Innen- als auch für die Außenrotation (Abb. 3.2.3.1).

Bei 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne und 0° Stieltorsion liegt das impingementfreie Intervall für den Constrained Liner und für das 10° HWL-Design mit 45° Drehung des Inserts gänzlich im Außenrotationsbereich (Abb. 3.2.3.1). Der Constrained Liner schränkt in allen getesteten Implantat-Positionen die freie Rotation stärker ein als das HWL-Insert, jedoch nicht statistisch signifikant ($p > 0,05$) (Abb. 3.2.3.1).

Der Constrained Liner verzeichnet generell Subluxationsmomente, die um ein Vielfaches höher sind als die Werte des 10° HWL- und 10° ERL-Designs ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.3.2). Beispielsweise wird bei Drehung der Pfanne nach vorne (30° AV) kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion in Innenrotation ein Moment von mehr als 23 Nm registriert.

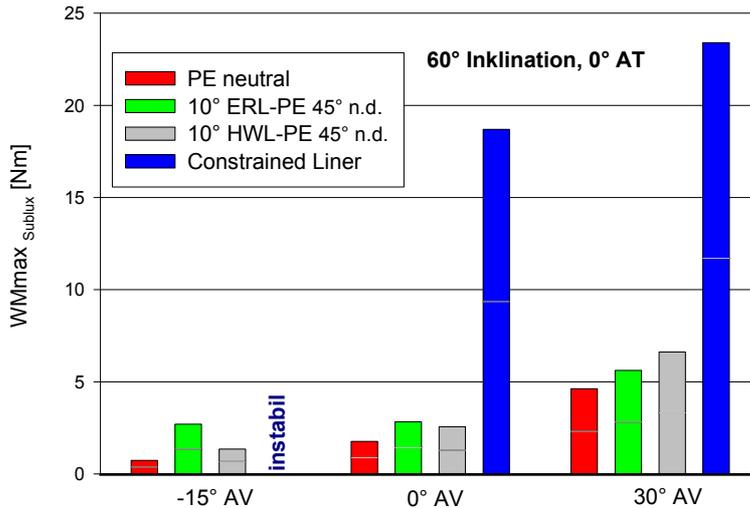


Abb. 3.2.3.2: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.

In allen getesteten Implantat-Positionen luxiert der Constrained Liner signifikant früher als die beiden asymmetrischen Inserts und das neutrale PE-Insert ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.3.3).

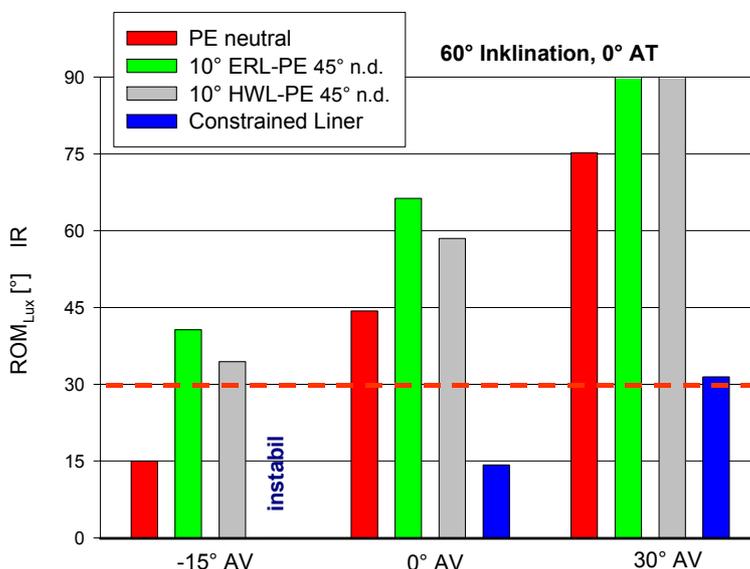


Abb. 3.2.3.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.

Beispielsweise kommt es in 90° Flexions-Stellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne und 0° Stieltorsion bereits bei etwa 14° Innenrotation zur Dislokation des Hüftkopfes aus dem Constrained Liner (Abb. 3.2.3.3).

Die Drehung der Pfanne aus der Retroversion (-15° AV) in Richtung Anteversion (0° AV bzw. 30° AV) verschiebt den Luxationszeitpunkt aller Designs zunehmend in Richtung Innenrotation (Abb. 3.2.3.3).

10° Extension/15° Adduktion:

Bei steilgestellter Pfanne (60° Inklination), 45° nach dorsal gedrehten asymmetrischen Inserts und 0° Stieltorsion ist in allen getesteten Versions-Positionen der Pfanne die Gesamt-Range of Motion bis zum Impingement beim 10° ERL-Design und beim neutralen PE-Inserts vergleichbar hoch ($p > 0,05$) und durchgehend signifikant größer als beim 10° HWL-Design und beim Constrained Liner ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.2.3.4). Die beiden letztgenannten Designs weisen einen ähnlichen Gesamt-Bewegungsumfang bis zum Impingement auf ($p > 0,05$), wobei der Constrained Liner mehr impingementfreie Außenrotation zulässt als das 10° HWL-Insert (Abb. 3.2.3.4).

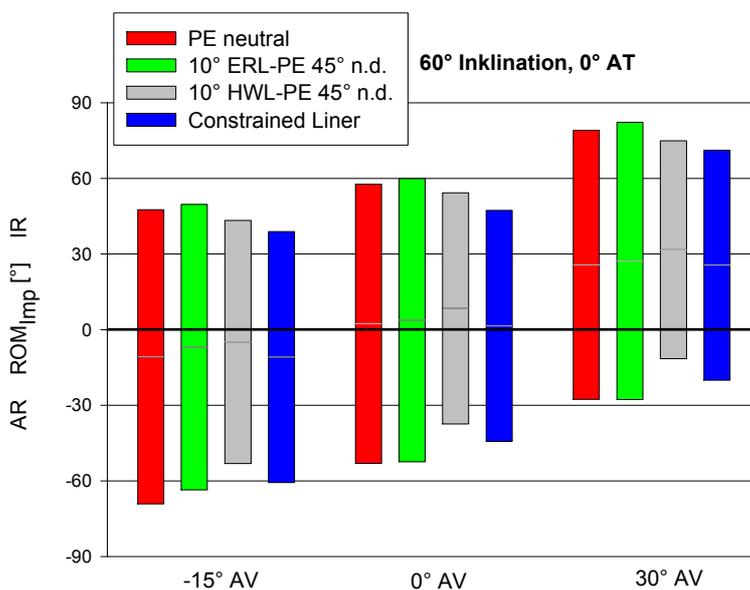


Abb. 3.2.3.4: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.

Während bei allen Designs eine zunehmende Anteversion der Pfanne kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion das Subluxationsmoment in der Außenrotationsbewegung vermindert, wird beim Constrained Liner mit 30° Anteversion der Pfanne ein etwas höheres Moment erzielt (Tab. 5A, Anh.). Generell erzeugt das Design des Constrained Liners in allen getesteten Implantat-Positionen signifikant größere Widerstandsmomente als die asymmetrischen Inserts ($p \leq 0,001$) (Tab. 5A, Anh.).

Zur Luxation kommt es beim neutralen und den asymmetrischen ESKA-Inserts während der Versuchsreihe lediglich in Kombination der Extensions-/Adduktions-/Außenrotations-Bewegung mit 60° Inklination und 30° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion (Tab. 5A, Anh.). Die Luxationen erfolgen jedoch erst nach mehr als 70° Außenrotation.

Der Constrained Liner disloziert hingegen bei o.g. Kombinationsbewegung und identischer Implantat-Position bereits nach etwa 43° Außenrotation (Tab. 5A, Anh.). Für dieses Design werden zudem bei 0° bzw. -15° Pfannen-Version kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion Luxationen detektiert (Tab. 5A, Anh.).

0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion:

In Neutralstellung des Beines schränkt der Constrained Liner in der untersuchten Implantat-Position (60° Inklination, 0° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion) die freie Innen- und Außenrotation im Vergleich zu den anderen Designs stark ein ($p \leq 0,001$) (Tab. 6A, Anh.). Beim asymmetrischen 10° HWL- und 10° ERL-Design reduziert eine Insert-Drehung um 45° nach dorsal die Außenrotationsmöglichkeit bis zum Prothesenkontakt.

In o.g. Implantat-Position erzielt der Constrained Liner im Vergleich zu den anderen PE-Designs signifikant höhere Widerstandsmomente für Innen- und Außenrotation ($p \leq 0,001$) (Tab. 6A, Anh.).

In beiden Rotationsrichtungen findet beim Constrained Liner im Messintervall bei etwa 80° eine Luxation statt (Tab. 6A, Anh.). Für die anderen Designs werden in den getesteten Implantat-Positionen bei Neutralstellung des Beines keine Luxationen verzeichnet.

3.2.4 C-Hüftpfanne augmentiert vs. neutral

Untersucht wird bei diesem Vergleich die sog. C-Hüftpfanne (Fa. ESKA) einerseits als neutrale Voll-PE-Pfanne, andererseits mit aufgeschraubter Augmentierung (Abb. 2.2.1.10) in 0°-Position und mit Drehung um 45° nach dorsal.

Diese Pfannen werden jeweils kombiniert mit einem metallischen 28 mm Kugelkopf (Abb. 2.2.2.2) und dem C-Hüftstiel Simplex® (Abb. 2.2.3.1), der einen Konus von 12/14 aufweist.

90° Flexion/0° Adduktion:

Bei Testung in 90° Flexions- und 0° Adduktions-Stellung kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion weist bei Retroversion der Pfanne (-15° AV) sowohl die neutrale Voll-PE-Pfanne als auch das augmentierte Design ein stetiges Impingement auf (Abb. 3.2.4.1).

Mit Drehung der Pfannen nach vorne (0° Ante- bzw. Retroversion) kann ein impingementfreies Bewegungsintervall erfolgen. Jedoch ist für die augmentierte Pfanne mit 0°-Position der Augmentierung die Range of Motion bis zum Impingement sehr stark eingeschränkt bzw. es ist nur ein knappes Bewegungsintervall in Außenrotation möglich (Abb. 3.2.4.1). Bei Drehung der Pfanne bzw. der Augmentierung um 45° nach dorsal weist das augmentierte Design in o.g. Bewegungskombination im Vergleich zur neutralen Pfanne keine eingeschränkte Range of Motion bis zum Impingement für die Innen- und die Außenrotation auf ($p > 0,05$) (Abb. 3.2.4.1).

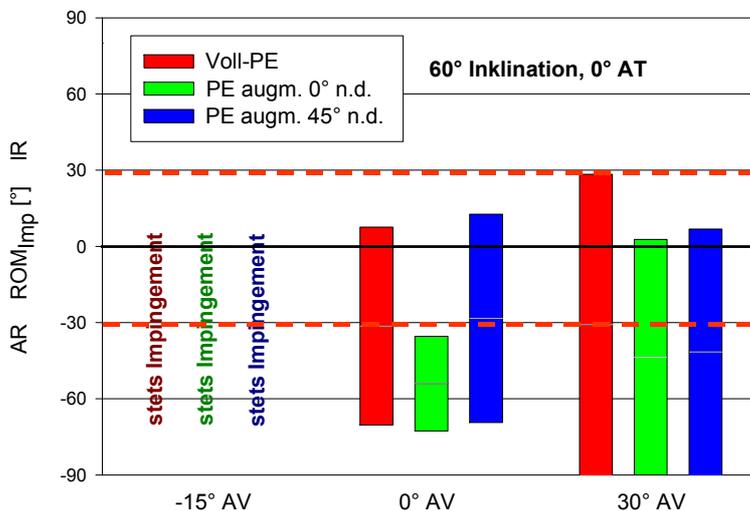
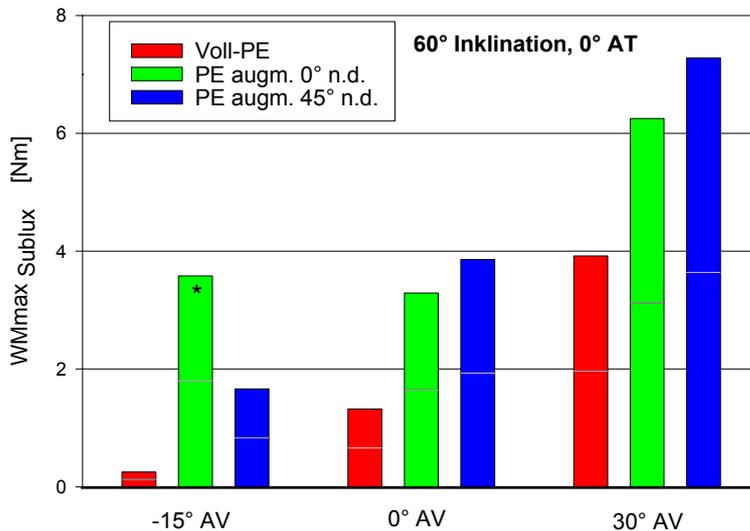


Abb. 3.2.4.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentierung kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Bei Anteversion (30° AV) kann mit der neutralen Voll-PE-Pfanne eine impingementfreie Innenrotation von annähernd 30° erreicht werden (Abb. 3.2.4.1). Das augmentierte Design gewährt in der genannten Implantat-Stellung sowohl in 0°-Position als auch bei Drehung der Augmentierung um 45° nach dorsal kaum Bewegungsumfang in Innenrotation.

Durch eine Antetorsion des Stiels (30° AT) vergrößert sich der freie Bewegungsumfang in Innenrotation sowohl für das neutrale als auch für das augmentierte Design deutlich (Tab. 7A, Anh.).

In allen getesteten Implantat-Positionen verzeichnet das augmentierte Design deutlich höhere Werte für das Widerstandsmoment als die neutrale Voll-PE-Pfanne ($p < 0,05$) (Abb. 3.2.4.2 und Tab. 7A, Anh.). Bei 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne mit 0° Stieltorsion weist die neutrale Voll-PE-Pfanne im Gegensatz zum augmentierten Design kaum ein Widerstandsmoment gegen das Heraushebeln des Kopfes auf ($p < 0,05$) (Abb. 3.2.4.2).



* sekundäres Impingement mit Verhaken des Stielkragens an der Augmentierung

Abb. 3.2.4.2: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentation kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Wird die Voll-PE-Pfanne bzw. das augmentierte Design antevertiert, steigt das Subluxationsmoment in der Innenrotationsbewegung an (Abb. 3.2.4.2).

Bei Drehung der Augmentierung um 45° nach dorsal werden zudem erhöhte Momente registriert (Abb. 3.2.4.2). Bei Betrachtung der verschiedenen Torsions-Positionen des Stiels in Kombination mit 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne wird durch eine Insert-Drehung um 45° nach dorsal sowohl bei Retrotorsion (-30° AT) als auch bei Antetorsion (30° AT) ein höheres Drehmoment gegen die Aushebelung des Kopfes aus der Pfanne aufgebaut (Tab. 7A, Anh.).

Durch die Augmentierung wird der Bewegungsumfang bis zur Luxation in Innenrotation für alle untersuchten Versions-Positionen der Pfannen kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion vergrößert ($p < 0,05$) (Abb. 3.2.4.3). Befindet sich bei 0° Stieltorsion die neutrale Voll-PE-Pfanne in einer steilgestellten und retrovertierten Position (60° Inklination und -15° AV) erreicht der Hüftkopf bei Rotation in 90° Flexions-Stellung des Beines nicht den Innenrotationsbereich, sondern luxiert bereits in Außenrotation (Abb. 3.2.4.3). Für das

augmentierte Design erfolgt die Luxation bei identischer Implantat-Position und Bewegung nach einer Innenrotation von etwa 25° (in 0°-Position) bzw. 55° (bei Drehung der Augmentierung um 45° nach dorsal) (Abb. 3.2.4.3).

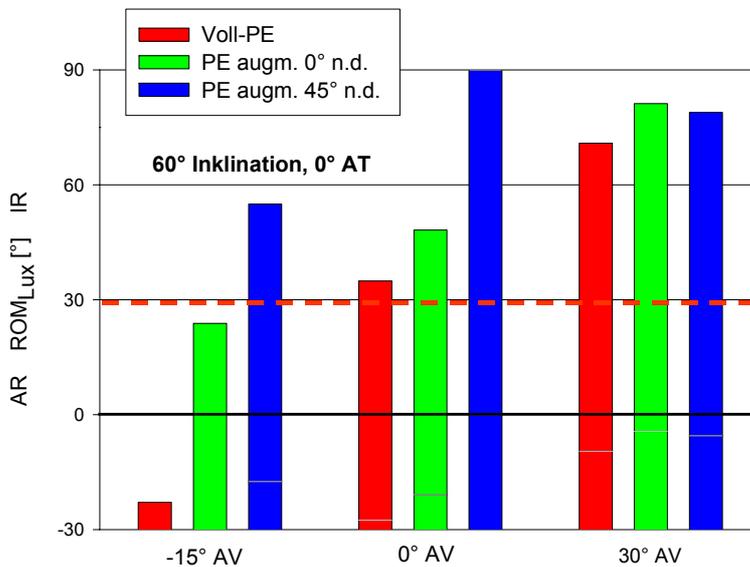


Abb. 3.2.4.3: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stiel-drehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentierung kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Werden die Pfannen jeweils nach vorne gedreht (0° AV bzw. 30° AV), treten die Luxationen für die Innenrotationsbewegung später auf (Abb. 3.2.4.3). Durch eine Drehung des augmentierten Designs um 45° nach dorsal wird die Range of Motion bis zur Luxation für die Innenrotation in der Position 60° Inklination, 0° Anteversion sowie 0° Stieltorsion um über 40° vergrößert (Abb. 3.2.4.3). Bei Retrotorsion des Stiels (in Kombination mit 60° Inklination und 0° Version der Pfanne) erfolgt mit Drehung der Augmentierung um 45° nach dorsal keine Luxation bis 90° Innenrotation, die augmentierte Pfanne in 0°-Position luxiert bereits nach ca. 20° (Tab. 7A, Anh.).

10° Extension/15° Adduktion:

Die Range of Motion bis zum Impingement in Außenrotation verringert sich in der Extensions-/Adduktions-Stellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion für die neutrale Voll-PE-Pfanne und die augmentierte Pfanne bei zunehmender Anteversion (Abb. 3.2.4.4).

Einen zusätzlichen Verlust an freiem Bewegungsumfang für die Außenrotation schafft eine nach dorsal gedrehte Augmentierung (Abb. 3.2.4.4). Dies ist sowohl bei Retro- als auch bei Anteversion der Pfanne zu beobachten.

Befindet sich die aufgeschraubte Randüberhöhung in 0°-Position, ergibt sich bezüglich der Rotationsmöglichkeit nach innen und außen kein signifikantes Defizit verglichen mit der neutralen Voll-PE-Pfanne ($p > 0,05$) (Abb. 3.2.4.4).

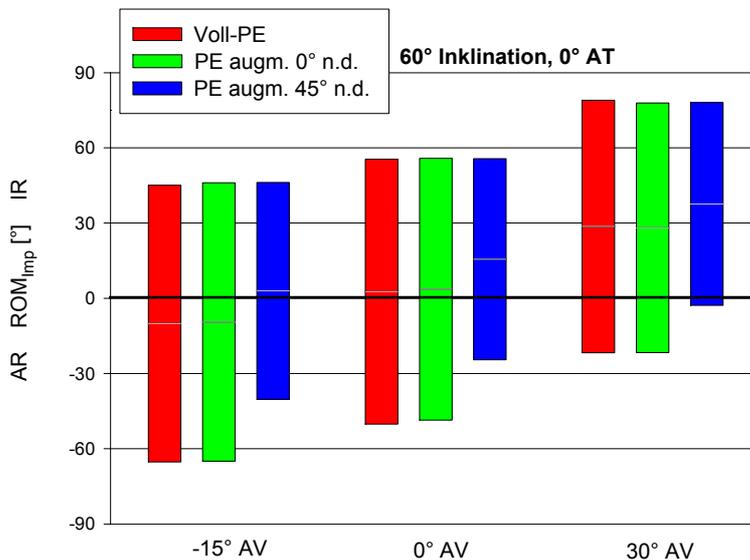


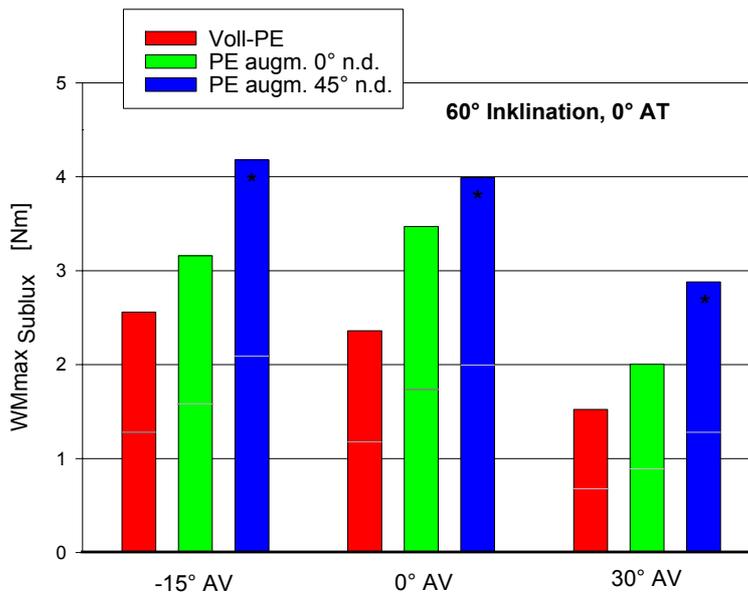
Abb. 3.2.4.4: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentierung kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Bei 60° Pfannen-Inklination und 0° Stieltorsion verringern sich die Widerstandsmomente für beide Pfannen-Designs durch zunehmende Anteversion deutlich (Abb. 3.2.4.5).

Die Augmentierung der Voll-PE-Pfanne führt zu einem signifikanten Zuwachs an Subluxationsmoment bei Außenrotation in allen getesteten Pfannen-Positionen ($p < 0,05$), wobei mit Drehung der Augmentierung um 45° nach dorsal noch höhere Momente gemessen werden (Abb. 3.2.4.5).

