

Aus dem CharitéCentrum für Muskuloskeletale Chirurgie
Klinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Ärztlicher Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Ulrich Stöckle

Habilitationsschrift

Biomechanische Aspekte des spinopelvinen Komplexes und dessen Implikationen für die Hüftendoprothetik

Zur Erlangung der Lehrbefähigung für das Fach
Experimentelle Orthopädie und Unfallchirurgie

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité-Universitätsmedizin Berlin

von

Dr. med. Henryk Paul Hans Haffer
geboren in Bad Nauheim

Eingereicht: Oktober 2023

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Spranger

1. Gutachter/in:

2. Gutachter/in:

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung.....	1
1.1 Endoprothetik des Hüftgelenkes	1
1.2 Revisionsgründe nach primärem Hüftgelenkersatz	2
1.3 Analyse von Versagensmechanismen und Strategien zur Prävention.....	3
1.3.1 Spinopelvine Interaktion und spinale Balance	5
1.3.2 Implantatpositionierung unter dem Aspekt der spinopelvinen Interaktion	7
1.3.3 Physische Aktivitäten nach dem Gelenkersatz.....	9
1.3.4 In-vivo-Implantatbelastungen	10
1.4 Ziele der Arbeit und wissenschaftliche Fragestellungen	12
2 Ergebnisse.....	15
2.1 Spinopelvine Interaktion in der Hüftendoprothetik	15
2.1.1 Einfluss des Hüftgelenkersatzes auf die spinopelvine Interaktion und Prädiktion der postoperativen pelvinen Mobilität (Arbeit 1).....	15
2.1.2 Spinopelvine Mobilität und azetabuläre Implantatausrichtung (Arbeit 2).....	28
2.2 Bedeutung der Wirbelsäule für den spinopelvinen Komplex.....	40
2.2.1 Anatomische Variationen der Wirbelsäule und deren Einfluss auf die konstanten spinopelvinen Parameter (Arbeit 3)	40
2.2.2 Einfluss der lumbalen spinalen Muskulatur auf den spinopelvinen Komplex und das Wirbelsäulenalignment (Arbeit 4)	53
2.3 Implantatbelastung in der Hüftendoprothetik.....	65
2.3.1 In-vivo-Belastungen bei Aerobic- und Gymnastikübungen (Arbeit 5).....	65
2.3.2 In-vivo-Belastungen beim Gerätetraining (Arbeit 6).....	77
3 Diskussion	88
3.1 Optimierung der funktionellen Implantatpositionierung im Kontext der spinopelvinen Interaktion	88
3.1.1 Spinopelvine Mobilität.....	88
3.1.2 Präoperatives Screening.....	90

3.1.3	Bedeutung der Wirbelsäule für den spinopelvinen Komplex.....	93
3.1.4	Spinopelvine Klassifikation und Implikationen für die Hüftendoprothetik	95
3.2	Optimierung der Implantatbelastung unter dem Aspekt der aktivitätenspezifischen In-vivo-Analyse	98
4	Zusammenfassung und Ausblick	103
5	Literaturangaben.....	107
	Danksagung.....	115
	Erklärung	116

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
a. p.	anterior-posteriore Projektion
APP	Anterior Pelvic Plane (Anteriore Beckenebene)
APPT	Anterior Pelvic Plane Tilt (Beckenkipfung der anterioren Beckenebene)
AUC	Area-under-the-Curve (Fläche unter der Kurve)
CSA	Cross-Sectional Area (Querschnittsfläche)
CT	Computertomographie
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
FAT	Area of Intramuscular Fat (Fläche des intramuskulären Fettes)
fCSA	functional Cross-Sectional Area (funktionelle Querschnittsfläche)
FI	Fat Infiltration (Verhältnis von intramuskulärem Fett und Querschnittsfläche)
Hüft-TEP	Hüfttotalendoprothese
HXLPE	Highly cross-linked polyethylene (hochvernetztes Polyethylen)
Ke-Ke	Keramik-Keramik-Gleitpaarung
LL	Lumbar Lordosis (Lumbale Lordose)
LSTV	Lumbosacral Transitional Vertebrae (Lumbosakrale Übergangswirbel)
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomographie
NJR	National Joint Registry (Endoprothesenregister von England, Wales, Nordirland, Isle of Man und Guernsey)
Pe-Ke	Polyethylen-Keramik-Gleitpaarung
PFA	Pelvic Femoral Angle (Becken-Femur-Winkel)
PI	Pelvic Incidence (Pelvine Inzidenz)
PI-LL	Pelvic Incidence minus Lumbar Lordosis mismatch (Differenz von Pelviner Inzidenz und Lumbaler Lordose)
PPM	posterior paraspinal musculature (posteriore paraspinale Muskulatur)
PR	Pelvic Radius (sagittaler Beckendurchmesser)
PROMs	Patient-Reported Outcome Measures (Patienten-berichtete Ergebnismessgrößen)
PT	Pelvic Tilt (Beckenkipfung)
ROC	Receiver Operating Characteristic (Isosensitivitätskurve)
SS	Sacral Slope (sakrale Neigung)
STA	Sacral Table Angle (sakraler Deckplattenwinkel)
SVA	Sagittal Vertical Axis (sagittale vertikale Achse)
UHMWPE	Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (konventionelles Polyethylen)