Bei der für die Extensions-/Adduktions-/Außenrotations-Bewegung ungünstigen 30° Anteversions-Position der Pfanne kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion erfolgt die Luxation bei der augmentierten Pfanne in 0°-Position um ca. 30° später als bei Drehung der Augmentierung um 45° nach dorsal.

In den untersuchten Implantat-Positionen kommt es jedoch weder bei der neutralen Voll-PE-Pfanne noch beim augmentierten Design vor 60° Außenrotation zur Luxation.



* sekundäres Impingement mit Verhaken des Stielkragens an der Augmentierung

Abb. 3.2.4.5: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max\text{Sublux}}$) für Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentierung kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

3.3 Vergleich asymmetrischer Inserts aus ESKA-Ceram® und PE

Beim Vergleich asymmetrischer Inserts aus ESKA-Ceram® und Polyethylen werden ein aus Polyurethan und Aluminiumoxid bestehendes 10° ERL-Insert (Abb. 2.2.1.9) sowie ein 10° ERL-Insert aus PE-UHMW (Abb. 2.2.1.4) (Fa. ESKA) getestet. Als Referenz dienen jeweils die neutralen Standard-Inserts mit hemisphärischem Design (Abb. 2.2.1.8 u. Abb. 2.2.1.2). Alle Pfanneneinsätze haben einen Innendurchmesser von 28 mm und werden im Metallsockel CL (Fa. ESKA) verklemt. Kombiniert werden diese mit einem keramischen bzw. metallischen Kugelkopf (Abb. 2.2.2.3 u. Abb. 2.2.2.2) (28 mm) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX® (Abb. 2.2.3.1) mit Konus 12/14. Die asymmetrischen Inserts werden in 0°-Position sowie 45° nach dorsal gedreht untersucht.

90° Flexion/0° Adduktion:

Bei der Untersuchung des neutralen ESKA-Ceram[®]-Inserts in 90° Flexions-Stellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion erfolgt unmittelbar nach Aufbringen der Hüftgelenkkräfte in 0° Rotations-Stellung die Luxation nach dorsal.

Bei o.g. Inklinations-Winkel kombiniert mit 0° Ante- bzw. Retroversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion bieten die beiden ESKA-Ceram[®]-Inserts einen signifikant größeren Bewegungsumfang in Innen- und Außenrotation als die jeweiligen PE-Designs ($p \leq 0,001$).

Das Subluxationsmoment ist bei 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion für das 10° ERL-PE-Insert (mit 45° Drehung nach dorsal) um ein Vielfaches höher als für die anderen Designs ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.3.1). Das 10° ERL-Insert aus ESKA-Ceram[®] erzielt in o.g. Implantat-Position ein annähernd gleiches Widerstandsmoment für die Innenrotation wie das neutrale PE-Insert ($p > 0,05$) (Abb. 3.3.1).

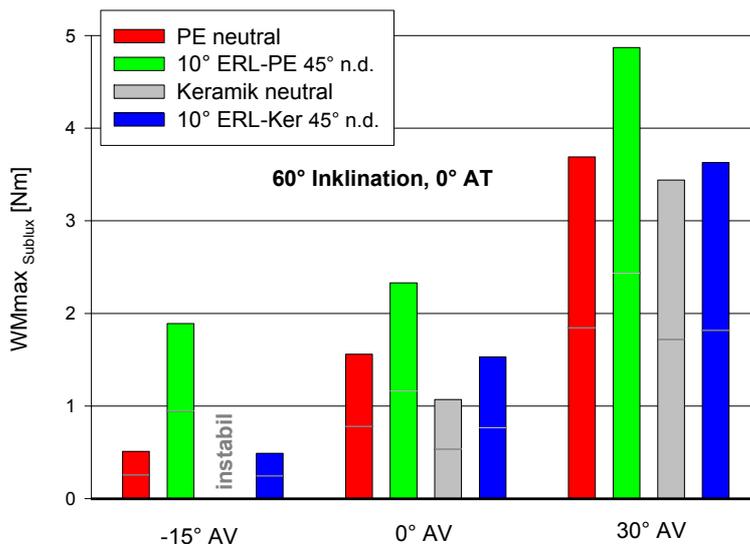


Abb. 3.3.1: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation (WM_{max_Sublux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert mit neutralem Keramik-Insert und 10° ERL-Keramik-Insert (ESKA-Ceram[®]) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) in Verbindung mit einem 28 mm Metall- bzw. Keramik-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX[®], Konus 12/14. Asymmetrische Inserts um 45° nach dorsal gedreht.

Mit Version der Pfanne nach vorne (0° AV bzw. 30° AV) nimmt das Widerstandsmoment für jedes Insert-Design zu (Abb. 3.3.1).

Beide ESKA-Ceram[®]-Inserts verzeichnen im Vergleich zum neutralen PE-Insert und 10° ERL-PE-Design in allen getesteten Implantat-Positionen ein signifikant niedrigeres Widerstandsmoment für die Innenrotation ($p < 0,05$) (Abb. 3.3.1).

Die Range of Motion bis zur Luxation ist bei 15° Retro- bzw. 0° Anteversion der Pfanne kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion für das 10° ERL-PE-Insert signifikant größer als für das 10° ERL-Insert aus ESKA-Ceram® ($p < 0,05$) (Abb. 3.3.2).

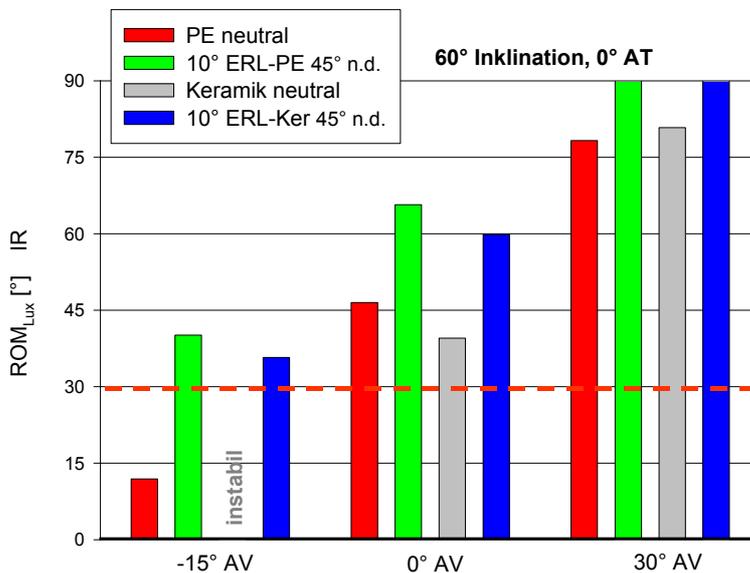


Abb. 3.3.2: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert mit neutralem Keramik-Insert und 10° ERL-Keramik-Insert (ESKA-Ceram®) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) in Verbindung mit einem 28 mm Metall- bzw. Keramik-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts um 45° nach dorsal gedreht.

Die beiden ERL-Designs luxieren später als die beiden neutralen Inserts (Abb. 3.3.2). Vor allem bei Retroversion der Pfanne (-15° AV) ist die Range of Motion bis zur Luxation für die Innenrotation bei den asymmetrischen Designs im Vergleich zu den neutralen Inserts erhöht ($p < 0,05$).

10° Extension/15° Adduktion:

Die Range of Motion bis zum Impingement ist bei 10° Extension/15° Adduktion des Beines für die ESKA-Ceram®-Inserts in allen untersuchten Versions-Positionen der Pfanne kombiniert mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion größer als für die jeweiligen PE-Designs (Tab. 3.3.1).

Einschränkend wirken das asymmetrische PE- bzw. ESKA-Ceram®-Insert bezüglich des freien Bewegungsumfanges in Außenrotationsrichtung, wenn diese im metallischen Gehäuse um 45° nach dorsal gedreht werden (Tab. 3.3.1).

Tab. 3.3.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert mit neutralem Keramik-Insert und 10° ERL-Keramik-Insert (ESKA-Ceram®) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) in Verbindung mit einem 28 mm Metall- bzw. Keramik-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° ERL-PE		Keramik neutral	10° ERL-Keramik	
			0° n.d.	45° n.d.		0° n.d.	45° n.d.
ROM_{Imp} [°]	AV - 15°	65,1 ± 0,7	66,2 ± 0,4	54,8 ± 0,3	67,3 ± 0,3	67,8 ± 0,1	54,8 ± 0,2
	AV 0°	50,7 ± 1,0	48,2 ± 1,8	39,0 ± 2,1	54,4 ± 0,8	50,3 ± 0,3	42,0 ± 0,5
	AV + 30°	24,3 ± 0,8	23,3 ± 0,5	18,8 ± 0,5	25,9 ± 1,4	24,4 ± 0,6	20,2 ± 1,5
ROM_{Lux} [°]	AV - 15°	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AV 0°	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AV + 30°	64,6 ± 0,4	83,7 ± 0,4	73,8 ± 0,2	61,5 ± 0,3	82,3 ± 0,6	68,4 ± 1,1

Die PE-Inserts weisen in allen getesteten Implantat-Positionen deutlich mehr Subluxationsmoment in Innen- und Außenrotation auf als die jeweiligen ESKA-Ceram®-Designs ($p < 0,05$).

Zu Luxationen kommt es in der Extensions-/Adduktions-Stellung in Kombination mit 60° Inklination und 0° Stieltorsion lediglich bei 30° Anteversion der Pfanne (Tab. 3.3.1). In der genannten Implantat-Position luxieren die ESKA-Ceram®-Inserts geringfügig früher in Außenrotation als die jeweiligen PE-Designs ($p > 0,05$).

0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion:

In Neutralstellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion lassen die ESKA-Ceram®-Inserts etwas mehr Range of Motion bis zum Impingement zu als die jeweiligen PE-Designs (Tab. 8A, Anh.).

Die PE-Inserts verzeichnen in o.g. Implantat-Position für die Innen- und Außenrotation deutlich höhere Subluxationsmomente als die ESKA-Ceram®-Designs ($p \leq 0,001$) (Tab. 8A, Anh.).

Die asymmetrischen Inserts erzielen keine signifikant höheren Momente als die jeweiligen neutralen Designs ($p > 0,05$) (Tab. 8A, Anh.).

Eine Luxation tritt in der o.g. Implantat-Position bei keinem der getesteten Inserts vor 90° Innen- bzw. Außenrotation auf (Tab. 8A, Anh.).

3.4 Vergleich verschiedener Kopfgrößen bei neutralen und asymmetrischen PE-Inserts

Bei diesem Vergleich werden metallische Standardkugelhöpfe von 22 mm, 28 mm, 32 mm und 36 mm Durchmesser (Abb. 2.2.2.1) in Artikulation mit neutralen PE-Inserts (Abb. 2.2.1.2) (Fa. ESKA) verglichen.

Als Variation des Hals-Designs wird ein sog. Steckkopf (28 mm XL) (Abb. 2.2.2.4) mit einem Durchmesser des Steckhalses von 19,1 mm eingesetzt.

Um asymmetrische Designs kombiniert mit verschiedenen Kopfgrößen vergleichend beurteilen zu können, werden 28 mm und 32 mm Köpfe in Kombination mit 10° HWL-PE-Inserts (Abb. 2.2.1.3) und 10° ERL-PE-Inserts (Abb. 2.2.1.4) (Fa. ESKA) untersucht.

Als metallisches Pfannengehäuse wird jeweils der Metallsockel CL (Fa. ESKA) verwendet. Die Versuchsreihe wird mit dem C-Hüftstiel SIMPLEX® (Abb. 2.2.3.1) durchgeführt, der einen Konus von 12/14 aufweist. Die asymmetrischen Inserts werden in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht getestet.

90° Flexion/0° Adduktion:

Mit größeren Köpfen (28 mm bzw. 36 mm) zeigt sich bei allen Implantat-Positionen in 90° Flexions-Stellung des Beines eine deutliche Zunahme der Range of Motion bis zum Impingement, sowohl für die Innen- als auch für die Außenrotation ($p < 0,05$) (Abb. 3.4.1). Bei steilgestellter und retrovertierter Pfanne (60° Inklination und -15° AV) sowie 0° Stieltorsion ist mit dem 22 mm Kopf im gesamten Innen- und Außenrotationsbereich ($\pm 90^\circ$) keine stabile Situation des künstlichen Hüftgelenkes zu realisieren.

Mit dem 28 mm Kopf ist kein impingementfreies Intervall zu erzielen, während der 36 mm Kopf für diese Implantat-Position ein begrenztes Bewegungsintervall ohne Impingement im Außenrotationsbereich erlaubt (Abb. 3.4.1).

Bei zunehmender Anteversion der Pfanne (0° AV bzw. 30° AV) erhöht sich die Range of Motion bis zum Impingement für Innen- und Außenrotation deutlich (Abb. 3.4.1). Den größten Bewegungszuwachs aufgrund einer Anteversion der Pfanne verzeichnet die kleine Kopfgröße (Durchmesser 22 mm).

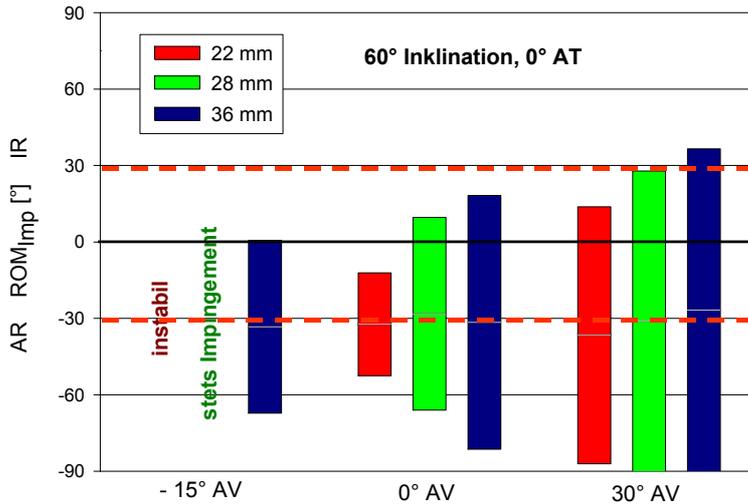


Abb. 3.4.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (22 mm, 28 mm, 36 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts (Metallsocket CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

Bei der Untersuchung des 28 mm und 32 mm Kopfes in Artikulation mit den asymmetrischen 10° HWL- und 10° ERL-Inserts bietet der größere Kopfdurchmesser eine signifikant höhere Gesamt-Range of Motion bis zum Impingement ($p < 0,05$) (Abb. 3.4.2).

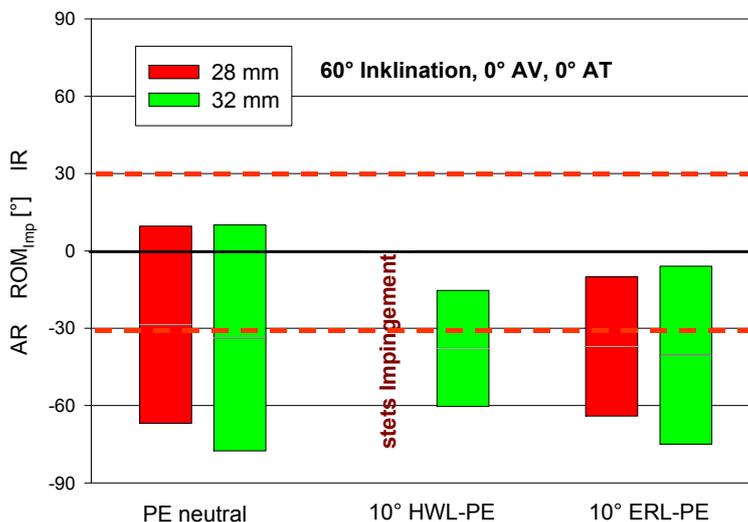


Abb. 3.4.2: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Inklination, 0° Pfannen-Version und 0° Stieldrehung. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsocket CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position.

Der 28 mm Kopf verzeichnet beispielsweise in Kombination mit dem 10° HWL-PE-Insert bei 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion ein stetiges Impingement im gesamten Rotationsbereich, während der 32 mm Kopf in dieser

Implantat-Position kombiniert mit o.g. PE-Insert ein freies Bewegungsintervall in Außenrotation erlaubt ($p \leq 0,001$).

Mit zunehmendem Kopfdurchmesser wird für alle untersuchten Implantat-Positionen ein deutlicher Anstieg des maximalen Widerstands- bzw. Subluxationsmomentes im Rahmen der Innen- und der Außenrotationsbewegung registriert ($p < 0,05$) (Tab. 3.4.1).

Tab. 3.4.1: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und 60° Inklination.

Vergleich von 22 mm, 28 mm und 36 mm Metallkugelhköpfen in Artikulation mit neutralen PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) kombiniert mit dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

		- 15° AV	0° AV	30° AV
Ø 22	WM_{max} [Nm]	instabil	$0,86 \pm 0,1$	$2,8 \pm 0,2$
	ROM_{Lux} [°]	instabil	$21,9 \pm 1,2$	$67,1 \pm 1,0$
Ø 28	WM_{max} [Nm]	$0,5 \pm 0,1$	$1,6 \pm 0,1$	$3,7 \pm 0,1$
	ROM_{Lux} [°]	$11,9 \pm 0,6$	$46,5 \pm 0,5$	$78,3 \pm 1,7$
Ø 36	WM_{max} [Nm]	$0,8 \pm 0,1$	$2,31 \pm 0,1$	$6,69 \pm 0,1$
	ROM_{Lux} [°]	$17,0 \pm 0,8$	$48,5 \pm 1,2$	$82,2 \pm 0,6$

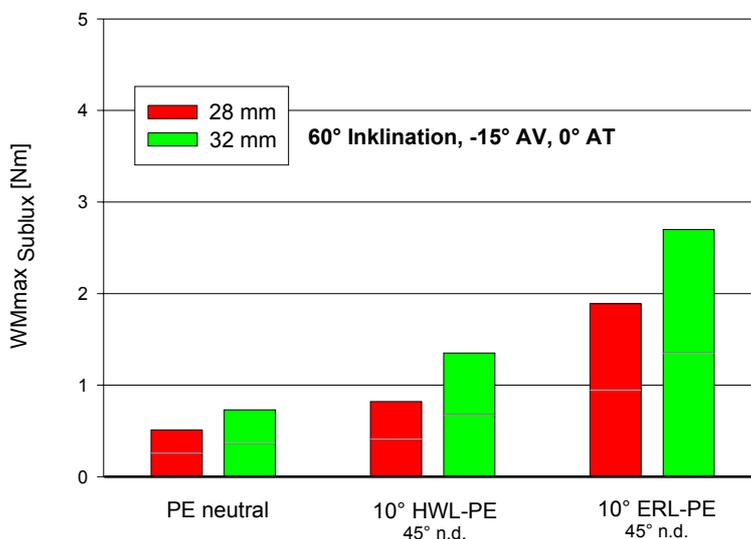


Abb. 3.4.3: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/ 0° Adduktion bei 60° Inklination, 15° Retroversion der Pfanne und 0° Stieldrehung.

Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts um 45° nach dorsal gedreht.

In Kombination mit den asymmetrischen PE-Inserts wird bei 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion mit dem 32 mm Kopf im Vergleich zum 28 mm Kopf ein signifikant höheres Widerstandsmoment bei der Flexions-/Innenrotations-Bewegung aufgebaut ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.4.3).

Der Bewegungsumfang bis zur Luxation ist bei der Kombinationsbewegung 90° Flexion mit Innenrotation für den 22 mm Kopf in allen untersuchten Implantat-Positionen signifikant geringer als für den 28 mm bzw. 36 mm Kopf ($p < 0,05$) (Tab. 3.4.1).

Durch Anteversion der Pfanne wird für alle Kopfgrößen die Luxation nach posterior hinausgezögert (Tab. 3.4.1).

Für den Zeitpunkt der Dislokation des Kopfes ergibt sich bei 0° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion für alle untersuchten Kopfdurchmesser eine frühere Luxation nach posterior bei flach positionierter Pfanne (30° Inklination) im Vergleich zu einer Pfanne mit 45° Inklination ($p < 0,05$) (Tab. 9A, Anh.).

Beim Vergleich des 32 mm Kopfes mit dem 28 mm Kopf in Artikulation mit asymmetrischen PE-Inserts steigert der größere Kopfdurchmesser bei 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion die Innenrotation bis zur Luxation ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.4.4). Dabei sind die Unterschiede der beiden Kopfdurchmesser bezüglich des Luxationszeitpunktes deutlicher, wenn sich die asymmetrischen Inserts in 0°-Position befinden im Vergleich zu einer um 45° nach dorsal gedrehten Position der Designs.

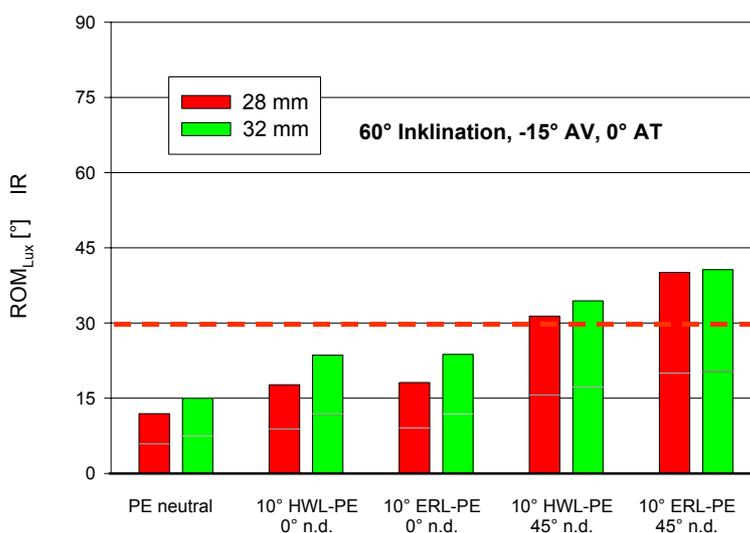


Abb. 3.4.4: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Inklination, 15° Retroversion der Pfanne und 0° Stieldrehung. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsocket CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Die Verwendung eines Kopfes mit veränderter Halsgeometrie, eines sog. Steckkopfes (XL-Kopf), führt im Gegensatz zu einem Standardkugelkopf bei identischem Durchmesser (28 mm) in allen untersuchten Implantat-Positionen zu einer deutlichen Erniedrigung der Range of Motion bis zum Impingement für Innen- und Außenrotation ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.4.5).