1 Einleitung

1.1 Endoprothetik des Hüftgelenkes

Muskuloskeletale Erkrankungen sind weltweit für einen erheblichen Verlust an Lebensqualität verantwortlich und schränken dadurch die Lebensjahre ohne Behinderung oder Erkrankung der Bevölkerung massiv ein (1). Insbesondere degenerative Gelenkerkrankungen wie die Knie- und Hüftgelenksarthrose stehen einem beschwerdefreien Leben auch im hohen Alter entgegen (2). Der demographische Wandel führt in Deutschland laut Berechnungen des Statistischen Bundesamtes zu einer erheblichen Zunahme des Anteils von Menschen im höheren Lebensalter. Bereits im Jahr 2035 werden in Deutschland über 20 Millionen Menschen über 67 Jahre alt sein (3). Dies verdeutlicht die enormen Herausforderungen, die mit der Behandlung von degenerativen Erkrankungen für die Gesellschaft und das Gesundheitssystem bei proportional zur Bevölkerungsentwicklung steigendem Behandlungsbedarf verbunden sind. Bereits heutzutage ist der Hüftgelenkersatz mit mehr als 227.000 Eingriffen jährlich eine der am häufigsten durchgeführten Operationen in Deutschland und eine Zunahme der Eingriffszahlen wird prognostiziert (4-7).

Das intellektuelle Fundament des alloplastischen Gelenkersatzes wurde vom Berliner Chirurgen Theodor Billroth gelegt und 1890 vorgestellt (8). Er war seiner Zeit voraus, dennoch misslangen seine Versuche aufgrund nicht beherrschbarer Infektionen und Materialversagens. Erst die Verbesserung des Knochenzementes zur stabilen Verankerung und die Entwicklung der *low-friction arthroplasty* unter Verwendung von Polyethylen durch Sir John Charnley in den 1960er Jahren verhalfen der Endoprothetik zur klinisch breiten Anwendung (9). Wegweisende und kontinuierliche Entwicklungen im Bereich des Implantatdesigns, in der Materialforschung und von minimal-invasiven Operationstechniken haben zu den heutigen langen Standzeiten von über 20 Jahren und hoher Patient:innenzufriedenheit geführt (10). Daher gilt die Hüftendoprothetik als kosteneffiziente Intervention, welche die Lebensqualität der Patient:innen entscheidend verbessern kann. Diese exzellenten Ergebnisse des Hüftgelenkersatzes spiegeln sich in dem schon häufig bemühten Titel einer Publikation „Operation des Jahrhunderts“ wider (11).

Die steigende Zahl an Primärimplantationen ist nicht nur auf den demographischen Wandel, sondern auch auf den in den letzten Jahren zu beobachtenden Trend zur endoprothetischen Versorgung bei jüngeren Patient:innen zurückzuführen (12). Die Gründe für diese Entwicklung sind noch nicht vollumfänglich verstanden. Es wird jedoch vermutet, dass aufgrund der hohen Patient:innenzufriedenheit eine nachfrageinduzierte Ausweitung der Indikationsstellung eine Rolle spielen kann (13). Dieser Befund wird unterstützt durch erhebliche Unterschiede der Implantationsraten im internationalen Vergleich, welche nicht auf unterschiedliche Inzidenzen der Arthrose zurückzuführen sind (14). Es wird prognostiziert, dass zeitnah die Hälfte Patient:innen für Hüft-Totalendoprothesen (Hüft-TEP) zum Zeitpunkt der Primärimplantation jünger als 65 Jahre alt sein werden (6). Dieses Kollektiv hat ein höheres Aktivitätsniveau und damit

verbunden höhere Belastungen, welche im Verdacht stehen, zu erhöhtem Abrieb zu führen (15-17). Das Lebenszeitrisko einer Revisionsoperation ist für Hüft-TEP-Patient:innen unter 60 Jahren mit bis zu 30 % bedeutend größer als für Patient:innen über 70 Jahren mit einem Lebenszeitrisko von 5 % (18, 19).