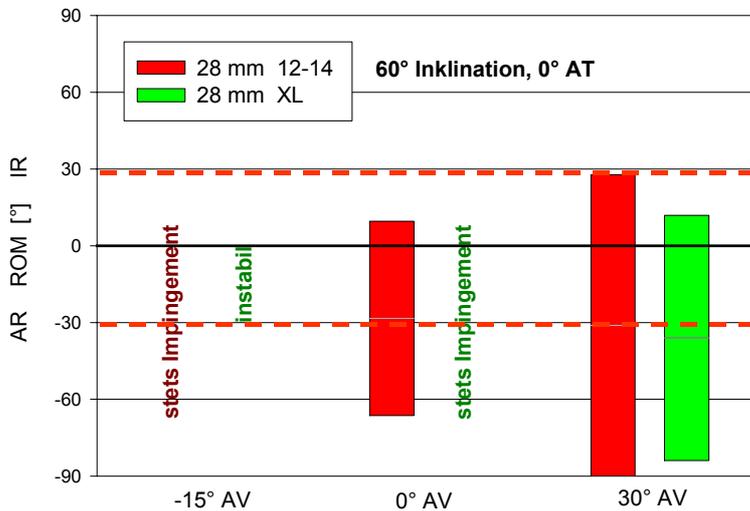


Abb. 3.4.5: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich des 28 mm Standardkugelkopfes mit dem 28 mm XL-Steckkopf kombiniert mit neutralem PE-Insert (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

Bei 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion ist mit dem XL-Kopf keine stabile Artikulation zu erzielen. Wird die Pfanne bei gleichbleibenden Bedingungen weiter nach vorne gedreht (0° AV), verzeichnet der Steckkopf über dem gesamten Messintervall ein stetiges Impingement (Abb. 3.4.5). Im Gegensatz dazu lässt der Standardkugelkopf hier eine begrenzte Innen- und Außenrotation ohne Prothesenkontakt zu.

Während der Versuchsreihe werden für den XL-Kopf durchgehend niedrigere Subluxationsmomente im Vergleich zum Standardkopf registriert ($p \leq 0,001$) (Abb. 3.4.6).

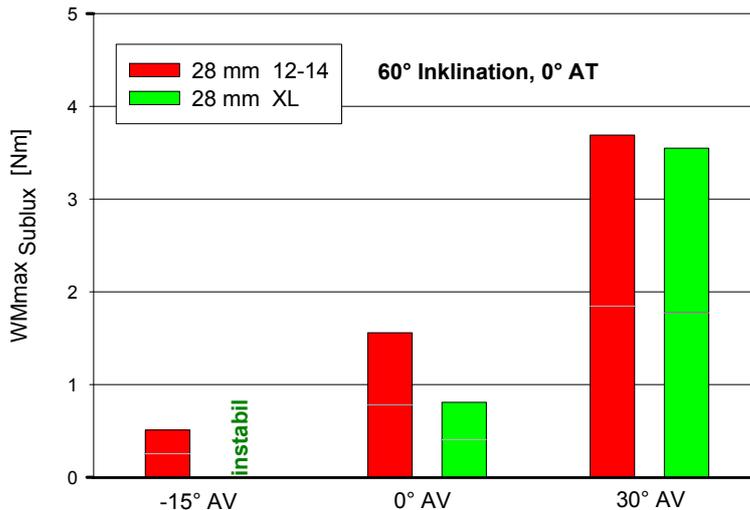


Abb. 3.4.6: Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max\text{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich des 28 mm Standardkugelkopfes mit dem 28 mm XL-Steckkopf kombiniert mit neutralem PE-Insert (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

Die Range of Motion bis zur Luxation ist bei 60° Inklination und 0° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion für den 28 mm XL-Steckkopf signifikant niedriger als für den 28 mm Standardkugelkopf ($p < 0,05$) (Abb. 3.4.7). In o.g. Implantat-Position ergibt sich ein Unterschied im Luxationszeitpunkt von etwa 20° bei der Innenrotations-Bewegung (Abb. 3.4.7).

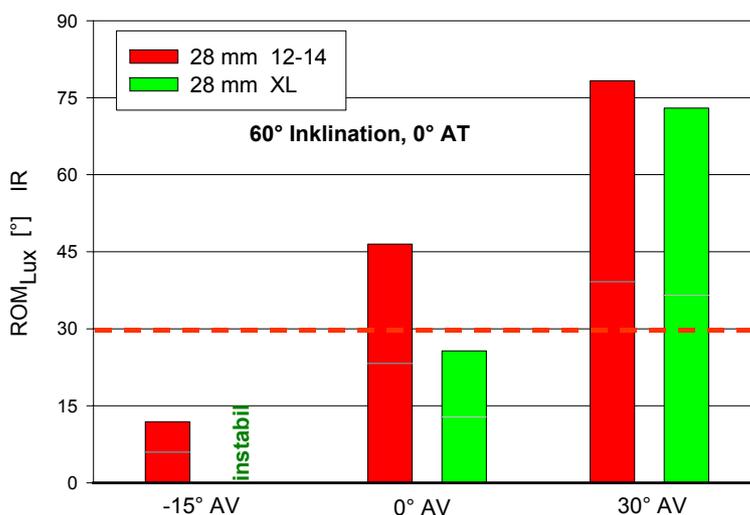


Abb. 3.4.7: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, 0° Pfannen-Version und 0° Stieldrehung.

Vergleich des 28 mm Standardkugelkopfes mit dem 28 mm XL-Steckkopf kombiniert mit neutralem PE-Insert (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

10° Extension/15° Adduktion:

Beim Vergleich des 32 mm Kopfes mit dem 28 mm Kopf in Artikulation mit neutralen und asymmetrischen PE-Inserts bietet der größere Kopfdurchmesser bei Extension und Adduktion des Beines für alle PE-Designs eine signifikant höhere Gesamt-Range of Motion bis zum Impingement ($p < 0,05$) (Abb. 3.4.8 u. Tab. 10A, Anh.).

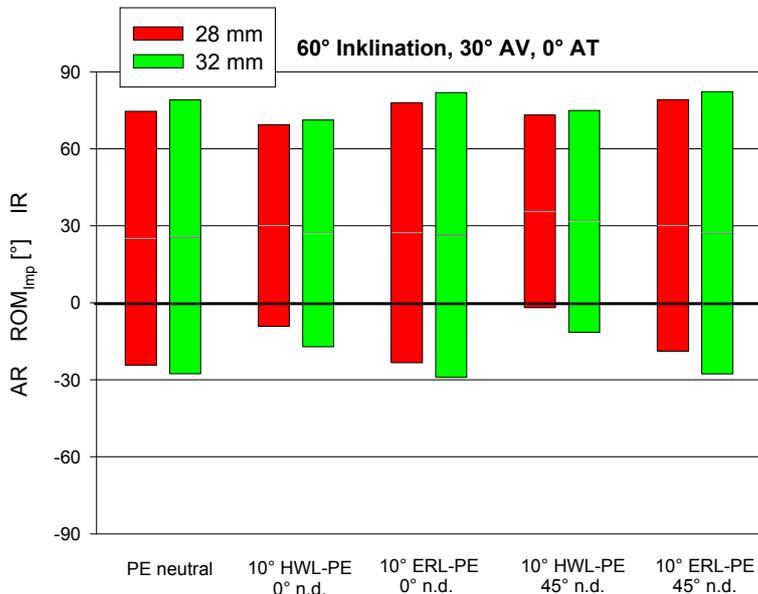


Abb. 3.4.8: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei 60° Inklination, 30° Anteversion der Pfanne und 0° Stieldrehung. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Bei 60° Inklination und 30° Anteversion der asymmetrischen Pfannen sowie 0° Stieltorsion verfügt der 32 mm Kopf verglichen mit dem 28 mm Kopf über ein signifikant höheres Subluxationsmoment in der Außenrotationsbewegung ($p < 0,05$).

Luxationen für beide Kopfgrößen erfolgen in o.g. Position bei den hemisphärischen PE-Inserts und bei den asymmetrischen PE-Designs nach mehr als 60° Außenrotation (Tab. 10A, Anh.). Den größten Zuwachs an Außenrotation bis zur Luxation realisiert der 32 mm Kopf gegenüber dem 28 mm Kopf bei Artikulation mit dem 10° HWL-PE-Insert ($p \leq 0,001$) (Tab. 10A, Anh.).

0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion:

In Neutralstellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination, 0° Anteversion der Pfanne und 0° Stieltorsion erhöht sich die Range of Motion bis zum Impingement für Innen- und Außenrotation mit einem größeren Kopfdurchmesser bei allen getesteten Insert-Designs ($p \leq 0,001$) (Tab. 11A, Anh.).

Die Widerstandsmomente der beiden Kopfgrößen unterscheiden sich hier nicht signifikant ($p > 0,05$) (Tab. 11A, Anh.).

In o.g. Implantat-Stellung luxiert bei Artikulation mit den untersuchten PE-Inserts weder der 28 mm Kopf noch der 32 mm Kopf bis 90° Innen- bzw. Außenrotation (Tab. 11A, Anh.).

4 Diskussion

Trotz hinreichender klinischer Erfahrungen und einzelner Untersuchungen zu Einflussfaktoren bezüglich der postoperativen Luxationsstabilität von Hüftendoprothesen konnte in den letzten Jahren die Luxationsrate nicht entscheidend gesenkt werden [58, S. 543].

Ein wichtiger Faktor ist die postoperative Beweglichkeit im künstlichen Hüftgelenk, die v.a. vom Design und der Position der Implantate abhängt [2, S. 86-88]. Leider liegen keine zuverlässigen Positionierungsrichtlinien für die jeweiligen Implantat-Komponenten mit dreidimensionalen Beschreibungen der zu erwartenden postoperativen Beweglichkeit im künstlichen Hüftgelenk vor. Auch existieren derzeit keine einfach verfügbaren Analyse-Systeme für Wechseleingriffe, die eine exakte und optimale Planung eines partiellen Implantat-Austausches (z.B. nur Insert) unter Berücksichtigung des dabei erzielbaren Bewegungsausmaßes erlauben. Dabei kann die gezielte Auswahl eines einzelnen Bestandteils des modular aufgebauten Hüftendoprothesensystems den Bewegungsumfang und die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes nachhaltig verbessern [69, S. 1532-1533].

Die Wertigkeit der verschiedenen Einflussfaktoren auf das Impingement mit den resultierenden, möglicherweise schädigenden mechanischen Effekten an den Implantat-Komponenten sowie auf die Luxationssicherheit von künstlichen Hüftgelenken konnte noch nicht umfassend geklärt werden. In den bisherigen Studien wurde meist nur auf die Kinematik der Hüftendoprothese abgezielt [18; 64].

In der vorliegenden Arbeit wurden experimentelle Untersuchungen an einem speziellen Luxationsmodell durchgeführt. Dieser Prüfstand erlaubt es, neben den kinematischen auch kinetische Einflussparameter einschließlich auftretender Momente an der Pfanne zu analysieren. Als Messparameter wurden der maximale Bewegungsaus Schlag bis zum Impingement (ROM_{Imp}), das Bewegungsausmaß bis zur kompletten Luxation der Hüftendoprothese (ROM_{Lux}) sowie das bei Subluxation vorherrschende Widerstandsmoment ($WM_{max_{Sublux}}$) herangezogen.

Der Fokus der experimentellen Untersuchungen lag insbesondere auf der Analyse von speziellen Implantat-Designvarianten in Hinblick auf die Luxationsstabilität des künstlichen Hüftgelenkes. Zudem sollte der Einfluss der Kopfgröße und der Implantat-Position sowie unterschiedliche Werkstoff-Paarungen beurteilt werden.

Durch die in Kapitel 3 dargestellte Einteilung der unterschiedlichen Impingement-Phasen bis zur Luxation können im Gegensatz zu bisher vorgestellten ROM-Untersuchungen Implantat-Systeme hinsichtlich ihrer Luxationsstabilität, insbesondere durch ihr Verhalten

in Phase IIb (= Bewegungsintervall bei Subluxation des Kopfes), über die entsprechende Phasendauer und Höhe des Widerstandsmomentes bewertet werden.

Darüber hinaus können mit dem Luxations-Modell auch potentielle Schädigungsmechanismen an Implantaten, wie z.B. Kaltfluss und Abrieb am Polyethylen (Abb. 4.1) und durch Subluxation bedingte Insetrand-Abplatzer (Abb. 4.2) sowie Belastungen des Interfaces zwischen Pfannengehäuse und Azetabulum, die eventuell zu frühen Pfannenlockerungen führen [2, S. 81-82], analysiert werden.



Abb. 4.1: Revisionspfanne mit Randdeformierungen und vermehrtem Abrieb des Polyethylen-Inserts aufgrund eines repetitierenden Impingements



Abb. 4.2: Revisionspfanne mit halb-zirkulären Randabplatzungen (siehe Pfeile) des keramischen Inserts

Im Luxationsprüfstand werden mögliche Effekte periartikulärer Knochenvorsprünge im Sinne eines Prothesen-Knochen-Impingements oder durch Knochen-Knochen-Kontakt nicht explizit berücksichtigt. Das Anschlagen des Prothesenhalses bzw. -kragens an der Pfanneneinbettung ist jedoch als sog. tertiäres Impingement mit einem Prothesen-Knochen-Kontakt vergleichbar. Die Weichteilspannung, welche die Luxationsstabilität des künstlichen Hüftgelenkes beeinflusst, wird indirekt über die aufgebrachte resultierende Hüftgelenkkraft berücksichtigt.

Am Luxationsmodell wurden die Hüftgelenkkräfte über die Universalprüfmaschine (F_y) und über Seile und Umlenkrollen (F_x , F_z), an denen definierte Gewichte angebracht waren, aus drei senkrecht zueinander stehenden Richtungen auf die azetabuläre Pfannenaufnahme eingeleitet (Tab. 2.1.1). Aufgrund der Zugrichtungen der beiden horizontalen Kräfte F_x und F_z resultieren in allen untersuchten Beinstellungen z.T. etwas höhere Widerstandsmomente für die Außenrotation als für die Innenrotationsbewegung. Infolgedessen differieren die detektierten Momente je nach Rotationsrichtung, u.a. auch in der Neutralstellung des Gelenkes.

4.1 Vergleich asymmetrischer PE-Inserts

4.1.1 HWL-PE-Inserts vs. ERL-PE-Inserts vs. neutrales PE-Insert

Moderne Hüftendoprothesensysteme sind modular aufgebaut [2, S. 80]. Durch das Prinzip der Funktionstrennung kann für jedes einzelne Modul, entsprechend seiner Funktion, das geeignete Implantat-Material und -Design ausgewählt werden. Damit besteht die Möglichkeit, das Hüftendoprothesen-System den geometrischen Verhältnissen des Patienten und der intraoperativen Situation besser anzupassen. Ferner ist im Falle einer Revision der gezielte Austausch einer Komponente, z.B. des Pfanneneinsatzes oder des Kopfes, weniger invasiv als das Entfernen einer fest fixierten Pfanne oder eines Monoblock-Stieles [69, S. 1533]. Folglich ist ein derartiges Vorgehen mit einer geringeren Morbidität verbunden, der Patient kann früher mobilisiert werden [69, S. 1533].

Dem Operateur stehen meist neutrale, hemisphärische Pfanneneinsätze (Standard-Inserts) aus Polyethylen sowie asymmetrische Inserts mit 10° und 20° Randüberhöhung zur Verfügung [56, S. 600].

Die für diese Arbeit untersuchten asymmetrischen PE-Inserts (Fa. ESKA) hatten eine 10° bzw. 20° Randüberhöhung von Pol zu Pol (= High-Wall-Liner) sowie eine 10° bzw. 20° Randsegmentüberhöhung von Mitte zu Pol (= Elevated-Rim-Liner) und wurden vergleichend mit einem neutralen PE-Insert untersucht. Die asymmetrischen Inserts konnten im metallischen Gehäuse gedreht werden und wurden so in 0°-Position (d.h. 12 Uhr) und um 45° nach dorsal gedreht (d.h. beim rechten Hüftgelenk 10³⁰ Uhr) untersucht. In der klinischen Praxis werden diese PE-Inserts meist im posterolateralen Quadranten positioniert, wodurch eine posteriore Luxation bei Flexions-/Adduktions-/Innenrotations-Bewegungen verhindert werden soll [56, S. 600]. Indikation für ein asymmetrisches PE-Insert besteht v.a. bei der Behandlung von rezidivierenden Luxationen; ein primärer Einsatz derartiger Insert-Designs bei Hüftgelenkersatz wird allerdings kontrovers diskutiert [45, S. 582-583].

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die asymmetrischen PE-Designs im Vergleich zum hemisphärischen PE-Insert den Bewegungsumfang bis zum Impingement vermindern, das Widerstandsmoment dabei jedoch vergrößern. Sofern sich die asymmetrischen Inserts bei 90° Flexion des Beines in 0°-Position befanden, erzielte das Standard-Insert eine größere Range of Motion bis zur Luxation. Bei Drehung der PE-Inserts um 45° nach dorsal waren die asymmetrischen Designs dem neutralen PE-Insert diesbezüglich überlegen.

Dies belegt den Einfluss der Position der Randüberhöhung von asymmetrischen Inserts auf die Luxationsstabilität. Übereinstimmend mit experimentellen und klinischen Studien

[10, S. 1219-1220; 29; 39, S. 512] zeigen die Resultate dieser Arbeit, dass ein um 45° nach dorsal gedrehtes asymmetrisches Insert zwar die Range of Motion bis zum Impingement und bis zur Luxation in Extensions-/Adduktions-/Außenrotations-Bewegung etwas vermindert, die Innenrotationsmöglichkeit in Flexions-Stellung allerdings deutlich verbessert wird. Zudem fanden sich bei dorsal positionierter Randüberhöhung deutlich höhere Widerstandsmomente für die Flexions-/Innenrotations-Bewegung. Bei Extension und Außenrotation führte eine derartige Insert-Drehung zu geringeren Veränderungen im Moment. Tendenziell konnte dabei jedoch eine leichte Erhöhung der detektierten Momente verzeichnet werden.

Da etwa 80 % aller Luxationen nach posterior erfolgen [56, S. 594], ist für die meisten Implantat-Stellungen eine 45° Drehung der asymmetrischen PE-Inserts nach dorsal zu befürworten. Allerdings besteht bei einer dorsal positionierten Randüberhöhung die Gefahr bei Extensions-/Außenrotations-Bewegungen ein frühes posteriores Impingement mit konsekutiver anteriorer Luxation zu provozieren, sofern eine starke Anteversion der Pfanne und eine Antetorsion des Stiels vorliegen [10, S. 1219-1220]. Im Falle einer derartigen Pfannen- und Stiel-Position ist es ratsam, das Insert in 0°-Position einzusetzen. Grundsätzlich sollte der Operateur das asymmetrische PE-Insert individuell für den Patienten und in Richtung der größten Instabilität bzw. Luxationsgefahr positionieren und intraoperativ einer Funktionsprobe unterziehen.

Beim Vergleich der asymmetrischen PE-Designs erzielte das 10° ERL-Insert die besten Resultate hinsichtlich Bewegungsumfang und Luxationsstabilität. Dieses Design schränkte unter der Voraussetzung einer Drehung des Inserts um 45° nach dorsal die Innenrotation in 90° Flexions-Stellung des Beines im Vergleich zum neutralen PE-Insert nicht ein, erzielte zudem deutlich höhere Momente und führte in allen getesteten Implantat-Positionen zu einer späteren Luxation. Gerade in ungünstiger Implantat-Position, wie z.B. bei Retroversion der Pfanne, kann mit einem 10° ERL-Insert aufgrund einer ausgewogenen Kombination aus Bewegungsfreiheit und Widerstandsmoment die Luxationsstabilität verbessert werden. Analog fanden in einer klinischen Studie Cobb et al. eine signifikante Verminderung der Luxationsrate bei Verwendung eines 10° ERL-PE-Inserts im Vergleich zu einem Standard-PE-Insert [17, S. 82]. Die Luxations-Wahrscheinlichkeit betrug für das ERL-Design 2,19 %, für das neutrale Insert 3,85 %.

Im Vergleich zum 10° ERL-Insert schränkte das 10° HWL-Insert bei den Untersuchungen dieser Arbeit den freien Bewegungsumfang in allen getesteten Implantat-Stellungen ein. Vor allem bei Retroversion der Pfanne, wodurch in Kombination mit einer Bewegung aus Flexion und Innenrotation ein anteriores Impingement mit konsekutiver posteriorer Luxation resultieren kann, erzielte das 10° HWL-Insert bedeutend weniger Widerstandsmoment und führte folglich früher zur Luxation.

Zu beachten ist das unterschiedliche Luxationsverhalten der asymmetrischen Designs bezüglich der Insert-Drehung. Befanden sich bei 90° Flexion des Beines alle Designs in 0°-Position, d.h. Überhöhung auf 12 Uhr, war die Range of Motion bis zur Luxation in Richtung Innenrotation beim 10° bzw. 20° HWL-Designs größer als jeweils beim 10° bzw. 20° ERL-Design. Hingegen boten bei 45° Drehung der asymmetrischen Inserts nach dorsal die ERL-Inserts einen größeren Bewegungsumfang bis zur Luxation.

Rotiert der Hüftkopf in 90° Flexions-Stellung des Beines nach innen, schlägt der Prothesenhals bei einem ERL-Insert, das sich in 0°-Position befindet, vergleichsweise früh an die Randüberhöhung an. In der Subluxationsphase gleitet der Kopf bei weiterer Innenrotations-Bewegung direkt unterhalb des erhöhten Randes nach dorsal aus dem Insert (= posteriore Luxation). Der Abstützeffekt der ERL-Randüberhöhung bleibt hierbei aus.

Beim HWL-Design erfolgt das primäre Impingement zwar früher, allerdings ist aufgrund der durchgehenden, von Pol zu Pol reichenden Randüberhöhung des Inserts die Dislokation des Kopfes nach posterior erschwert.

Bei einem um 45° nach dorsal gedrehten ERL-Insert ist die Randüberhöhung bei Flexion und Innenrotation ventralseitig aus der Bewegungsrichtung gedreht, wodurch die Range of Motion bis zum Impingement gesteigert wird und eine längere Wegstrecke zurückgelegt werden muss, bis der Kopf über den dorsalen Insertrand gleitet. Der dorsale Rand des ERL-Designs wird mit der Insert-Drehung erhöht und damit die Luxation nach posterior erschwert bzw. die Range of Motion bis zur Luxation für die Innenrotation erhöht.

Beim HWL-Design kann die Randüberhöhung durch eine 45° Drehung des Inserts nach dorsal nicht komplett aus der Flexions-/Innenrotations-Bewegungsrichtung gedreht werden, da diese durchgehend von Pol zu Pol reicht. Ein resultierendes frühes Impingement und ungünstig angreifende Hebelarme führen daher in dieser Insert-Position zu einer geringeren Range of Motion bis zur Luxation nach posterior als beim ERL-Design.

Bei stärkerer Randüberhöhung der HWL bzw. ERL-Designs, d.h. 20°- statt 10°-Asymmetrie, verringerten sich generell die Bewegungsumfänge bis zum Impingement, während die Subluxationsmomente anstiegen. Die Range of Motion bis zur Luxation variierte bei der Flexions-/Innenrotations-Bewegung je nach Insert-Position (0° bzw. 45° nach dorsal gedreht). Während bei 0°-Position der Randüberhöhung die Luxation für die 20°-Designs früher erfolgte als für die jeweiligen 10°-Designs, luxierten die Inserts mit der stärkeren Randüberhöhung bei 45° Drehung des Inserts nach dorsal jeweils später. Ursache hierfür ist die bereits oben erwähnte Kombination von freier Innenrotationsmöglichkeit und posteriorer Luxationsstabilität bei 90° Flexions-Stellung des Beines. Eine höhere und steilere Randüberhöhung in 0°-Position bewirkt für die Flexion des Beines kombiniert mit Innenrotation eine noch größere Bewegungseinschränkung als

bei Drehung nach dorsal, die Luxation erfolgt daher früher. In der Extensions-/Adduktions-Stellung des Beines war die Range of Motion bis zur Luxation grundsätzlich für die 20°-Designs größer als für die jeweiligen 10°-Designs. Allerdings ist dieser Unterschied von geringerer Bedeutung, zumal in den getesteten Implantat-Positionen generell keine Luxation vor 60° Innen- bzw. Außenrotation erfolgte.

Während für die Kombinationsbewegung aus Flexion und Innenrotation des Beines generell die Range of Motion bis zum Impingement mit Anteversion der Pfanne (30° AV) im Vergleich zur 0°-Position bei allen untersuchten PE-Inserts anstieg, konnte beim 20° ERL-Design mit Drehung des Inserts um 45° nach dorsal dadurch keine Verbesserung erreicht werden. Der Kopf bzw. Hals stieß hier bei 30° Anteversion der Pfanne immer noch nach minimaler Innenrotation an die steile Randüberhöhung an.

Kleine Detail-Veränderungen am Insert-Design haben einen großen Einfluss auf die Range of Motion bis zum Impingement [9, S. 576]. So zeigten Barrack et al. in einer experimentellen Studie, dass der Bewegungsumfang eines ERL-Designs durch eine große Randabschrägung des PE-Inserts deutlich vergrößert werden kann [9, S. 572-573]. Allerdings wird die Dicke des Polyethylens durch diese Randabschrägung z.T. auch an kritischen Stellen vermindert [29], d.h. angrenzend zur Randerhöhung, wo hohe Kräfte bzw. Momente auf das Polyethylen wirken. Auch Tozakoglou et al. empfehlen dem Operateur, asymmetrische PE-Designs mit weiter Randabschrägung auszuwählen und den Bewegungsumfang des künstlichen Hüftgelenkes grundsätzlich noch intraoperativ zu überprüfen [70, S. 6].

Des Weiteren wirkt sich die Tiefe des Kopf-Drehpunktes, d.h. der Abstand des Drehmittelpunktes zur Pfanneneingangsebene, auf den Bewegungsumfang bis zum Impingement und bis zur Luxation sowie auf das auftretende Widerstandsmoment aus. Scifert et al. zeigten, dass ein tieferer Kopf-Drehpunkt zwar zu einem gesteigerten Widerstandsmoment führt, jedoch einen deutlichen Verlust von Range of Motion bis zum Impingement bzw. bis zur Luxation zur Folge hat [62, S. 562].

Die für diesen Vergleich getesteten PE-Inserts wiesen lediglich einen kleinen Innenrandradius auf. Durch eine deutlichere Randabschrägung könnte bei diesen PE-Designs der freie Bewegungsumfang sicherlich vergrößert werden. Außerdem befand sich der Kopf-Drehpunkt bei beiden HWL-Designs, v.a. beim 20° HWL-Design, deutlich tiefer im Insert als bei den ERL-Designs oder dem Standard-Insert. Die ermittelten Messwerte, d.h. die deutliche Bewegungseinschränkung und die vergleichsweise hohen Momente der HWL-Inserts, sind übereinstimmend mit den o.g. Ergebnissen von Scifert et al. [62, S. 562].

Ein nachteiliger Effekt beim Einsatz asymmetrischer PE-Inserts scheint die Problematik der nicht absehbaren Langzeitfolgen zu sein. Unter Umständen muss aufgrund der

eingeschränkten Bewegungsumfänge und der erhöhten Subluxationsmomente mit Komplikationen gerechnet werden. Zum einen kann durch die PE-Überhöhung ein erhöhter Partikel-Abrieb erfolgen oder ein frühzeitiges Impingement zu PE-Schäden führen (Kaltfluss), zum anderen wirkt aufgrund eines vergrößerten Hebelarmes ein stärkeres Torsionsmoment auf das Knochen-Pfannen-Lager [17, S. 84-85]. Diese Vorgänge können nach einer bestimmten Zeit zu einer aseptischen Prothesenlockerung führen.

Aufgrund der stärkeren Bewegungseinschränkung sowie der höheren Momente sind die o.g. Folgen beim HWL-PE-Insert eher zu befürchten als bei einem ERL-Design. Des Weiteren wird eine 20° Asymmetrie diese Problematik im Vergleich zu einer 10° Asymmetrie grundsätzlich noch verstärken. Zur Überprüfung bzw. zum Ausschluss dieser Langzeitfolgen liegen noch keine klinischen, prospektiven Studien vor. Folglich wird aus o.g. Gründen der routinemäßige Einsatz asymmetrischer PE-Inserts bislang nicht empfohlen [17, S. 86].

Trotz der aufgeführten Nachteile bzw. Komplikationen, die bei Verwendung asymmetrischer PE-Designs eventuell zu befürchten sind, kann deren Verwendung in spezifischen Situationen die Luxationsstabilität erhöhen [6, S. 16]. Angemessen erscheint der Einsatz eines asymmetrischen PE-Inserts im Falle einer Hüftgelenksinstabilität bei schlecht positionierter, aber fest fixierter Pfanne; ebenso bei trotz optimaler Pfannen-Position auftretender Luxationsgefahr in eine bestimmte Richtung [45, S. 583].

Dabei bietet das Design des 10° ERL-Inserts einen Kompromiss aus Luxationsstabilität und Bewegungsfreiheit und so die Möglichkeit, Patienten mit rezidivierenden Luxationen erfolgreich zu behandeln. HWL-Designs sollten nur in Ausnahmefällen unter einer strengen Indikationsstellung eingesetzt werden, da diese den physiologischen Bewegungsumfang des Hüftgelenkes deutlich einschränken. Von großer Bedeutung beim Einsatz asymmetrischer PE-Designs ist die Insert-Position im metallischen Gehäuse. Wie bereits erläutert, sollte mit einigen Ausnahmen eine um 45° nach dorsal gedrehte Insert-Position angestrebt werden, um die Gefahr eines anterioren Impingements zu minimieren. Sofern nach Hüftgelenkersatz maximale bzw. physiologische impingementfreie Bewegungsumfänge erzielt werden sollen, sind jedoch Standard-PE-Inserts zu verwenden [29]. Voraussetzung für eine hohe Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes beim Einsatz eines hemisphärischen Inserts ist die optimale Positionierung der Implantat-Komponenten, die vom Operateur jedoch oftmals nicht erreicht werden kann.

4.1.2 Asymmetrische PE-Inserts verschiedener Implantat-Hersteller

Neutrale und asymmetrische PE-Inserts werden von den meisten Implantat-Herstellern angeboten. Für diesen Vergleich sollten jeweils ein Standard-PE-Insert und ein 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA und der Fa. AESCULAP vergleichend untersucht werden. Des Weiteren wurden ein asymmetrisches PE-Insert der Fa. AESCULAP mit 10° Randüberhöhung und Versetzung des Kopfdrehpunktes um 10° nach außen (= „Oblique-Insert“) und das 10° HWL-PE-Insert der Fa. ESKA getestet. Fragestellung war, inwieweit sich die jeweiligen Designs der beiden Hersteller hinsichtlich des Bewegungsumfanges und der Luxationssicherheit unterscheiden. So sollte der Einfluss bestimmter Designvariablen auf die Range of Motion bis zum Impingement bzw. bis zur Luxation und auf das maximale Subluxationsmoment analysiert werden.

Bei den Untersuchungen erzielten das neutrale PE-Insert und das 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP in den getesteten Beinstellungen und Implantat-Positionen meist größere Bewegungsumfänge bis zum Impingement als die jeweiligen ESKA-Designs, brachten dabei jedoch geringere Momente auf und führten zu einer vergleichsweise früheren Luxation. Ursächlich hierfür sind ein größerer Innenrandradius der AESCULAP-Inserts sowie die unterschiedliche Tiefe der Kopfdrehpunkte, d.h. der geringere Abstand des Drehmittelpunktes zur Pfanneneingangsebene bei den AESCULAP-Inserts.

Insgesamt betrachtet, besitzt das ERL-Insert der Fa. ESKA einige Vorteile hinsichtlich der Luxationsstabilität. Im Vergleich zum ERL-Insert der Fa. AESCULAP baut das ESKA-Design in 90° Flexions-Stellung des Beines höhere Momente auf und gewährt somit eine größere Range of Motion bis zur Luxation. Beide Insert-Designs sollten um 45° nach dorsal gedreht eingesetzt werden, da die Range of Motion bis zum Impingement in 0°-Position kombiniert mit 90° Flexion und Innenrotation des Beines stark eingeschränkt wird und die Luxation dann sogar früher als bei den jeweiligen hemisphärischen Designs erfolgt.

Die o.g. geometrischen Eigenschaften des neutralen AESCULAP-PE-Inserts erlaubten diesem Design in allen Beinstellungen und Implantat-Positionen im Vergleich zum neutralen ESKA-PE-Insert eine größere Innen- und Außenrotation bis zum Impingement. Allerdings führten eben diese Designparameter v.a. bei Innenrotation in 90° Flexions-Stellung des Beines zu sehr niedrigeren Widerstandsmomenten und dadurch früh zur Aushebelung des Kopfes aus der Pfanne.

Analog der o.g. Ergebnisse verdeutlichten Scifert et al. anhand von Studien an Humanpräparaten und Computersimulationen, dass neben der Implantat-Position die Geometrie des PE-Inserts ein entscheidender Faktor für die Bewegungsfreiheit und Luxationssicherheit des Designs ist [62]. Hierbei wurden u.a. die Randabschrägung und die Tiefe des Kopfdrehpunktes bei Standard-Inserts untersucht. Bei zunehmender Randabschrägung (größere Fase) war das detektierte Widerstandsmoment geringer, die Range of Motion bis zur Luxation dagegen größer [62, S. 562]. Die stärksten Auswirkungen waren bei Verlagerung des Drehmittelpunktes zu verzeichnen. Wurde der Hüftkopf tiefer ins PE-Insert verlagert, hatte dies ein gesteigertes Widerstandsmoment zur Folge, während die Range of Motion bis zum Impingement und der Bewegungsumfang bis zur Luxation dabei vermindert wurden [62, S. 562].

Im Vergleich zum 10° HWL-Design der Fa. ESKA verzeichnete das 10° Oblique-Insert der Fa. AESCULAP Vorteile hinsichtlich der Range of Motion und Luxationsstabilität. Während das Oblique-Insert eine ausgewogenere Kombination aus Bewegungsfreiheit und Stabilität bietet, schränkt das HWL-Design, wie bereits in Kapitel 4.1.1 erwähnt, die Range of Motion bis zum Prothesenkontakt für den Patienten sehr stark ein. Bei flüchtiger äußerer Betrachtung dieser beiden Designs erscheinen die unterschiedlichen Messwerte kaum verständlich, da beide Inserts eine durchgehende 10° Randüberhöhung aufweisen. Abweichend von den üblichen HWL-Designs befindet sich jedoch beim Oblique-Insert der Drehmittelpunkt des Kopfes auf Höhe der Pfanneneingangsebene, d.h. ist mit der Randüberhöhung nach außen versetzt. Folglich besitzt diese Art von Insert eine annähernd gleiche Innengeometrie wie ein Standard-PE-Insert, kann aber aufgrund des asymmetrischen Designs zum Ausgleich schlecht positionierter Pfannen-Gehäuse (z.B. Steilstellung) verwendet werden [56, S. 602]. Dementsprechend kann mit dem Oblique-Insert eine Stabilisierung des künstlichen Hüftgelenkes ohne konsekutive Bewegungseinschränkung erreicht werden.

Beim Vergleich der einzelnen AESCULAP-Inserts untereinander zeigen sich Vorteile und Nachteile asymmetrischer Designs bezüglich des hemisphärischen Standard-Inserts. Einerseits kann die Randüberhöhung eines Inserts bei einigen Bewegungskombinationen des Beines als Barriere wirken und auf diese Weise die Range of Motion einschränken, andererseits kann der erhöhte Rand eine Art Stützfunktion übernehmen und damit die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes erhöhen [17, S. 84-85]. Entsprechend führte die Randüberhöhung beim 10° ERL-Insert der Fa. AESCULAP typischerweise zu einer Einschränkung des Bewegungsumfangs bis zum Impingement, wobei höhere Momente erzielt wurden und in 90° Flexions-Stellung des Beines nach Drehung des Inserts um 45° nach dorsal im Vergleich zum zugehörigen neutralen Insert auch größere Bewegungsumfänge bis zur Luxation verzeichnet wurden. Laut einer Studie von

Sultan et al., die intraoperativ die Luxationsstabilität von 15° ERL-Inserts untersuchten, führen diese Designs bei 90° Flexion und Innenrotation gegenüber einem neutralen PE-Insert zu einer deutlichen Vergrößerung der Range of Motion bis zur Luxation [66, S. 290]. Durch eine Randüberhöhung kann möglicherweise die Subluxationsphase verlängert werden, d.h. die komplette Luxation tritt später ein [56, S. 600; 51, S. 379].

Entgegen der bestehenden Meinung, dass bei asymmetrischen Inserts vermehrt mit Impingement zu rechnen sei [77, S. 309], konnte für das Oblique-Insert keine charakteristische Einschränkung des freien Bewegungsumfangs verzeichnet werden. Bei diesem Design wurden in den untersuchten Gelenkstellungen und Implantat-Positionen sogar größere Gesamt-Bewegungsumfänge gemessen als für das zugehörige neutrale Insert und zudem höhere Momente sowie später auftretende Luxationen. Im Vergleich zum Standard-PE-Insert weist das asymmetrische Oblique-Insert weder eine Mittelpunktsverlagerung des Kopfes in die Tiefe auf noch Veränderungen an der Insertrand-Geometrie. Durch die Asymmetrie des Oblique-Inserts kann jedoch ein steiler Inklinationwinkel von beispielsweise 60° ausgeglichen werden, so dass dieses Design dann eine Pfanneneneigung von tatsächlich 50° repräsentiert. Ein Vorteil derartiger Designs für instabile Hüftgelenksverhältnisse im Vergleich zu neutralen Standard-PE-Inserts kann insofern bestätigt werden.

Bei der Gegenüberstellung des Oblique-Inserts und des 10° ERL-PE-Inserts zeigt das erstgenannte Design aufgrund seiner geometrischen Charakteristika eine deutlich höhere Range of Motion bis zum Impingement, aber geringere Widerstandsmomente. Vor allem in 0°-Position der Inserts ergeben sich bezüglich des gewährten Bewegungsumfangs bis zum Impingement und bis zur kompletten Luxation Vorteile für das Oblique-Insert, da dieses Design im Gegensatz zum ERL-Insert auch ohne Drehung um 45° nach dorsal zu einer impingementfreien Innenrotation in 90° Flexions-Stellung des Beines führt. Demzufolge ist ein Insert mit Asymmetrie und Versetzung des Kopfdrehpunktes weniger kritisch hinsichtlich adäquater intraoperativer Positionierung als ein Insert mit klassischer Randüberhöhung.

Kummer et al. zeigten anhand ihres Beckenmodells, dass eine Insertrand-Überhöhung in 0°-Position generell zu einer deutlichen Einschränkung der Innenrotation in Kombination mit einer 90° Flexions-Bewegung des Beines führt [39, S. 511].

Bei bestimmten Implantat-Positionen, d.h. bei starker Anteversion der Pfanne bzw. Antetorsion des Stieles, birgt jedoch das Drehen der Randüberhöhung nach dorsal eine zusätzliche Gefahr für ein posteriores Impingement mit konsekutiver anteriorer Luxation [10, S. 1220; 56, S. 600]. In diesem Falle sollte eine Implantation klassischer HWL- und ERL-Inserts vermieden werden und bei eventuell vorhandener Instabilität der Hüfte Insert-Designs mit Randüberhöhung inklusive Versetzung des Kopfdrehpunktes (= Oblique-Insert) bevorzugt werden. In o.g. Studie von Sultan et al. konnte jedoch kein erhöhtes

anteriores Luxationsrisiko hinsichtlich der im posterioren Quadranten positionierten Randüberhöhung beobachtet werden [66, S. 291].

Analog zu bereits existierenden Studienergebnissen [9; 28; 29; 62; 67; 70] zeigte dieser Vergleich von PE-Inserts verschiedener Hersteller die enorme Bedeutung bestimmter Designparameter. Bereits kleine Veränderungen im geometrischen Aufbau der Inserts bewirken große Veränderungen hinsichtlich des Bewegungsumfangs und der Luxationsstabilität [9, S. 576]. Die Insert-Designs verschiedener Hersteller unterscheiden sich in ihren „funktionellen“ Eigenschaften meist deutlich. Infolgedessen wäre es von Vorteil, wenn verbindliche Hersteller-Daten für jedes Design vorliegen würden. Der Operateur könnte dann anhand bestimmter Angaben zum Design individuell für den Patienten und je nach intraoperativer Situation das optimale Insert hinsichtlich Bewegungsumfang und Luxationssicherheit auswählen. Denn die Wahl eines speziellen Insert-Designs ist eine schwierige, jedoch folgenreiche Entscheidung des Operateurs, welche das klinische Resultat und somit die erreichbare Lebensqualität des Patienten mitentscheidet [29].

4.2 Vergleich spezieller Antiluxations-Designs

4.2.1 Schnapp-Insert vs. 10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert

Schnapp-Inserts werden in der Klinik bei Patienten mit geringer Hüftendoprothesen-Stabilität und rezidivierenden Luxationen eingesetzt. Diese speziellen Antiluxations-Inserts umfassen den artikulierenden Hüftkopf kongruent über 180° hinaus. Der Kopf wird durch den „Schnapp-Mechanismus“ sehr fest im Insert gehalten.

Bisher existieren noch keine hinreichenden experimentellen Forschungsergebnisse zu Pfanneneinsätzen mit Schnapp-Mechanismus.

Die Fragestellung dieses Vergleichs war, inwieweit ein spezifisches Schnapp-Design (Fa. ESKA) gegenüber einem asymmetrischen PE-Design bzw. einem hemisphärischen PE-Insert zu einer Verbesserung hinsichtlich der Luxationsstabilität führt. Zum Vergleich wurde neben dem Standard-PE-Insert das 10° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) ausgewählt, welches bei den Tests der asymmetrischen PE-Designs die besten Resultate erzielte (siehe Kapitel 3.1 und 4.1).

Anhand der Untersuchungen ist festzustellen, dass das Schnapp-Insert den freien Bewegungsumfang im Vergleich zum asymmetrischen 10° ERL-Insert vermindert und trotz höherer Widerstandsmomente früher zur Luxation führt.

Als Ursache dafür sind die geometrischen Eigenschaften des Schnapp-Designs anzunehmen. Der tief liegende Drehpunkt des Kopfes mit der weiten Umfassung durch das Insert [71, S. 104] sowie die fehlende Randabschrägung des Designs [9, S. 576]

fürten zur deutlichen Einschränkung der Range of Motion bis zum Impingement. Die hohen Widerstandsmomente lassen sich aufgrund des „Schnapp-Mechanismus“ erklären, der den artikulierenden Hüftkopf sehr fest im Insert hält und zu dessen Überwindung hohe Kräfte aufgebracht werden müssen. Nach Auftreten des primären Impingements folgte bei anhaltender Rotation auf ein steil ansteigendes Moment eine vergleichsweise kurze Plateauphase und dann ein plötzliches „Heraus-Schnappen“ des Kopfes aus dem Antiluxations-Insert. Eine länger dauernde Subluxationsphase fand bei diesem Insert-Design nicht statt. Aufgrund der deutlichen Einschränkung der Range of Motion bis zum Impingement konnten auch die hohen Widerstandsmomente die vergleichsweise frühe Luxation nicht verzögern bzw. verhindern.

In ungünstiger Implantat-Position, bei steilgestellter und retrovertierter Pfanne, kombiniert mit einer 90° Flexions-Stellung des Beines war das Schnapp-Insert gänzlich instabil, d.h. der Kopf konnte nicht in das Insert „einschnappen“ und artikulieren. In der Praxis sollten jedoch gerade dann spezielle Antiluxations-Designs eingesetzt werden, wenn die Hüftimplantate beim Patienten nur suboptimal positioniert werden können und so eine Instabilität zu erwarten ist, wie z.B. häufig im Revisionsfall.

Das Schnapp-Insert erlaubte jedoch erst mit zunehmender Anteversion der Pfanne ein begrenztes, impingementfreies Bewegungsintervall und eine suffiziente Range of Motion bis zur Luxation.

Dagegen verminderte das 10° ERL-Insert den freien Bewegungsumfang deutlich weniger und es wurde trotz niedrigerer Subluxationsmomente eine höhere Range of Motion bis zur Luxation erzielt. Im Gegensatz zum getesteten Schnapp-Insert kann mit diesem asymmetrischen Insert-Design auch bei ungünstigen Implantat-Positionen die Luxationsstabilität verbessert werden. Zu beachten ist, dass das 10° ERL-Insert bei posteriorer Instabilität im metallischen Pfannengehäuse um 45° nach dorsal gedreht eingesetzt werden sollte, da sich diese Insert-Position positiv auf die Luxationssicherheit auswirkt (siehe Kapitel 4.1.1 und 4.1.2).

Ein weiterer Aspekt des Schnapp-Inserts ist die Problematik des PE-Verschleißes. Nach Beendigung der Testreihe waren v.a. am ventralen Rand deutliche Eindrücke am Polyethylen sichtbar. Das früh auftretende Impingement und die relativ hohen Momente können beim Schnapp-Design zu Lockerungen am Interface und zu erhöhtem PE-Abrieb führen [2, S. 80-82].

Obwohl das Schnapp-Design generell deutlich höhere Momente erzielte als das neutrale PE-Insert und die Luxationen später erfolgten, ist ein unkritischer Einsatz eines derartigen Antiluxations-Inserts nicht zu befürworten. Aufgrund der sehr starken Bewegungseinschränkung, die dem aktiven Patienten nicht annähernd einen physiologischen Bewegungsumfang gewährt, und den beträchtlichen Widerstandsmomenten muss die o.g. Problematik der aseptischen Prothesen-Lockerung gefürchtet werden.

Für ältere Patienten mit ungenügender Weichteilspannung und geringem Bewegungsbedarf kann jedoch ein Insert mit „Schnapp-Mechanismus“ die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes verbessern. Möglicherweise kann der Patient den deutlichen Widerstand des Schnapp-Mechanismus im künstlichen Hüftgelenk spüren und so luxationsgefährdete Bewegungen selbst stoppen.

In weiterführenden Untersuchungen mit einem anderen Schnapp-Design konnte festgestellt werden, dass derartige Insert-Designs den Bewegungsumfang nicht grundsätzlich in so hohem Maße einschränken. Durch eine Modifizierung bestimmter Designparameter kann eventuell eine Balance zwischen Bewegungsfreiheit und Luxationsstabilität ohne die oben dargestellten Defizite erreicht werden [62, S. 566].

4.2.2 T.O.P.-Antiluxations-Insert vs. Schnapp-Insert vs. neutrale PE-Inserts

Das Antiluxations-Insert des T.O.P. (Trabekel Orientierte Pfanne)-Hüftpfannensystems (Fa. Link) soll laut Hersteller Endoprothesen-Luxationen v.a. bei steilem Pfannen-neigungswinkel verhindern. Auftretende Kräfte werden bei der Artikulation entsprechend dem Verlauf der Knochen trabekel physiologisch von der Hüftgelenkendoprothese in den Knochen geleitet (= Trabekel Orientierte Pfanne). Zudem umfasst das T.O.P.-Antiluxations-Insert den Prothesenkopf weit über 180° hinaus und soll aufgrund dieser strengen Führung luxationshemmend wirken. Die medio-ventrale bzw. medio-kaudale Aussparung des hochgezogenen PE-Randes und des metallischen Pfannengehäuses soll zum Schutz der Iliopsoas-Sehne und des Nervus femoralis dienen. Dieser sog. „Femoralisschutzrand“ soll laut Hersteller das Bewegungsausmaß in der Adduktion deutlich vergrößern, so dass ein Gesamt-Bewegungsumfang von 114° bei der Abduktions-/Adduktionsbewegung des Beines ermöglicht werde.

Auch das zugehörige Standard-PE-Insert weist eine derartige Aussparung auf, die hier allerdings bündig zum Insert-Rand ist. Ferner besitzt dieses für einen flacheren Inklinationwinkel konzipierte neutrale Insert eine deutliche Abschrägung bzw. Fase des Insert-Innenrandes.

Das T.O.P.-Antiluxations-Insert sollte mit dem Schnapp-Insert (Fa. ESKA) verglichen werden, da beide Designs einen ähnlichen Antiluxations-Mechanismus aufweisen, d.h. beide Insert-Designs jeweils den Hüftkopf kongruent und weit umfassen. Als Referenz dienen die jeweiligen neutralen PE-Inserts.

Anhand der experimentellen Untersuchungen zeigt sich, dass der Gesamt-Bewegungsumfang bis zum Impingement durch den weit vorgezogenen Rand des T.O.P.-Antiluxations-Inserts und des Schnapp-Designs im Vergleich zu den jeweiligen Standard-Inserts generell vermindert ist.

Während jedoch das Schnapp-Insert in allen Beinstellungen und Implantat-Positionen beide Rotationsrichtungen beschränkte, war beim T.O.P.-Antiluxations-Insert der Bewegungsumfang von der Lage der Aussparung abhängig. Da der Kopf bzw. Stiel durch die Aussparung mehr Bewegungsfreiheit bis zum Prothesen-Kontakt hatte, ermöglichte dies grundsätzlich in Neutralstellung des Beines sowie bei 10° Extension/15° Adduktion eine größere Innenrotation, in 90° Flexions-Stellung hingegen eine umfangreichere Außenrotation.

Beim T.O.P.-Standard-Insert war dagegen kein signifikanter Unterschied zwischen Außen- und Innenrotation zu verzeichnen, da hier die Aussparung nur bis zum Insert-Rand bzw. zur Randabschrägung reichte.

Im Allgemeinen wurden beim Schnapp-Insert höhere Momente gemessen als beim T.O.P.-Antiluxations-Insert. Da der Drehmittelpunkt des Kopfes bei beiden Antiluxations-Inserts jeweils ähnlich tief liegt, ist dieser Unterschied einerseits durch die deutlichere Hinterschneidung der Inserteingangsebene des Schnapp-Designs und andererseits durch die Aussparung des T.O.P.-Antiluxations-Inserts zu erklären. Die Hinterschneidung hat eine Verstärkung des „Schnapp-Effektes“ zur Folge. Der Einfluss des Femoralis-schutzrandes auf das Widerstandsmoment zeigte sich u.a. in Neutralstellung des Beines. Indem diese Aussparung hier einen größeren Bewegungsumfang in Richtung Innenrotation ermöglicht und somit der Prothesenstiel bzw. -hals beim Impingement tiefer als der eigentliche hochgezogene Insert-Rand liegt, d.h. näher an der Insert-Kuppel, wird das Heraushebeln des Kopfes durch den veränderten bzw. verkürzten Hebelarm im Vergleich zur Außenrotation erleichtert.

Die geometrischen Eigenschaften des T.O.P.-Standard-Inserts, d.h. die deutliche Randabschrägung mit der vergleichsweise geringen Tiefe des Kopf-Drehpunktes bezüglich der Inserteingangsebene, führten zu einer erhöhten Range of Motion bis zum Impingement, aber zu vergleichsweise frühen Luxationen bei relativ geringer Stabilität des Inserts. Scifert et al. zeigten übereinstimmend anhand Computersimulation und Studien an Humanpräparaten, dass eine ausgeprägte Randabschrägung den Bewegungsumfang des künstlichen Hüftgelenkes vergrößert, die auftretenden Widerstandsmomente allerdings vermindert [62, S. 562]. Je höher der Drehpunkt des Kopfes bezüglich der Eingangsebene des Inserts liegt, desto größer ist die Range of Motion bis zum Impingement, die auftretenden Momente werden dabei jedoch vermindert [62, S. 562].

Das T.O.P.-Antiluxations-Insert luxierte in 90° Flexions-Stellung des Beines kombiniert mit 60° Inklination und 0° bzw. 30° Anteversion der Pfanne sowie 0° Stieltorsion im Vergleich zum Schnapp-Insert nach geringerer Range of Motion. Zwar ließ das T.O.P.-Antiluxations-Insert in der genannten Beinstellung und Implantat-Position eine größere Gesamt-Range of Motion bis zum Impingement zu, die für eine Luxation nach posterior gefährlichere Innenrotation war jedoch bei beiden Antiluxations-Inserts in ähnlichem Maße

eingeschränkt. Aufgrund des o.g. stärkeren Schnapp-Effektes und der dabei höheren Momente des ESKA-Designs erfolgten die Luxationen hier vergleichsweise später.

Jedoch zeigte das T.O.P.-Antiluxations-Insert in ungünstiger Implantat-Position, d.h. bei Retroversion der Pfanne, kombiniert mit 90° Flexion des Beines Vorteile gegenüber dem Schnapp-Design, welches hier aufgrund der starken Bewegungseinschränkung keinerlei stabile Artikulation zuließ.

Im Vergleich zu den Standard-Inserts bot das T.O.P.-Antiluxations-Insert in ungünstiger Implantat-Position, d.h. 60° Inklination und -15° Version der Pfanne, bei der Kombinationsbewegung 90° Flexion mit maximaler Innenrotation höhere Momente und somit einen Gewinn an Luxationsstabilität. Die Range of Motion bis zur kompletten Dislokation konnte dabei durch das Antiluxations-Insert erhöht werden.

In Extensions-/Adduktions-Stellung vergrößerte der Femoralisschutzrand des T.O.P.-Antiluxations-Inserts die Innenrotation, der Bewegungsumfang für die Außenrotation, welcher bei der genannten Kombinationsbewegung zu einem posterioren Impingement mit konsekutiver anteriorer Luxation führen kann, erfuhr durch die Aussparung allerdings keinerlei Veränderung.

Nach Versuchsende fanden sich v.a. beim T.O.P.-Antiluxations-Insert und beim Schnapp-Insert Beschädigungen bzw. Eindruckstellen (Kaltfluss) am PE-Rand, was hinsichtlich der sehr hohen Momente bzw. Kräfte verständlich erscheint. Auch die PE-Einkerbungen am oberen Rand des T.O.P.-Antiluxations-Inserts, in die ein Zapfen des metallischen Gehäuses zur Sicherung der relativen Insert-Position einrastet, waren eingedrückt. Dadurch hatte sich das PE-Insert im Metallträger verdreht bzw. sich die Position der Aussparung verändert. Zudem waren am breiten PE-Rand des T.O.P.-Antiluxations-Inserts deutliche Eindruckstellen des Stiel-Kragens ersichtlich, die aus einem repetitierenden Impingement resultieren. In vivo können die Bewegungsumfänge des künstlichen Hüftgelenkes durch derartige Material-Beschädigungen und Veränderungen der Insert-Position beeinflusst werden.

Das vergleichsweise frühzeitige Auftreten von Impingement und die relativ hohen Momente können beim T.O.P.-Antiluxations-Design zu erhöhtem PE-Abrieb und aufgrund von Scherkräften zu Lockerungen am Interface führen [2, S. 80-82].

Die Funktion der Randaussparung als Schutz für Weichgewebe (= Femoralisschutzrand) kann mit dem Luxations-Modell nicht beurteilt werden, jedoch bietet dieses Design-Merkmal hinsichtlich der Luxationsstabilität keine entscheidende Verbesserung.

Junge und aktive Patienten, die laut Hersteller vom T.O.P.-Antiluxations-Insert profitieren sollen, werden vorraussichtlich aufgrund des verminderten Bewegungsumfangs bei einigen alltäglichen Verrichtungen eingeschränkt sein. Andererseits kann die strenge Führung des Kopfes durch das Antiluxations-Design von Vorteil sein. Der Patient kann u.U. den Widerstand bei Subluxation im künstlichen Hüftgelenk spüren und so durch

Gegensteuerung die komplette Luxation des Kopfes auch bei reduzierter Weichteilspannung bzw. Vorspannung auf das künstliche Hüftgelenk verhindern.

Wie bereits in Kapitel 4.2.1 erläutert, würde ein derartiges Insert-Design, das durch eine weite Umfassung des Kopfes Luxationsstabilität verspricht, die Optimierung einiger Designparameter erfordern, um dem Patienten einen ausreichenden Bewegungsumfang zu ermöglichen und um die o.g. Defizite minimieren zu können [62, S. 566].

4.2.3 Constrained Liner vs. 10° HWL-PE-Insert vs. 10° ERL-PE-Insert vs. neutrales PE-Insert

Pfanneneinsätze mit sog. Constrained-Mechanismus umfassen den Hüftkopf deutlich über 180° hinaus und weisen einen Verschlussring (= „restraining ring“) auf. Bisher werden diese speziellen Antiluxations-Inserts nur sehr begrenzt klinisch eingesetzt [48, S. 245]. Lediglich Patienten mit chronisch rezidivierenden Hüftendoprothesen-Luxationen, bei denen alternative Therapieansätze fehlschlagen, sollten mit einem Constrained Liner versorgt werden [45, S. 583].

Robbins et al. unterscheiden unipolare und bipolare Constrained Liner [56, S. 602-603]. Bei der unipolaren Variante artikuliert der Hüftkopf in einem feststehenden Insert im Gegensatz zur bipolaren Artikulation, bei der das PE-Insert zudem beweglich geführt wird. Für die Untersuchungen zu dieser Arbeit wurde ein unipolarer Constrained Liner (Fa. Zimmer) mit asymmetrischen PE-Inserts (10° HWL und 10° ERL, Fa. ESKA) und einem neutralen PE-Insert (Fa. ESKA) verglichen.

Die weite Umfassung des Prothesenkopfes und der Verschluss-Mechanismus des Constrained Liners, die eine strenge Führung des Kopfes zur Folge haben, führten in allen Beinstellungen und Implantat-Positionen zu einem vergleichsweise frühen Impingement. In 90° Flexions-Stellung des Beines kombiniert mit einer 60° Pfannen-Inklination und 0° Stieltorsion erlaubte der Constrained Liner eine impingementfreie Innenrotation beispielsweise lediglich bei 30° Anteversion.

Die o.g. Designmerkmale führten jedoch zu sehr hohen Widerstandsmomenten, die im Vergleich zu allen anderen untersuchten PE-Inserts um ein Vielfaches größer waren. Aufgrund dieser hohen Kräfte bzw. Momente waren nach der Testreihe deutliche Verformungen am PE-Rand des Inserts sichtbar. Der Kaltfluss des Polyethylens bedingte, dass der Constrained Liner unüblicherweise bei 30° Anteversion der Pfanne, welche als erste Implantat-Position getestet wurde, höhere Momente für die Extensions-/Adduktions-Bewegung mit Außenrotation aufwies als beispielsweise bei Retroversion der Pfanne. Nach mehrmaliger Luxation resultierten also aufgrund einer Verformung des Polyethylens durch Kaltfluss niedrigere Widerstandsmomente.

Zudem zeigte sich, dass der Constrained Liner aufgrund seiner starken Bewegungseinschränkung, obgleich der vielfach höheren Momente, generell zu einer deutlich früheren Luxation führte als die anderen Designs. Der Luxationsverlauf des Designs war derart, dass das Widerstandsmoment während der Innen- bzw. Außenrotation sehr steil anstieg, bis es letztendlich nach Versagen des Constrained-Mechanismus zu einem plötzlichen Heraus-Gleiten des Kopfes aus der Pfanne kam.

Die Range of Motion bis zur Luxation war für den Constrained Liner in allen untersuchten Implantat-Positionen bei Extension/Adduktion und Außenrotation geringer als für das um 45° nach dorsal gedrehte 10° HWL-Design, obwohl der Constrained Liner deutlich höhere Momente erzielte und im Vergleich zum dorsalgedrehten asymmetrischen Insert sogar größere Bewegungsumfänge bis zum Impingement bot. Dies erklärt sich dahingehend, dass beim 10° HWL-Insert erst nach einer längeren Subluxationsphase die komplette Luxation eintrat, beim Constrained Liner dagegen, wie bereits erläutert, das Versagen des Verschluss-Mechanismus sofort zur vollständigen Dislokation ohne vorhergehende Subluxation führte.

Die starke Randabschrägung des getesteten Constrained Liners und der vergrößerte Innendurchmesser bzw. der größere Hüftkopf (32 mm) wirken sich allgemein positiv auf die Bewegungsumfänge bis zum Impingement aus. Die 10° Neigung des Inserts gegenüber der Pfanneneingangsebene ist ein zusätzlicher Gestaltungsaspekt des Designs. Dieser erhöhte Rand kann vom Operateur variabel eingesetzt werden, d.h. die Neigung kann in Richtung der voraussichtlichen Instabilität des Hüftgelenkes platziert werden. Bei den experimentellen Untersuchungen wurde somit die Pfannensteilstellung von 60° ausgeglichen, d.h. der Constrained Liner wies eine effektive Inklination von 50° auf.

In 90° Flexions-Stellung des Beines kombiniert mit einer retrovertierten Pfanne war der Constrained Liner bei den Untersuchungen instabil, d.h. der Kopf konnte in dieser Position nicht im Insert artikulieren bzw. der Verschlussring konnte nicht angebracht werden. Für eine intraoperative Situation mit ungünstiger Implantat-Position ergibt sich daraus die Empfehlung, die 10° Neigung des Constrained Liners nach dorsal zu drehen und damit eine eventuelle Retroversion der Pfanne mit konsekutiver posteriorer Luxationsgefahr bzw. kompletter Instabilität auszugleichen.

Als mögliche Komplikation, die bei Verwendung eines Constrained Liners bedacht werden sollte, wird von mehreren Autoren die Endoprothesen-Lockerung aufgeführt [45, S. 583; 48, S. 245-246]. Aufgrund der sehr hohen Kräfte und Momente, die während der Artikulation an diesem Insert auftreten, können ein PE-Verschleiß und hohe Scherbelastungen am Interface auftreten. Gerade deshalb sollten Constrained Liner nicht zur primären Therapie von Luxationen eingesetzt werden [24, S. 180; 45, S. 583]. Goetz et al. konnten allerdings in einem von 1988-1993 dauernden Follow-up an 55 Patienten,

denen ein Constrained Liner zur Behandlung rezidivierender Hüftendoprothesen-Luxationen implantiert wurde, keine derartigen Pfannen-Lockerungen feststellen [23, S. 508]. Jedoch sind zur abschließenden Beurteilung noch längere Beobachtungszeiträume notwendig [16, S. 162].

Für aktive Patienten wird der getestete Constrained Liner einen zu geringen Bewegungsumfang bieten. Bei einem älteren Patientengut jedoch konnten Goetz et al. in der o.g. klinischen Studie von sehr guten Resultaten berichten. Die Luxationsrate sank bei Implantation eines Constrained Liners deutlich [23, S. 508] und die z.T. vor der Revision bestehende klinische Symptomatik verbesserte sich drastisch [24, S. 179]. Auch Callaghan et al. berichten von einer verminderten Luxationsrate nach Einsatz eines Constrained Liners [16, S. 161]. Eventuell ist es dem Patienten möglich, bestimmten luxationsgefährdeten Bewegungen gegenzusteuern bzw. die Bewegungen zu stoppen und damit die drohende Luxation zu verhindern, indem dieser den hohen Widerstand im künstlichen Hüftgelenk spürt. Findet eine Luxation des Kopfes aus dem Constrained Liner statt, erfordert dies meist eine offene Revision [23, S. 508; 56, S. 603]. Ein Insert-Design mit Verschlussring lässt in der Regel keine geschlossene Reposition zu.

Wegen der aufgeführten Nachteile und der wenig bekannten Langzeitresultate sollte ein Insert mit Constrained-Mechanismus erst zum Einsatz kommen, wenn andere Strategien bei der Behandlung chronisch rezidivierender Hüftendoprothesen-Luxationen versagt haben [24, S. 180]. Für ein ausgewähltes Patientengut stellt ein derartiges Design jedoch, unter Beachtung der strengen Indikationsstellung (u.a. hohes Patientenalter, geringe Mobilität, ungenügende Weichteilspannung), eine Option zur Therapie von wiederkehrenden Luxationen dar.

4.2.4 C-Hüftpfanne augmentiert vs. neutral

Die sog. Augmentierung stellt eine Methode zur Behandlung von rezidivierenden Luxationen bei festsitzender Voll-PE-Pfanne dar. Dieses Verfahren ist weniger invasiv als eine komplette Revision (Pfannenwechsel) und verspricht kürzere Operationszeiten, was v.a. für ältere und schwächere Patienten von Vorteil ist [53, S. 421]. Gerade bei fest zementierten Prothesen ist es von großem Nutzen, die Pfanne in situ belassen zu können [56, S. 602]. Außerdem stellt die Technik der Augmentierung ein vergleichsweise kostengünstiges Verfahren für die Behandlung der Hüftendoprothesen-Instabilität dar [53, S. 421].

Für die experimentellen Untersuchungen wurde eine Augmentierung an der sog. C-Hüftpfanne (Fa. ESKA) durchgeführt. Am Rand dieser Voll-PE-Pfanne wurde eine 8 mm-

Überhöhung, bestehend aus einem handelsüblichen PE- und einem eigens angefertigtem Metall-Antiluxationsring, mit drei Schrauben befestigt. Der innere Rand der 120° Augmentierung war bündig zum Insert.

In der ursprünglichen Methode von Olerud und Karlström (1985) [53, S. 420], die zur Augmentierung lediglich eine PE-Überhöhung verwendeten, konnten die Versuche nicht durchgeführt werden, da die alleinige PE-Augmentierung nicht stabil genug war, die hohen Momente während der Subluxationsphase bzw. der Luxation aufzunehmen. Nachdem sich der PE-Block mehrmals vom Insert-Rand gelöst hatte, wurde zusätzlich zur PE-Augmentierung ein Metall-Ring aufgeschraubt, so dass in der gesamten Versuchsreihe keine weitere mechanische Instabilität der Augmentierung auftrat.

Nicholas et al. stellten in einer experimentellen Studie fest, dass augmentierte Pfannen mit ausschließlicher PE-Überhöhung im Vergleich zu solchen mit PE- und zusätzlichem Metall-Ring deutlich geringere Drehmomente aufweisen und daher auch weniger Stabilität bieten [53, S. 421].

Die dargestellten Ergebnisse zeigen, dass durch die Augmentierung generell höhere Widerstandsmomente erreicht werden können und der Zeitpunkt der Luxation verzögert wird. Trotz dieses Zuwachses an Luxationsstabilität ist unter der Voraussetzung einer korrekten Position der Augmentierung die Bewegungsfreiheit des künstlichen Hüftgelenkes kaum vermindert. Befindet sich die aufgeschraubte Augmentierung jedoch in der Bewegungsrichtung des Kopfes bzw. des Prothesenhalses kann die Range of Motion bis zum Impingement des künstlichen Hüftgelenkes stark eingeschränkt werden.

So berichten Nicholas et al. in der o.g. Studie von einer etwa 40 %-igen Einschränkung der Range of Motion nach Augmentierung [53, S. 421].

Als Prävention für die häufigere posteriore Luxation (ca. 80 % aller Hüftendoprothesen-Luxationen [56, S. 594]) erweist es sich als vorteilhaft, die Augmentierung um 45° nach dorsal gedreht am Insert-Rand anzubringen. Für die Bewegungskombination von 90° Flexion mit Innenrotation wird die Überhöhung dadurch aus dem Rotationsbereich des Prothesenhalses gedreht, d.h. es findet kein frühzeitiges Impingement statt. Zudem wird der Luxationsweg nach posterior vergrößert, was zu erhöhten Widerstandsmomenten und zu einer späteren Luxation führt. Während die Drehung der Augmentierung um 45° nach dorsal in allen Implantat-Positionen kombiniert mit einer 90° Flexions-Stellung des Beines den Bewegungsumfang bis zum Impingement und bis zur Luxation vergrößerte und höhere Momente erzielte, wurde die Range of Motion für die Außenrotation in Extensions-/Adduktions-Stellung des Beines dabei jedoch vermindert. Gerade bei starker Anteversion der Pfanne und Antetorsion des Stiels beinhaltet eine am dorsalen Insert-Rand angebrachte Augmentierung das Risiko eines posterioren Impingements mit konsekutiver Luxation nach anterior. Folglich sollte der Operateur individuell für den Patienten und den intraoperativen Verhältnissen angepasst die Position der Überhöhung festlegen.

Die in Extensions-/Adduktions-Stellung höheren Widerstandsmomente bei einer um 45° nach dorsal gedrehten Augmentierung im Vergleich zur Augmentierung in 0°-Position (d.h. 12 Uhr) wurden durch einen Kontakt des Stielkragens mit der angeschraubten Randüberhöhung verursacht. Durch das „Verhaken“ der beiden Prothesen-Komponenten bei der Außenrotation wurden höhere Subluxationsmomente für die im posterioren Quadranten angeschraubte Augmentierung gemessen.

Generell vergrößerte sich die Range of Motion bis zum Impingement bei Flexion und Innenrotation des Beines mit zunehmender Anteversion der Pfanne. Allerdings wurde die freie Innenrotation für das um 45° nach dorsal gedrehte augmentierte Design bei Drehung der Pfanne aus der 0° Versions-Position auf 30° Anteversion sogar vermindert. Ursache hierfür ist die mit der Anteversion der Pfanne in den Innenrotationsbereich gedrehte Augmentierung, die somit zu einem früheren Prothesen-Kontakt führt.

Gerade für Patienten, bei denen die Voll-PE-Pfanne in ungünstiger Position befestigt werden muss, bietet die Methode der Augmentierung eine Möglichkeit, die Luxationsstabilität zu erhöhen. Im Vergleich zur neutralen Voll-PE-Pfanne verfügt das augmentierte Design bei ungünstiger Implantat-Position über höhere Momente und gewährt einen deutlichen Zuwachs an Bewegungsumfang bis zur Luxation.

Als Komplikationen bei augmentierten Pfannen werden in der Klinik Schraubenbrüche beschrieben [27, S. 525; 53, S. 421]. Des Weiteren muss aufgrund der höheren Momente nach Augmentation mit eventuellen Lockerungen der Zementfixierung [53, S. 421] und erhöhtem PE-Verschleiß gerechnet werden. Der Operateur sollte beachten, dass die Schrauben bei der Befestigung der Augmentierung nicht intraartikulär eingedreht werden und der PE-Ring nicht zu breit gewählt wird, da eine über den inneren Insert-Rand stehende Augmentierung als Hypomochlion wirken kann und so eine Aushebelung des Kopfes aus der Pfanne zur Folge haben kann [21, S. 538].

4.3 Vergleich asymmetrischer Inserts aus ESKA-Ceram® und PE

Bisher sind experimentelle Studien selten, in denen explizit der Einfluss des Werkstoffes der Gleitpartner Kopf-Pfanne auf die Luxationsstabilität des künstlichen Hüftgelenkes analysiert wird [37]. In klinischen Studien konnte keine erhöhte Luxationsrate für sog. Hart-Hart-Paarungen, wie z.B. Keramik-Keramik, gefunden werden. Eine Ausnahme dazu stellt die neu veröffentlichte Studie von Toni et al. dar, in der die Komplikationsraten verschiedener Endoprothesen-Systeme, bestehend aus den Gleitpaarungen Keramik-Keramik bzw. Metall-Polyethylen, beurteilt wurden [68]. In einem Follow-up von 11 Jahren wurde von einer geringfügig erhöhten Luxationsrate für die Keramik-Keramik (Ker-Ker)-Paarung im Vergleich zu Metall-Polyethylen (Met-PE) berichtet (0,51 % vs. 0,14 %) [68,

S. 77]. Jedoch war die Anzahl aseptischer Prothesen-Lockerungen bei den Hart-Hart-Paarungen deutlich geringer (0,51 % Ker-Ker vs. 4,21 % Met-PE).

Mit Hilfe des Luxationsprüfstandes wurden neutrale und asymmetrische Inserts (10° ERL-Designs) aus ESKA-Ceram[®] und PE verglichen.

ESKA-Ceram[®] ist ein Verbundwerkstoff aus Polyurethan und Aluminiumoxid, mit dem sich laut Hersteller asymmetrische Keramik-Inserts gestalten lassen. Zudem sollen ähnlich niedrige Abriebraten wie bei Aluminiumoxid-Keramik-Paarungen bestehen und dabei deutlich niedrigere Kosten verursacht werden [59, S. 378-379]. Jedoch liegen bisher noch keine Langzeitergebnisse mit dieser Gleitpaarung vor.

Die beiden ESKA-Ceram[®]-Inserts ließen in allen getesteten Implantat-Positionen und für alle Bewegungskombinationen eine größere Range of Motion bis zum Impingement zu als die jeweiligen PE-Inserts, da die Tiefe des Kopf-Drehpunktes (= Abstand des Drehmittelpunktes zur Pfanneneingangsebene) bei den ESKA-Ceram[®]-Inserts geringer ist und der Innenrand stärker abgerundet ist. Jedoch wurden für die ESKA-Ceram[®]-Inserts generell niedrigere Widerstandsmomente und frühere Luxationen registriert.

In ungünstiger Implantat-Position, wie z.B. bei steilgestellter und retrovertierter Pfanne, konnte für die 90° Flexions-Stellung des Beines keine stabile Situation des künstlichen Hüftgelenkes mit dem neutralen ESKA-Ceram[®]-Insert erreicht werden. Gerade aufgrund der o.g. Design-Merkmale konnte der Kopf über den inneren Rand des Inserts gleiten.

Hingegen erfolgten die Luxationen in günstiger Implantat-Position, bei antevertierter und flacherer Pfanne, für die Keramik-Paarungen später als für die Metall-Polyethylen-Gleitpartner. Die im Vergleich zum ESKA-Ceram[®]-Insert frühere Luxation und kürzere Subluxationsphase in diesen vergleichsweise stabilen Positionen ist wohl der elastischen bzw. plastischen Deformierung des PE-Inserts zuzuschreiben.

Das 10° ERL-Design aus ESKA-Ceram[®] schränkte im Vergleich zum neutralen ESKA-Ceram[®]-Insert den Bewegungsumfang bis zum Impingement zwar etwas ein, die o.g. geometrischen Eigenschaften erlaubten jedoch trotz Kombination mit einer ERL-Überhöhung des Insert-Randes noch immer eine relativ große Rotationsbewegung bis zum Prothesenkontakt. Zudem erreichte dieses Design höhere Widerstandsmomente und führte zu einer späteren Luxation als das neutrale ESKA-Ceram[®]-Insert.

Wie auch bei den asymmetrischen PE-Designs, war eine Drehung des Inserts im metallischen Gehäuse um 45° nach dorsal im Vergleich zur 0°-Position von Vorteil.

Mit der gesteigerten Luxationsstabilität bei Einsatz eines asymmetrischen 10° ERL-Inserts aus ESKA-Ceram[®] könnten mögliche Randabplatzungen und Insert-Brüche, die gehäuft bei Dislokationen der Keramik-Keramik-Gleitpartner auftreten [73, S. 374-375], eventuell vermieden werden. Jedoch stellt sich die Frage, ob asymmetrische ESKA-Ceram[®]-Inserts

bei Patienten mit instabilen Hüftgelenksverhältnissen bzw. bei Revisionsoperationen überhaupt implantiert werden sollten. Bei diesem Patientengut ist generell mit einem größeren Impingement-Risiko und einer erhöhten Luxationsgefahr zu rechnen. Bei einer Subluxation bzw. Luxation des Kopfes aus der Keramik-Pfanne und auch bei einer Reposition können die dabei auftretenden Kräfte zu Abplatzungen und sogar gänzlichen Brüchen von Keramik-Inserts führen. Daher sollten Keramik-Keramik-Gleitpaarungen nur bei optimal realisierbaren Implantat-Positionen eingesetzt werden [7, S. 717], dann jedoch ist meist keine Asymmetrie des Inserts erforderlich.

In weiteren Versuchsreihen wurden ein PE-Insert (Fa. Aesculap) und ein Keramik-Insert (Aluminiumoxidkeramik, BioloX forte[®], Fa. CeramTec) mit annähernd gleichem, neutralen Design getestet, um speziell den Einfluss der Gleitpaarung auf die Luxationsstabilität bewerten zu können [4]. Hierbei war die Range of Motion bis zum Impingement aufgrund des Polyethylen-Kaltflusses beim PE-Insert etwas größer als beim BioloX forte[®]-Insert [4, S. 40]. Bezüglich des auftretenden Widerstandsmomentes konnten zwischen den Inserts keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden [4, S. 40]. Die Luxationen erfolgten im Falle des Keramik-Inserts bei trockenen Umgebungsbedingungen später. Die längere Subluxationsphase ist eventuell der ausbleibenden Deformierung des BioloX forte[®]-Inserts und der damit erhöhten Stabilität im Vergleich zum PE-Insert anzurechnen [4, S. 40]. Jedoch luxierte die Keramik-Eigenpaarung unter geschmierten Bedingungen bei ungünstiger Pfannenposition deutlich früher [7, S. 715-716].

Im Anschluss an die Testreihen 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 ein repetitierendes Impingement und mehrmalige Luxationen während der Versuche zurückzuführen sind. PE-UHMW besitzt eine vergleichsweise geringe Steifigkeit und neigt zu Kaltfluss, der in vivo aufgrund der hohen Belastungsspitzen beträchtlich sein kann [72, S. 104]. Auch die ESKA-Ceram[®]-Inserts zeigten kleinere Beschädigungen am Insert-Rand, wohingegen das BioloX forte[®]-Insert keinerlei sichtbare Deformierungen erkennen ließ. Keramik-Keramik-Gleitpaarungen sind durch eine große Verschleiß- und Korrosionsbeständigkeit gekennzeichnet [63, S. 45-47]. Zu beachten ist jedoch das spröde Werkstoffverhalten sowie die starke Stoßempfindlichkeit und das damit prinzipiell verbundene Bruchrisiko [63, S. 45-47].

Da Keramik-Keramik-Paarungen folglich eine Option sind, das Problem der partikelinduzierten Osteolyse umgehen zu können, werden Keramik-Eigenpaarungen vermehrt bei jungen und aktiven Patienten eingesetzt [2, S. 89].

In der Praxis sollte v.a. die Bedeutung der optimalen Positionierung der Keramik-Implantate berücksichtigt werden [5]. 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].

4.4 Vergleich verschiedener Kopfgrößen bei neutralen und asymmetrischen PE-Inserts

Bei diesem Vergleich wurden Endoprothesenköpfe mit unterschiedlichem Durchmesser (22 mm, 28 mm, 32 mm, 36 mm) in Kombination mit neutralen und asymmetrischen PE-Inserts untersucht. Als Variation des Prothesenhals-Designs wurde ein sog. XL-Kopf mit Kragen getestet. Die Fragestellung war, inwieweit der Bewegungsumfang bis zum Impingement bzw. bis zur Luxation sowie das maximale Widerstandsmoment des Endoprothesensystems von einer Modifikation des Kopf-Hals-Designs beeinflusst werden.

Mit Hilfe der experimentellen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die Zunahme des Kopfdurchmessers in jeder Bewegungskonstellation und Implantat-Position zu einer Vergrößerung der Range of Motion bis zum Impingement und bis zur Luxation führt. Zudem wird durch eine Steigerung der Widerstandsmomente bei zunehmender Kopfgröße die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes erhöht.

Bei ungünstiger Implantat-Position mit 60° Inklination und 15° Retroversion der Pfanne ergibt sich beispielsweise bei der Verwendung eines 22 mm Kopfes eine sehr frühe Luxation nach posterior oder sogar eine komplette Instabilität der Hüftendoprothese.

Aber selbst bei günstiger Implantat-Position ist mit einem 22 mm Kopf lediglich ein Bewegungsumfang bis zur Luxation zu erzielen, der unter der physiologischen Range of Motion für die Innenrotationsbewegungen bei 90° Flexion liegt.

Nicht nur für junge und aktive Patienten kann dies ein stark erhöhtes Impingement- und Luxationsrisiko bedeuten, da auch für alltägliche Bewegungen, wie z.B. beim Schuhe-Schnüren, eine Beweglichkeit im Hüftgelenk von deutlich mehr als 90° Flexion erforderlich ist [33, S. 213].

Im Gegensatz dazu setzt beim 28 mm, 32 mm und 36 mm Kopf, unabhängig vom eingestellten Inklinationswinkel der Pfanne, die Luxation deutlich später ein. Dies 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) [12, S. 260-261].

Bei günstiger Implantat-Position ist der Unterschied zwischen dem 28 mm und dem 36 mm Kopf bezüglich der Range of Motion bis zur Luxation nicht so relevant, jedoch führt bei ungünstiger Position, d.h. bei steilgestellter und retrovertierter Pfanne, der größere Kopfdurchmesser zu einer deutlich erhöhten Luxationsstabilität.

Im Gegensatz zum 22 mm Kopf, bei dem meist das Anschlagen des Prothesen-Halses am Pfannenrand (= Prothesen-Impingement) für die Luxation ursächlich ist, wird bei den größeren Köpfen ein anderer Luxationsmechanismus beobachtet. Hier findet sich ein Abstützen des Prothesen-Kragens am Einbettungsmaterial der Pfanne (= tertiäres Impingement), das schließlich zu einem Heraushebeln des Kopfes führt. Klinisches Korrelat ist ein sog. Knochen-Knochen-Impingement, d.h. das Anschlagen des Trochantermassivs am Becken, das bei bestimmten Bewegungsausschlägen vor dem eigentlichen Prothesen-Impingement auftreten kann [11, S. 1303].

Bartz et al. fanden in einer experimentellen Studie an Humanpräparaten keinen signifikant vergrößerten Bewegungsumfang für den 32 mm Kopf im Vergleich zum 28 mm Kopf, da beim größeren Kopfdurchmesser die Beweglichkeit meist durch das o.g. Knochen-Knochen-Impingement limitiert wurde [11, S. 1305]. Dazu ist jedoch anzumerken, dass die Untersuchung in einer vergleichsweise günstigen Implantat-Position (45° Inklination und 20° Anteversion der Pfanne) durchgeführt wurde.

Hingegen zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit, dass gerade bei ungünstiger Implantat-Position, z.B. bei Retroversion der Pfanne bzw. Retrotorsion des Stiels, ein größerer Kopfdurchmesser die Range of Motion bis zur Luxation erhöhen kann. Große Köpfe bieten eine erhöhte Luxationssicherheit indem sie annähernd physiologische Bewegungsumfänge gewähren und gesteigerte Widerstandsmomente aufweisen [8, S. 417-418]. Übereinstimmend mit diesen Ergebnissen wurden auch in einer Finite-Elemente-Untersuchung von Scifert et al. erhöhte Widerstandsmomente bei zunehmender Kopfgröße ermittelt [60, S. 157]. Analog berichten Kelley et al. in einer klinischen Studie von einer verminderten Luxationsrate bei größeren Prothesen-köpfen [35, S. 167].

Ein nachteiliger Effekt größerer Kopfdurchmesser ist die erhöhte PE-Abriebrate bei der Standardpaarung Metallkopf mit Polyethylen-Insert [19, S. 448-449; 43, S. 523-524]. Neuere, klinisch eingesetzte Implantat-Kombinationen von großen Metallköpfen (36 mm bzw. 40 mm) mit quervernetzten Polyethylen-Pfannen zielen auf die Vorteile einer höheren Luxationsstabilität bei zunehmender Kopfgröße ab [56, S. 605]. Hierbei gilt es, diese neu entwickelten „highly cross-linked polyethylenes“ (HCLPE), die eine höhere Abriebfestigkeit als die übrigen Polyethylen-Abkömmlinge versprechen, zu beobachten [20, S. 261]. Noch fehlen mittel- und langfristige, klinische Daten zu diesem Werkstoff. Hüftsimulatoruntersuchungen von Moratoglu et al. sind allerdings vielversprechend [50]. Es wurden keine Unterschiede in der Abriebmenge bei der Artikulation verschiedener Kopfgrößen (22 mm, 28 mm, 32 mm, 46 mm) mit quervernetzten PE-Inserts festgestellt [50, S. 258].

Da bei der Hart-Hartpaarung Keramik-Keramik die Abriebrate unabhängig vom Kopfdurchmesser ist, sollten hier, aus Gründen der Impingement-Vermeidung und der

erhöhten Luxationsstabilität, vornehmlich größere Kopfdurchmesser (z.B. 32 mm oder 36 mm) gewählt werden [3, S. 314].

Laut Harris bieten große Köpfe, z.B. mit 38 mm oder 48 mm Durchmesser, nicht nur eine deutliche Erhöhung der Range of Motion, sondern ermöglichen auch, im Zuge eines oftmals erforderlichen Ausgleichs des femoralen Offsets, auf bewegungseinschränkende Steck- bzw. XL-Köpfe verzichten zu können [30, S. 276]. Des Weiteren könnten große Köpfe bei ungünstiger Implantat-Positionierung sowohl zur Prävention als auch zur Therapie von Impingement und Luxation eingesetzt werden [30, S. 278]. Beaulé et al. berichten von sehr guten klinischen Erfahrungen mit sog. „Jumbo Femoral Heads“ (Durchmesser zwischen 40 mm und 50 mm) [12, S. 260]. In einem Follow-up von durchschnittlich 6,5 Jahren nach Revisionseingriff waren die künstlichen Hüftgelenke bei 10 von 11 Patienten stabil.

Bei asymmetrischen PE-Inserts (HWL- und ERL-Designs), die oftmals einschränkend auf die Range of Motion bis zum Impingement wirken, kann mit dem Einsatz eines größeren Kopfdurchmessers der Bewegungsumfang erhöht werden. Gerade das deutlich bewegungseinschränkende HWL-Design, mit seiner durchgehenden Randüberhöhung von Pol zu Pol, kann von einem größeren Kopf profitieren. Liegt bei einem Patienten eine ungünstige Pfannen-Position vor, kann neben der Verwendung eines asymmetrischen Inserts auch ein größerer Kopf zu höheren Widerstandsmomenten führen und damit die Luxationsstabilität steigern.

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

Da sog. XL-Köpfe im Vergleich zu Standardkugelköpfen den Bewegungsumfang signifikant einschränken und niedrigere Subluxationsmomente erzeugen, erhöhen diese das Luxationsrisiko [8, S. 418-419]. Bei ungünstiger Implantat-Position mit steilgestellter und retrovertierter Pfanne konnte mit einem derartigen Kopf keine stabile Situation des künstlichen Hüftgelenkes im Luxations-Modell realisiert werden. Die Anwendung solcher Steckköpfe sollte deshalb vermieden werden und auf wenige Ausnahmefälle beschränkt bleiben.

Gerade auch keramische Halskugeln, welche durch die Einschränkung der Beweglichkeit mit erhöhtem Risiko einer mechanischen Schädigung einhergehen, sollten bei Keramik-Eigenpaarungen nicht mehr eingesetzt werden [3, S. 315].

4.5 Implantat-Positionierung

Die Positionierung der Implantat-Komponenten des künstlichen Hüftgelenkes stellt eine bedeutende Aufgabe für den Operateur dar, zumal diese den Bewegungsumfang und die Luxationsstabilität der Totalendoprothese enorm beeinflusst [62, S. 561].

Auf der Grundlage von klinischen Erfahrungen und ROM-Untersuchungen werden Winkel für die Inklination der Pfanne von 30° bis 55°, für deren Anteversion von 0° bis 30° sowie für die Antetorsion des Stieles von 0° bis 30° empfohlen [18, S. 320-321; 40; 41, S. 219-220; 57, S. 144; 64, S. 516].

Bei den experimentellen Untersuchungen konnten am Luxationsmodell Inklinationswinkel der Pfanne von 30°, 45° und 60° mit Retro- bzw. Anteversionswinkeln von -30°, -15°, 0°, +15° und +30° kombiniert werden. Zudem konnte die Torsion des Stieles variiert werden und so Winkel von -30°, -15°, 0°, +15° und +30° eingestellt werden.

Die Ergebnisse der Tests belegen eine enge Beziehung zwischen der Position der Hüftendoprothesenimplantate und dem maximalen Bewegungsumfang bis zum Impingement und zur Luxation sowie dem maximalen Widerstandsmoment bei Subluxation.

Um eine ausreichende Range of Motion der Hüftendoprothese erlangen zu können, sind eine Horizontalisierung (z.B. 30° Inklination) bzw. eine Retroversion der Pfanne sowie eine Retrotorsion des Stiels unbedingt zu vermeiden.

Mit steilgestellter Pfanne (60° Inklination) kann im künstlichen Hüftgelenk für manche Bewegungskombinationen eine größere Range of Motion bis zum Impingement erzielt werden [54], jedoch ist das Widerstandsmoment und mitunter der Bewegungsumfang bis zur Luxation niedriger. In diesem Zusammenhang konnte in klinischen Studien eine erhöhte Luxationsrate bei Pfannensteilstellung nachgewiesen werden [38, S. 43]. Zudem ergeben sich bei steiler Pfannen-Inklination infolge einer erhöhten Hertzschen Flächenpressung am kranio-lateralen Pfannenrand Probleme durch erhöhten Abrieb an Polyethylen-Inserts [36, S. 532-533] sowie mögliche Randabplatzer bei keramischen Inserten [22, S. 33].

Bei der Positionierung der Hüftimplantate sollte immer ein besonderes Augenmerk auf die Ante- bzw. Retroversion der Pfanne gelegt werden. Insbesondere für die luxationsgefährdete Kombinationsbewegung aus Innenrotation mit Flexion und Adduktion kann durch eine ausreichende Anteversion der Pfanne (>15°) die Range of Motion bis zum Impingement und zur Luxation wie auch das Widerstandsmoment gegenüber einem Heraushebeln des Kopfes aus der Pfanne deutlich gesteigert werden. Jolles et al. fanden in einer klinischen Studie ein signifikant erhöhtes Luxationsrisiko für Hüft-Totalendoprothesen bei einer Gesamt-Anteversion (= Summe der Anteversions- bzw.

Antetorsions-Winkel von Pfanne und Stiel) von unter 40° oder über 60° [34, S. 287]. Leider kann jedoch gerade die Anteversion der Pfanne auch von erfahrenen Operateuren nicht immer exakt eingestellt werden [31, S. 84]. Gerade bei Patienten mit Dysplasie-koxarthrose oder bei Rheumatikern liegen häufig schwierige anatomische Ausgangssituationen vor [1, S. 330], so dass die Hüftimplantate dann meist nicht in der gewünschten bzw. optimalen Position angebracht werden können.

Auf Basis der vorliegenden Messungen können ein lateraler Pfannenneigungswinkel von 45° und eine Anteversion von 15° bis 20° zur Erzielung suffizienter Bewegungsumfänge und stabiler Verhältnisse im künstlichen Hüftgelenk empfohlen werden. Zusätzlich ist eine Stiel-Antetorsion von bis zu 15° anzustreben.

Eine steilgestellte Pfanne (60° Inklination) mit ausgeprägter Anteversion von 30° in Kombination mit einer Stiel-Antetorsion führt dagegen bei Außenrotationsbewegungen in Extensions-/Adduktions-Stellung zu einer deutlichen Einschränkung der Range of Motion. 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. Bei Innenrotation in o.g. Kombinationsbewegung (10° Extension und 15° Adduktion) ist dagegen nur bei ausgeprägter Retroversion der Pfanne ein Prothesen-Impingement möglich.

5 Zusammenfassung

Die rezidivierende Luxation nach künstlichem Hüftgelenkersatz ist eine schwerwiegende Komplikation, welche nach der aseptischen Lockerung die zweithäufigste Ursache für eine Revisionsoperation darstellt. Verschiedene Parameter, wie beispielsweise die Implantat-Positionierung und Design-Merkmale von Insert bzw. Endoprothesenhals sowie Größe des Kopfes, beeinflussen die Stabilität des Hüftendoprothesensystems.

Ziel der vorliegenden experimentellen Arbeit war es, die Parameter Implantat-Design und -Position hinsichtlich Bewegungsumfang und Luxationsstabilität zu analysieren. Der Fokus wurde dabei auf die Untersuchung spezieller, als luxationssicher geltende Designvarianten von Pfanneneinsätzen gelegt.

In einer speziellen Messvorrichtung, dem sog. Luxationsprüfstand, wurden die Bewegungsumfänge bis zum Impingement (ROM_{Imp}) und bis zur Luxation (ROM_{Lux}) im künstlichen Hüftgelenk ermittelt. Ein weiterer Messparameter war das maximale Widerstands- bzw. Subluxationsmoment ($WM_{max_{Sublux}}$) gegenüber dem Heraushebeln des Kopfes aus der Pfanne. Verschiedene Insert-Designs wurden bei definierten Implantat-Positionen anhand luxationsassoziierter Bewegungskombinationen untersucht.

Dabei verzeichneten die neutralen und asymmetrischen Insert-Designs verschiedener Implantat-Hersteller aufgrund differierender Designmerkmale deutliche Unterschiede bezüglich der gewährten Bewegungsfreiheit und der Luxationsstabilität. Vor allem die Tiefe des Kopf-Drehpunktes, d.h. der Abstand des Drehmittelpunktes zur Insert-eingangsebene, und die Randabschrägung des Insert-Innenrandes beeinflussen den Bewegungsumfang und die Widerstandsmomente.

Für die asymmetrischen Inserts wurde im Vergleich zu den neutralen Inserts eine Einschränkung der Range of Motion bis zum Impingement ermittelt, jedoch wurden höhere Widerstandsmomente registriert, d.h. das Heraushebeln des Kopfes war Designbedingt erschwert. Die asymmetrischen Insert-Designs wiesen abhängig von Implantat- bzw. Insert-Position und Bewegungskombination erhebliche Unterschiede hinsichtlich der Range of Motion bis zur Luxation auf.

Das ERL (Elevated-Rim-Liner)-Design verzeichnete insgesamt Vorteile gegenüber dem HWL (High-Wall-Liner)-Design. Das 10° ERL-Insert aus Polyethylen (PE) bietet dabei eine ausgeglichene Balance zwischen Bewegungsfreiheit und Luxationsstabilität unter der Voraussetzung einer korrekten Positionierung des Inserts bzw. der Randüberhöhung im metallischen Gehäuse. Durch eine Drehung des Inserts um 45° nach dorsal können die Range of Motion bis zum Impingement und bis zur Luxation sowie die maximalen Widerstandsmomente v.a. für die Flexions-/Innenrotations-Bewegung erhöht und somit die Luxation nach posterior verzögert bzw. abgewendet werden. Bei starker Anteversion

der Pfanne und Antetorsion des Stiels sollte allerdings, um ein posteriores Impingement mit konsekutiver anteriorer Luxation zu verhindern, eine 0°-Position des Inserts (= 12 Uhr-Position der Randüberhöhung) angestrebt werden.

Mit dem sog. Schnapp-Insert, das eine Hinterschneidung an der Insert-Eingangsebene aufweist, und dem sog. Constrained Liner (mit metallischem Verschlussring) wurden deutlich verringerte Bewegungsumfänge erzielt, wobei aufgrund des „Schnapp-Mechanismus“ sehr hohe Momente registriert wurden. Eine Luxationsbewegung kann passiv oder aktiv durch die Registrierung des hohen Widerstandes seitens des Patienten gestoppt werden. Jedoch waren bei ungünstiger Implantat-Position, d.h. bei Steilstellung und Retroversion der Pfanne, kombiniert mit einer 90° Flexions-Stellung des Beines derartige Designs komplett instabil und nicht zu einer Artikulation befähigt.

Mit der Technik der Augmentierung kann die Luxationsstabilität von PE-Pfannen erhöht werden, ohne eine aufwändige Revision der Pfanne vornehmen zu müssen. Die Positionierung der Augmentierung im kranio-posterioren Quadranten erweist sich insgesamt vorteilhafter, da die Range of Motion bis zur Luxation für die besonders gefährdete Bewegungskombination Flexion und Innenrotation deutlich vergrößert wird.

Die untersuchten Antiluxations-Inserts können folglich die Stabilität des künstlichen Hüftgelenkes erhöhen, jedoch muss bei klinischem Einsatz die Bewegungseinschränkung beachtet werden. Vor allem bei jungen und aktiven Patienten kann diese zu Behinderungen im alltäglichen Leben führen. Patienten höheren Alters mit schlechten Weichteil- und Knochen-Verhältnissen, bei denen reduzierte Bewegungsumfänge toleriert werden, können vom Einsatz der Antiluxations-Inserts und der damit verbundenen „begrenzten“ Erhöhung der Luxationsstabilität als Kompromisslösung profitieren. Die Indikation für sog. luxationssichere Inserts sollte grundsätzlich sehr streng gestellt werden, da aufgrund des relativ frühen Impingements und hoher Momente auf das Interface Implantat-Knochen mit einer aseptischen Endoprothesen-Lockerung als Komplikation zu rechnen ist.

Auch die Größe des Endoprothesenkopfes und die Geometrie des Prothesenhalses beeinflussen die Bewegungsumfänge bis zum Impingement und bis zur Luxation sowie die Subluxationsmomente des künstlichen Hüftgelenkes. Mit zunehmendem Kopfdurchmesser kann insbesondere bei ungünstiger Implantat-Position die Luxations-sicherheit gesteigert werden. Das Verhältnis von Kopf- zu Halsdurchmesser sollte mindestens 2:1 betragen. Köpfe mit Kragen, sog. XL-Steckköpfe, sollten aufgrund der starken Bewegungseinschränkung nach Möglichkeit nicht eingesetzt werden.

Mit dem Einsatz optimierter Implantat-Designs und deren exakter, adäquater Positionierung sollten zukünftig niedrigere Luxationsraten zu verzeichnen sein.

6 Literaturverzeichnis

- [1] Arnold P., Schüle B., Schroeder-Boersch H., Jani L.: Überblick und Ergebnisse der ARO-Multicenterstudie. *Orthopäde* 27 (1998), 324-332
- [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., 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. In: Zippel H., Dietrich M. (Hrsg.): *Bioceramics in Joint Arthroplasty. 8th Biolox[®] Symposium.* Steinkopff Verlag, Darmstadt (2003), 33-42
- [5] 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
- [6] Bader R., Scholz R., Zimmermann S., Steinhauser E., Mittelmeier W.: Verwendung von speziellen Anti-Luxations-Pfannen bei künstlichem Hüftgelenkersatz: experimentelle Analyse von Bewegungsumfang und Luxationsstabilität. *Z. Orthop.* 141, Suppl. 1 (2003), 16
- [7] Bader R., Steinhauser E., Zimmermann S., Scholz R., Busch R., Mittelmeier W.: Differences between the wear couples metal-on-polyethylene and ceramic-on-ceramic in the stability against dislocation of total hip replacement. *J Material Science* 15 (2004), 711-718
- [8] Bader R., Scholz R., Steinhauser E., Zimmermann S., Busch R., Mittelmeier W.: The impact of the head and neck geometry on the stability against dislocation of total hip replacement. *Acta Orthop Scand* 75 (2004), 415-421
- [9] Barrack R.L., Lavernia C., Ries M., Thornberry R., Tozakoglou E.: Virtual reality computer animation of the effect of component position and design on stability after total hip arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* 32 (2001), 569-577
- [10] Barrack R.L., Schmalzried T.P.: Impingement and Rim Wear Associated with Early Osteolysis After a Total Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.* 84-A (2002), 1218-1220
- [11] 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
- [12] 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
- [13] Bergmann G.: *In vivo* Messung der Belastung von Hüftimplantaten. Habilitationsschrift (1994), Freie Universität Berlin
- [14] Boutin P.: Total hip arthroplasty using a ceramic prosthesis. Pierre Boutin (1924-1989). *Clin. Orthop.* 379 (2000), 3-11

- [15] Breusch S.J., Aldinger P.R., Thomsen M., Lukoschek M., Ewerbeck V.: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil II: Pfannenkomponente. Unfallchirurg 103 (2000), 1017-1031
- [16] Callaghan J.J., Heithoff B.E., Goetz D.D., Sullivan P.M., Pedersen D.R., Johnston R.C.: Prevention of Dislocation After Hip Arthroplasty. Lessons From Long-Term Followup. Clin. Orthop. 393 (2001), 157-162
- [17] 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
- [18] 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
- [19] Egli 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
- [20] Elke R.: Partikelkrankheit. Ist die Tribologie ein Thema in der Revisionschirurgie? Orthopäde 30 (2001), 258-265
- [21] Gächter A.: Die rezidivierende Hüftprothesenluxation. Orthopäde 18 (1989), 533-539
- [22] Gekeler J.: Sphärische Press-fit-Pfannen und erste klinische Erfahrungen mit der Keramik-Gleitpaarung (PLASMACUP SC). In: Puhl W. (Hrsg.): Bioceramics in Orthopaedics – New Applications. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart (1999), 32-38
- [23] Goetz D.D., Capello W.N., Callaghan J.J., Brown T.D., Johnston R.C.: Salvage of a Recurrently Dislocating Total Hip Prosthesis with Use of a Constrained Acetabular Component. J. Bone Joint Surg. 80-A (1998a), 502-509
- [24] Goetz D.D., Capello W.N., Callaghan J.J., Brown T.D., Johnston R.C.: Salvage of Total Hip Instability With a Constrained Acetabular Component. Clin. Orthop. 355 (1998b), 171-181
- [25] 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
- [26] Grossmann P., Braun M., Becker W.: Luxationen nach Hüft-TEP-Implantationen: Abhängigkeit vom operativen Zugang und anderen Faktoren. Z. Orthop. 132 (1994), 521-526
- [27] Güngör T., Hallin G.: Cup re-enforcement for recurrent dislocation after hip replacement. J. Bone Joint Surg. 72-B (1990), 525
- [28] Hall R.M., Siney P., Unsworth A., Wroblewski B.M.: Prevalence of impingement in explanted Charnley acetabular components. J. Orthop. Sci. 3 (1998), 204-208
- [29] 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
- [30] 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
- [31] Hassan D.M., Johnston G.H.F., Dust W.N.C., Watson G., Dolovich A.T.: Accuracy of Intraoperative Assessment of Acetabular Prosthesis Placement. J. Arthroplasty 13 (1998), 80-84

- [32] 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
- [33] Johnston R.C., Smidt G.L.: Hip Motion Measurements for Selected Activities of Daily Living. *Clin. Orthop.* 72 (1970), 205-215
- [34] 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
- [35] 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
- [36] Kennedy J.G., Rogers W.B., Soffe K.E., Sullivan R.J., Griffen D.G., Sheehan L.J.: Effect of Acetabular Component Orientation on Recurrent Dislocation, Pelvic Osteolysis, Polyethylene Wear, and Component Migration. *J. Arthroplasty* 13 (1998), 530-534
- [37] Klabunde R., Jäggi C.: What to watch out for with Ceramic-on-Ceramic. In: Rieker C., Oberholzer S., Wyss U. (Hrsg.): *World Tribology Forum in Arthroplasty*. Hans Huber Verlag, Bern (2001), 295-303
- [38] Kohn D., Rühmann O., Wirth C.J.: Die Verrenkung der Hüfttotalendoprothese unter besonderer Beachtung verschiedener Zugangswege. *Z. Orthop.* 135 (1997), 40-44
- [39] 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
- [40] 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
- [41] 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
- [42] Link GmbH & Co: T.O.P.Hüftpfannen – Implantate und Instrumente. *Firmeninformationsschrift*, April 2002
- [43] 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
- [44] Malchau H., Herberts P., Södermann P., Oden A.: Prognosis of Total Hip Replacement. Update and Validation of Results from the Swedish National Hip Arthroplasty Registry 1979-1998. *Scientific Exhibit AAOS Meeting* (2000), Orlando, Florida
- [45] McAuley J.P., Ridgeway S.R.: Preoperative planning to prevent dislocation of the hip. *Orthop. Clin. North Am.* 32 (2001), 579-586
- [46] Mittelmeier H.: Hüftgelenkersatz bei jungen Menschen. *Z. Orthop.* 122 (1984), 20-26
- [47] Mittelmeier H., Mittelmeier W.: Die geschichtliche Entwicklung der Hüftgelenkendoprothetik. In: Konermann W., Haaker R. (Hrsg.): *Navigation und Robotic in der Gelenk- und Wirbelsäulen Chirurgie*. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (2003), 39-68
- [48] Morrey B.F.: Instability after total hip arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* 23 (1992), 237-247
- [49] Morrey B.F.: Difficult Complications After Hip Joint Replacement. Dislocation. *Clin. Orthop.* 344 (1997), 179-187

- [50] Muratoglu O.K., Bragdon C.R., O'Connor D., Jasty M., Harris W.H.: A Highly Crosslinked, Melted Ultra-High Molecular Weight Polyethylene: Expanded Potential for Total Joint Arthroplasty. In: Rieker C., Oberholzer S., Wyss U. (Hrsg.): World Tribology Forum in Arthroplasty. Hans Huber Verlag, Bern (2001), 245-261
- [51] Murray D.W.: Impingement and loosening of the long posterior wall acetabular implant. *J. Bone Joint Surg.* 74-B (1992), 377-379
- [52] 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
- [53] Nicholas R.M., Orr J.F., Mollan R.A.B., Calderwood J.W., Nixon J.R., Watson P.: Dislocation of total hip replacement. A comparative study of standard, long posterior wall and augmented acetabular components. *J. Bone Joint Surg.* 72-B (1990), 418-422
- [54] Paravic V., Noble P.C., Ismaili S.: Inclination angle and its effect on the posterior dislocation of artificial hips. Proceedings 48th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society (2002), Dallas, Texas, Poster No.: 0987
- [55] Plötz W., Rechl H., Burgkart R., Wicke-Wittenius S., Hipp R., Gradinger R.: Derzeitiger Stand der zementlosen Hüftgelenksendoprothetik. *Fortschr. Med.* 111 (1993), 369-373
- [56] 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
- [57] 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
- [58] Sanchez-Sotelo J., Berry D.J.: Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop. Clin. North Am.* 32 (2001), 543-552
- [59] Scholz J., Grundeil H., Klingbeil K.: ESKA-Ceram[®] - ein neuer Werkstoff in der Endoprothetik des Hüftgelenkes. *Biomed. Technik* 45 (2000), 377-379
- [60] 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
- [61] 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
- [62] 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
- [63] 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
- [64] 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
- [65] 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
- [66] Sultan P.G., Tan V., Lai M., Garino J.P.: Independent Contribution of Elevated-Rim Acetabular Liner and Femoral Head Size to the Stability of Total Hip Implants. *J. Arthroplasty* 17 (2002), 289-292

- [67] Thornberry R., Lavernia C., Barrack R., Tozakoglou E.: The effects of neck geometry and acetabular design on the motion to impingement in total hip replacement. Scientific Exhibit AAOS Meeting (1998), New Orleans, Louisiana
- [68] 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
- [69] 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
- [70] Tozakoglou E., Goldstein W.M.: Using internal landmarks in orienting the acetabular component in total hip arthroplasty. Scientific Exhibit AAOS Meeting (1999), Anaheim, CA
- [71] Weber U., Hoschek J.: Der Bewegungsumfang von Hüftgelenksprothesen-Konstruktionen. Arch. Orthop. Traumat. Surg. 95 (1979), 95-104
- [72] Willmann G., Kälberer H., Pfaff H.G.: Keramische Pfanneneinsätze für Hüftendoprothesen. Biomed. Technik 41 (1996), 98-105
- [73] Willmann G.: Keramische Pfannen für Hüftendoprothesen. Teil 8: Revision. Biomed. Technik 45 (2000a), 370-376
- [74] Willmann G.: Biokeramik in der Orthopädie – Was haben wir aus 25 Jahren gelernt? Med. Orth. Tech. 120 (2000b), 10-16
- [75] Woo R.Y.G., Morrey B.F.: Dislocation after Total Hip Arthroplasty. J. Bone Joint Surg. 64-A (1982), 1295-1306
- [76] 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
- [77] Yamaguchi M., Akisue T., Bauer T.W., Hashimoto Y.: The Spatial Location of Impingement in Total Hip Arthroplasty. J. Arthroplasty 15 (2000), 305-313

7 Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1.2.1:** *Prinzipskizze des Anschlagens des Prothesenhalses am Pfannenrand (= Prothesen-Impingement) mit konsekutiver Luxation des Prothesenkopfes (links); röntgenologische Darstellung der Luxation einer Revisionsendoprothese nach hinten, oben (rechts)*
- Abb. 1.3.1:** *Designparameter einer Standard-Pfanne; θ : Winkel der Randabschrägung; d: Tiefe des Kopf-Drehpunktes (modifiziert nach [62, S. 563, Fig. 12])*
- Abb. 2.1.1:** *Technische Zusammenbauzeichnung der Prüfvorrichtung (Ansicht von seitlich und vorne)*
- Abb. 2.1.2:** *Implantataufnahme der Pfanne in Verbindung mit Linearführungen (siehe Pfeile), die Ausgleichsbewegungen in x-, y- und z-Richtung ermöglichten*
- Abb. 2.1.3:** *Azetabuläre Implantataufnahme von seitlich vorne mit eingebetteter Standard-Pfanne; mittels der lösbaren Schraubenverbindungen konnten verschiedene Pfannen-Positionen eingestellt werden*
- Abb. 2.1.4:** *Hüftstiel mit aufgestecktem Kugelkopf, eingebettet in die Implantataufnahme*
- Abb. 2.1.5:** *Prüfvorrichtung mit Darstellung der elektromechanischen Antriebseinheit (siehe Pfeile); untersuchte Bewegung: maximale Innen- und Außenrotation bei 90° Flexion und 0° Adduktion*
- Abb. 2.1.6:** *Luxationsprüfstand in der seitlichen Übersicht, integriert in die Universalprüfmaschine; untersuchte Bewegungen: maximale Innen- und Außenrotation bei 10° Extension/15° Adduktion (links) und bei Neutralstellung (rechts)*
- Abb. 2.2.1.1:** *Schemazeichnungen spezieller Insert-Designparameter: scharfkantiger Innenrand und tiefer liegender Drehmittelpunkt des Kopfes (links) bzw. abgerundeter Randradius und höher liegender Drehmittelpunkt (rechts)*
- Abb. 2.2.1.2:** *Standard-PE-Insert 28 mm (links) und Standard-PE-Inserts 22 mm, 28 mm, 32 mm und 36 mm (rechts)*
- Abb. 2.2.1.3:** *10° und 20° HWL-PE-Insert, beide 28 mm (links); Abbildung bzw. Skizze eines HWL-Inserts im Längsschnitt (Mitte, rechts)*
- Abb. 2.2.1.4:** *10° und 20° ERL-PE-Insert, beide 28 mm (links); Abbildung bzw. Skizze eines ERL-Inserts im Längsschnitt (Mitte, rechts)*
- Abb. 2.2.1.5:** *Schnapp-Insert, 28 mm*
- Abb. 2.2.1.6:** *Schnapp-Insert mit artikulierendem Hüftkopf*
- Abb. 2.2.1.7:** *Skizze eines Schnapp-Inserts mit Hinterschneidung der Inserteingangsebene*
- Abb. 2.2.1.8:** *Neutrales ESKA-Ceram[®]-Insert, 28 mm*
- Abb. 2.2.1.9:** *10° ERL ESKA-Ceram[®]-Insert, 28 mm*
- Abb. 2.2.1.10:** *C-Hüftpfanne (Voll-PE-Pfanne) mit PE-Antiluxationsring und Metall-Augmentierung (links); Voll-PE-Pfanne mit Augmentierung in 0°-Position während der Artikulation im Prüfstand bei 90° Flexion und 0° Adduktion des Gelenkes (rechts)*
- Abb. 2.2.1.11:** *PE-Insert neutral, 28 mm*

- Abb. 2.2.1.12:** 10° asymmetrisches PE-Insert, 28 mm
- Abb. 2.2.1.13:** Skizze eines Oblique-Inserts; Randüberhöhung und Versetzung des Kopfmittelpunktes von M_{Standard} zu M_{Oblique}
- Abb. 2.2.1.14:** 10° ERL-PE-Insert, 28 mm
- Abb. 2.2.1.15:** Standard-PE-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems im metallischen Gehäuse
- Abb. 2.2.1.16:** Skizze des Standard-PE-Inserts des T.O.P.-Hüftpfannensystems mit Darstellung der Randabschrägung und des Femoralisschutzrandes (nach [42, S. 5])
- Abb. 2.2.1.17:** T.O.P.-Antiluxations-Insert in verschiedenen Ansichten (a und b)
- Abb. 2.2.1.18:** Skizze des T.O.P.-Antiluxations-Inserts mit Darstellung der Hinterschneidung und des Femoralisschutzrandes (nach [42, S. 5])
- Abb. 2.2.1.19:** Constrained Liner mit Verschlussring (a) und als artikulierendes System mit eingerastetem Kugelkopf und Stiel (b)
- Abb. 2.2.1.20:** Skizze des Constrained Liners mit Darstellung des Verschlussringes und der weiten Umfassung des Kopfes
- Abb. 2.2.2.1:** Metallische Hüftendoprothesenköpfe verschiedener Größe (22 mm, 28 mm, 32 mm, 36 mm)
- Abb. 2.2.2.2:** 28 mm Standardkugelkopf, dem Hüftstiel aufgesteckt
- Abb. 2.2.2.3:** Keramik-Kugelkopf, 28 mm
- Abb. 2.2.2.4:** 28 mm Steckkopf mit Kragen (XL-Kopf), dem Hüftstiel aufgesteckt
- Abb. 2.2.3.1:** C-Hüftstiel SIMPLEX® mit Kragen
- Abb. 2.4.1:** Charakteristisches Drehmoment-Verdrehwinkel-Diagramm für eine Innenrotationsbewegung bei 90° Flexion und 0° Adduktion mit Kennzeichnung der Impingement-Phasen, des primären Impingements, des maximalen Subluxations- bzw. Widerstandsmomentes sowie des Luxationszeitpunktes
- Abb. 3.1:** Prüfstand bei 90° Flexion und 0° Adduktion: Anschlagen des Prothesenhalses am Pfannenrand (= primäres Impingement, siehe Pfeil) (links) und Abstützung des Halses am äußeren Pfannenrand (= sekundäres Impingement) sowie des Stielkragens am Einbettungsmaterial (= tertiäres Impingement, siehe Pfeil) (rechts)
- Abb. 3.1.1.1:** Darstellung einer linksseitigen Hüftendoprothese von ventral mit Insert-Drehung im metallischen Gehäuse aus der 0°-Position (= 12 Uhr) um 45° nach dorsal (d.h. 13³⁰ Uhr)
- Abb. 3.1.1.2:** Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Verbindung mit 90° Flexion/0° Adduktion und Pfannen-Inklination von 60°, Pfannen-Version bzw. Stieltorsion jeweils 0°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position (d.h. 12 Uhr) und 45° nach dorsal gedreht.

- Abb. 3.1.1.3:** *Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, -15° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.1.1.4:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Verbindung mit 90° Flexion/0° Adduktion und Pfannen-Inklination von 60°, Pfannen-Version bzw. Stieltorsion jeweils 0°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.1.1.5:** *Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Außenrotation in Verbindung mit 10° Extension/15° Adduktion, 60° Pfannen-Inklination, 30° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.1.2.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.1.2.2:** *Auftretendes maximales Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.1.2.3:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position.*

- Abb. 3.2.1.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.2.1.2:** *Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.2.1.3:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.2.2.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion, verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems (Fa. Link) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14*
- Abb. 3.2.2.2:** *Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion, verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems (Fa. Link) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*
- Abb. 3.2.2.3:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation (und Außenrotation) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion, verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert des T.O.P.-Hüftpfannensystems (Fa. Link) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*
- Abb. 3.2.3.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.*

- Abb. 3.2.3.2:** Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.
- Abb. 3.2.3.3:** Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.
- Abb. 3.2.3.4:** Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation und Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.
- Abb. 3.2.4.1:** Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentation kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.
- Abb. 3.2.4.2:** Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentation kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.
- Abb. 3.2.4.3:** Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentation kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.
- Abb. 3.2.4.4:** Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentation kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.
- Abb. 3.2.4.5:** Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentation kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

- Abb. 3.3.1:** *Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{\max_{\text{Sublux}}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert mit neutralem Keramik-Insert und 10° ERL-Keramik-Insert (ESKA-Ceram®) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) in Verbindung mit einem 28 mm Metall- bzw. Keramik-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts um 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.3.2:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert mit neutralem Keramik-Insert und 10° ERL-Keramik-Insert (ESKA-Ceram®) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) in Verbindung mit einem 28 mm Metall- bzw. Keramik-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts um 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.4.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (22 mm, 28 mm, 36 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*
- Abb. 3.4.2:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Inklination, 0° Pfannen-Version und 0° Stieldrehung. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position.*
- Abb. 3.4.3:** *Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{\max_{\text{Sublux}}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Inklination, 15° Retroversion der Pfanne und 0° Stieldrehung. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts um 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.4.4:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Inklination, 15° Retroversion der Pfanne und 0° Stieldrehung. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 3.4.5:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich des 28 mm Standardkugelkopfes mit dem 28 mm XL-Steckkopf kombiniert mit neutralem PE-Insert (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*

- Abb. 3.4.6:** *Auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich des 28 mm Standardkugelkopfes mit dem 28 mm XL-Steckkopf kombiniert mit neutralem PE-Insert (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*
- Abb. 3.4.7:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 60° Pfannen-Inklination, 0° Pfannen-Version und 0° Stieldrehung. Vergleich des 28 mm Standardkugelkopfes mit dem 28 mm XL-Steckkopf kombiniert mit neutralem PE-Insert (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*
- Abb. 3.4.8:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei 60° Inklination, 30° Anteversion der Pfanne und 0° Stieldrehung. Vergleich verschiedener Kopfdurchmesser (28 mm und 32 mm) kombiniert mit neutralen PE-Inserts, 10° HWL-PE-Inserts und 10° ERL-PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Abb. 4.1:** *Revisionspfanne mit Randdeformierungen und vermehrtem Abrieb des Polyethylen-Inserts aufgrund eines repetitierenden Impingements*
- Abb. 4.2:** *Revisionspfanne mit halb-zirkulären Randabplatzungen (siehe Pfeile) des keramischen Inserts*

8 Tabellenverzeichnis

- Tab. 1.3.1:** *Einfluss spezieller Implantat-Designparameter sowie der Implantat-Position auf das maximale Widerstandsmoment (WM_{max}) und die Range of Motion bis zur Luxation (ROM_{Lux}) des künstlichen Hüftgelenkes (modifiziert nach [62, S. 557, Tab. 1])*
- Tab. 2.1.1:** *Kraft-Komponenten F_x , F_y und F_z der resultierenden Hüftgelenkkraft F_R in den verschiedenen Gelenkstellungen*
- Tab. 3.1.1.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Verbindung mit 90° Flexion/0° Adduktion und Pfannen-Inklination von 60°. Verschiedene Versions-Positionen der Pfanne (AV) kombiniert mit 0°-Stieldrehung, verschiedene Stieldrehungen (AT) kombiniert mit 0° Ante- bzw. Retroversion der Pfanne. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.*
- Tab. 3.1.1.2:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in 90° Flexion/0° Adduktion in Kombination mit 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 45°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Tab. 3.1.1.3:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts 45° nach dorsal gedreht.*
- Tab. 3.2.1.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Tab. 3.2.2.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion, 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert der Fa. Link (T.O.P.-Hüftpfannensystem) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*

- Tab. 3.3.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°. Vergleich von neutralem PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert mit neutralem Keramik-Insert und 10° ERL-Keramik-Insert (ESKA-Ceram®) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) in Verbindung mit einem 28 mm Metall- bzw. Keramik-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.*
- Tab. 3.4.1:** *Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und 60° Inklination. Vergleich von 22 mm, 28 mm und 36 mm Metallkugelköpfen in Artikulation mit neutralen PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) kombiniert mit dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.*

9 Danksagung

Diese Arbeit entstand an der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München.

Meinen Dank möchte ich aussprechen

- Herrn Prof. Dr. med. W. Mittelmeier für die Überlassung des interessanten Themas, die stets freundliche Unterstützung und den fachlichen Rat bei der Durchführung der Arbeit.
- Herrn Prof. Dr. med. R. Gradinger für die Möglichkeit, die Arbeit im Biomechanik-Labor der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie durchzuführen.
- Herrn Dr. med. Dipl.-Ing. R. Bader für die tatkräftige, hervorragende Betreuung und jederzeit produktive Zusammenarbeit, die wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat.
- Herrn Dr.-Ing. E. Steinhauser und den Mitarbeitern der Biomechanik-Abteilung für die freundschaftliche Zusammenarbeit im Labor.
- Herrn Dr. med. R. Scholz der Klinik und Poliklinik für Orthopädie der Universität Leipzig für die rege Unterstützung bei der Versuchsdurchführung.
- Frau Dipl.-Math. R. Busch für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse der Arbeit.
- den Firmen ESKA-Implants, AESCULAP, Link, Zimmer und CeramTec für die Bereitstellung der zahlreichen Implantate und Fachinformationen.

10 Anhang

Tab. 1A: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° bzw. 20° HWL-PE-Insert und 10° bzw. 20° ERL-PE-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position.

		PE neutral	10° HWL-PE	10° ERL-PE	20° HWL-PE	20° ERL-PE
ROM_{Imp} [°]	IR	67,3 ± 0,1	52,3 ± 0,4	70,5 ± 0,4	42,4 ± 0,5	69,3 ± 0,5
	AR	69,7 ± 0,2	60,3 ± 0,4	69,7 ± 0,1	46,3 ± 1,2	70,5 ± 0,1
WM_{max} [Nm]	IR	4,0 ± 0,0	4,6 ± 0,0	4,0 ± 0,0	6,2 ± 0,3	4,3 ± 0,1
	AR	4,2 ± 0,0	4,8 ± 0,1	4,2 ± 0,1	6,5 ± 0,2	4,3 ± 0,1
ROM_{Lux} [°]	IR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0

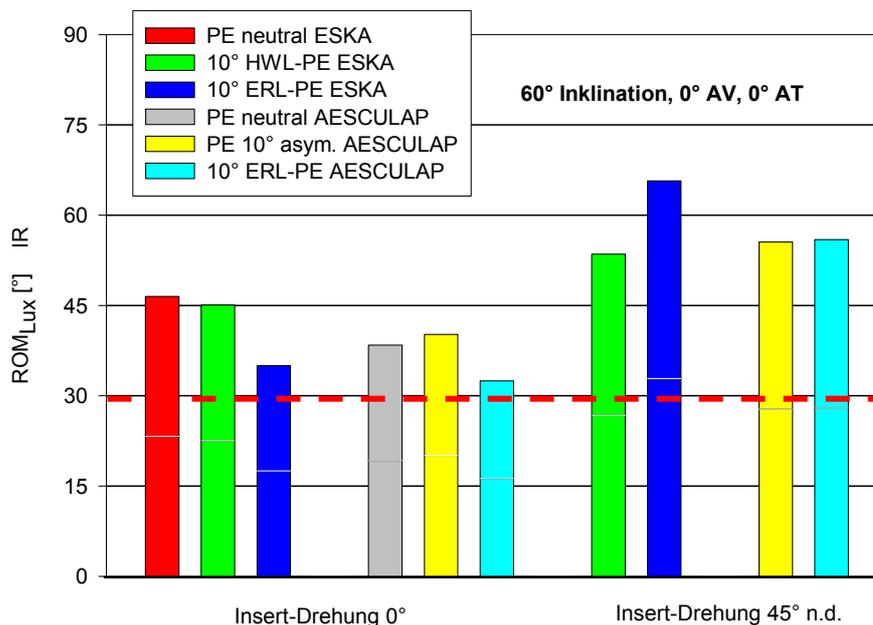


Abb. 1A: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

Tab. 2A: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° HWL-PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. ESKA (Metallsockel CL) mit dem neutralen PE-Insert, 10° asymmetrischen PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert der Fa. AESCULAP (Plasmacup® SC) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position.

		ESKA			AESCULAP		
		PE neutral	10° HWL-PE	10° ERL-PE	PE neutral	PE 10°asym.	10° ERL-PE
ROM_{Imp} [°]	IR	67,3 ± 0,1	52,3 ± 0,4	70,5 ± 0,4	66,2 ± 0,3	75,1 ± 0,0	65,0 ± 0,2
	AR	69,7 ± 0,2	60,3 ± 0,4	69,7 ± 0,1	72,3 ± 0,7	79,8 ± 0,5	66,6 ± 0,8
WM_{max} [Nm]	IR	4,0 ± 0,0	4,6 ± 0,0	4,0 ± 0,0	3,9 ± 0,1	3,5 ± 0,2	5,3 ± 0,3
	AR	4,2 ± 0,0	4,8 ± 0,1	4,2 ± 0,1	3,1 ± 0,0	3,5 ± 0,1	5,7 ± 0,4
ROM_{Lux} [°]	IR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0

Tab. 3A: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion in Kombination mit 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA) für den Metallsockel CL kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrisches ERL-Insert in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° ERL-PE		Schnapp-Insert
			0° n.d.	45° n.d.	
ROM_{Imp} [°]	IR	67,3 ± 0,1	70,5 ± 0,4	69,6 ± 0,5	50,5 ± 0,5
	AR	69,7 ± 0,2	69,7 ± 0,1	59,9 ± 0,1	51,8 ± 2,1
WM_{max} [Nm]	IR	4,0 ± 0,0	4,0 ± 0,0	4,2 ± 0,2	6,5 ± 0,2
	AR	4,2 ± 0,0	4,2 ± 0,1	4,4 ± 0,1	7,2 ± 0,2
ROM_{Lux} [°]	IR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0

Tab. 4A: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 45° bzw. 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert und Schnapp-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) mit dem Standard-Insert und dem Antiluxations-Insert der Fa. Link (T.O.P.-Hüftpfannensystem) kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

		T.O.P. standard		T.O.P. antilux		PE neutral		Schnapp-Insert	
		45°	60°	45°	60°	45°	60°	45°	60°
ROM_{Imp} [°]	IR	82,4 ± 0,1	67,9 ± 0,8	77,2 ± 0,4	67,4 ± 1,0	77,6 ± 0,3	67,3 ± 0,1	56,5 ± 0,8	50,5 ± 0,5
	AR	78,3 ± 1,4	67,1 ± 0,9	62,2 ± 1,1	51,5 ± 0,5	82,7 ± 0,6	69,7 ± 0,2	57,7 ± 0,8	51,8 ± 2,1
WM_{max} [Nm]	IR	3,5 ± 0,0	3,4 ± 0,2	4,7 ± 0,1	5,4 ± 0,3	4,6 ± 0,1	4,0 ± 0,0	6,9 ± 0,1	6,5 ± 0,2
	AR	6,1 ± 0,2	5,4 ± 0,1	5,2 ± 0,0	5,8 ± 0,3	4,7 ± 0,2	4,2 ± 0,0	7,1 ± 0,1	7,2 ± 0,2
ROM_{Lux} [°]	IR	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0
	AR	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0	>90,0

Tab. 5A: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Außenrotation in Kombination mit 10° Extension/15° Adduktion bei verschiedenen Pfannen-Versionen, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° ERL-PE		10° HWL-PE		Constr. Liner
			0° n.d.	45° n.d.	0° n.d.	45° n.d.	
WM_{max} [Nm]	AV - 15°	3,0 ± 0,1	3,2 ± 0,0	3,6 ± 0,1	3,8 ± 0,0	4,6 ± 0,2	16,0 ± 0,3
	AV 0°	2,7 ± 0,1	3,0 ± 0,1	3,3 ± 0,0	3,7 ± 0,2	4,4 ± 0,1	16,1 ± 0,3
	AV + 30°	2,5 ± 0,0	2,9 ± 0,2	2,7 ± 0,1	2,9 ± 0,1	3,6 ± 0,0	18,4 ± 1,6
ROM_{Lux} [°]	AV - 15°	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	82,9 ± 0,2
	AV 0°	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	66,7 ± 0,1
	AV + 30°	72,2 ± 0,3	82,4 ± 1,0	75,3 ± 0,3	>90,0	81,8 ± 1,6	42,8 ± 1,4

Tab. 6A: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert, 10° ERL-PE-Insert und 10° HWL-PE-Insert (Fa. ESKA, Metallsockel CL) und Trilogy® Constrained Liner (Fa. Zimmer) kombiniert mit einem 32 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° ERL-PE		10° HWL-PE		Constr. Liner
			0° n.d.	45° n.d.	0° n.d.	45° n.d.	
ROM_{Imp} [°]	IR	73,8 ± 0,8	71,0 ± 0,7	71,2 ± 0,3	60,5 ± 0,3	65,0 ± 0,5	57,0 ± 0,2
	AR	71,2 ± 0,2	73,4 ± 0,1	69,3 ± 0,0	62,7 ± 0,1	56,9 ± 0,1	57,8 ± 0,2
WM_{max} [Nm]	IR	4,4 ± 0,2	4,4 ± 0,0	4,4 ± 0,1	4,8 ± 0,0	4,2 ± 0,1	19,0 ± 0,8
	AR	4,2 ± 0,1	4,3 ± 0,1	4,2 ± 0,0	4,6 ± 0,0	6,3 ± 0,0	20,2 ± 0,7
ROM_{Lux} [°]	IR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	80,1 ± 0,5
	AR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	82,1 ± 0,4

Tab. 7A: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Stieldrehungen, 0° Pfannen-Version und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich der C-Hüftpfanne (Voll-PE, Fa. ESKA) ohne und mit Augmentation kombiniert mit einem 28 mm Metall-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Die Augmentierung in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

		Voll-PE neutral	Voll-PE augmentiert	
			0° n.d.	45° n.d.
ROM_{Imp} [°]	AT - 30°	-19,0 ± 1,4	-62,1 ± 0,8	-20,0 ± 1,7
	AT 0°	7,5 ± 0,2	-35,4 ± 3,4	12,6 ± 1,6
	AT + 30°	36,3 ± 1,1	-4,5 ± 2,6	37,6 ± 0,6
WM_{max} [Nm]	AT - 30°	1,3 ± 0,0	2,6 ± 0,1	4,4 ± 0,4
	AT 0°	1,3 ± 0,1	3,3 ± 0,1	3,9 ± 0,1
	AT + 30°	1,2 ± 0,1	2,9 ± 0,1	4,0 ± 0,1
ROM_{Lux} [°]	AT - 30°	8,3 ± 0,5	19,6 ± 0,5	> 90,0
	AT 0°	34,9 ± 0,4	48,2 ± 0,0	> 90,0
	AT + 30°	62,3 ± 0,6	77,2 ± 0,4	> 90,0

Tab. 8A: Maximaler Bewegungsumfang bis zum Impingement (ROM_{Imp}) bzw. bis zur Luxation (ROM_{Lux}) und auftretendes Widerstandsmoment bei Subluxation ($WM_{max_{Sublux}}$) für Innenrotation (IR) und Außenrotation (AR) in Kombination mit 0° Flexion/Extension und 0° Abduktion/Adduktion bei 0° Pfannen-Version, 0° Stieldrehung und Pfannen-Inklination von 60°.

Vergleich von neutralem PE-Insert und 10° ERL-PE-Insert mit neutralem Keramik-Insert und 10° ERL-Keramik-Insert (ESKA-Ceram®) (Metallsockel CL, Fa. ESKA) in Verbindung mit einem 28 mm Metall- bzw. Keramik-Kopf und dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14. Asymmetrische Inserts in 0°-Position und 45° nach dorsal gedreht.

		PE neutral	10° ERL-PE		Keramik neutral	10° ERL-Keramik	
			0° n.d.	45° n.d.		0° n.d.	45° n.d.
ROM_{Imp} [°]	IR	67,3 ± 0,1	70,5 ± 0,4	69,6 ± 0,5	68,6 ± 0,0	69,9 ± 0,2	70,3 ± 0,3
	AR	69,7 ± 0,2	69,7 ± 0,1	59,9 ± 0,1	73,9 ± 0,1	70,2 ± 0,4	67,0 ± 0,1
WM_{max} [Nm]	IR	4,0 ± 0,0	4,0 ± 0,2	4,2 ± 0,2	2,7 ± 0,1	2,6 ± 0,1	2,7 ± 0,0
	AR	4,2 ± 0,0	4,2 ± 0,1	4,4 ± 0,1	2,8 ± 0,0	2,7 ± 0,0	2,9 ± 0,0
ROM_{Lux} [°]	IR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0
	AR	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0	> 90,0

Tab. 9A: Maximaler Bewegungsumfang bis zur Luxation (ROM_{Lux}) für Innenrotation in Kombination mit 90° Flexion/0° Adduktion bei verschiedenen Inklinationswinkeln, 0° Pfannen-Version und 0° Stieltorsion.

Vergleich von 22 mm, 28 mm und 36 mm Metallkugelhöfen in Artikulation mit neutralen PE-Inserts (Metallsockel CL, Fa. ESKA) kombiniert mit dem C-Hüftstiel SIMPLEX®, Konus 12/14.

	ROM_{Lux}		
	30° Inklination	45° Inklination	60° Inklination
Ø 22	17,9° ± 0,7°	24,6° ± 0,1°	21,9° ± 1,2°
Ø 28	30,9° ± 0,2°	44,8° ± 0,3°	46,5° ± 0,5°
Ø 36	30,1° ± 1,2°	40,3° ± 0,2°	48,5° ± 1,2°