Aufgrund der hohen Zahl an Implantationen sind auch die Komplikationen eine Herausforderung. Lockerungen, Instabilitäten, periprothetische Infektionen sowie Frakturen sind führende Ursachen für die Verminderung der Standzeit und mit einer Einschränkung der Lebensqualität verbunden (20-22). Dies unterstreicht die Notwendigkeit der Prävention von mit Hüft-TEP assoziierten Komplikationen. Grundlage hierfür ist die detaillierte Analyse der Revisionsgründe und Versagensmechanismen (Kapitel 1.2 und 1.3).

1.2 Revisionsgründe nach primärem Hüftgelenkersatz

Die Betrachtung der Endoprothesenregister von Deutschland, Schweden, Australien und von Teilen Großbritanniens zeigt, dass aseptische Lockerungen und Dislokationen/Instabilitäten zu den häufigsten Revisionsgründen zählen (Tabelle 1). Im australischen Register ist die Dislokation/Instabilität sogar der häufigste Revisionsgrund. Neben der hohen quantitativen Bedeutung ist die Instabilität besonders relevant, da diese durch präventive Ansätze potenziell vermieden werden kann. In den ersten zwei Jahren nach Primärimplantation sind Instabilitäten, Infektionen und periprothetische Frakturen die Hauptgründe für Revisionsoperationen (23). Im dritten Jahr nach Primärimplantation machen aseptische Lockerungen bereits den größten Anteil an allen Revisionen aus (23).

Revisionsgrund	EPRD (2021) (24)	Schwedisches Register (2019) (23)	Australisches Register (2021) (25)	NJR (2021) (26)
Lockerung/Osteolyse	24,7 %	43,6 %	21,1 %	24,5 %
Dislokation/Instabilität	13,0 %	11,7 %	22,5 %	17,4 %
Infektion	15,8 %	18,3 %	22,3 %	15,1 %
Periprothetische Fraktur	13,4 %	15,5 %	21,5 %	15,2 %
Weitere Gründe	33,1 %	10,9 %	12,6 %	27,9 %

Tabelle 1. Auswahl der häufigsten Revisionsgründe von primären Hüfttotalendoprothesen im Vergleich von ausgewählten Endoprothesenregistern. Die Jahreszahlen beziehen sich jeweils auf den jährlichen Bericht der Register, wobei alle bis auf Schweden sich auf das jeweils vorangegangene Jahr beziehen. Schweden bezieht sich in seinem Jahresbericht 2019 auf das Kalenderjahr 2019. EPRD = Endoprothesenregister Deutschland. NJR = National Joint Registry (Daten aus England, Wales, Nordirland, Isle of Man und Guernsey)

Die Häufigkeit der Versagensgründe Instabilität und aseptische Lockerung sowie die damit verbundene Morbidität und sozioökonomische Belastung weist auf den Bedarf an neuen Forschungsansätzen hin (27, 28).

1.3 Analyse von Versagensmechanismen und Strategien zur Prävention

Sowohl aseptische Lockerungen als auch Protheseninstabilitäten sind von multiplen Faktoren beeinflusst, welche zum kurz- als auch langfristigen Fehlschlagen der Endoprothese beitragen können. Die verschiedenartigen Einflussfaktoren unterstreichen die Notwendigkeit des Verständnisses der Ätiologie zur Prävention des Versagens, limitieren aber auch die Erarbeitung von simplen Lösungsstrategien.

Die Gründe für aseptische Lockerungen sind vielfältig (29). Folglich sind auch die Theorien zu deren Entstehung divers und umfassen unter anderem „*Micromotion*“, die „Partikelkrankheit“ (Polyethylen-, Keramik-, Zement- und Metall-Abrieb) und „*Stress Shielding*“. „*Micromotion*“ kann nach der Implantation zu einer mangelnden Osteointegration der Implantatkomponenten beitragen, wohingegen die Pathobiomechanismen „Partikelkrankheit“ und „*Stress Shielding*“ im zeitlichen Verlauf zu einem relevanten Knochen-substanzverlust führen können (30-35).

Abriebpartikel können Reaktionen des Immunsystems initiieren, welche in Osteolysen resultieren (36, 37). Abrieb als eine der entscheidenden Komponenten der osteolysebedingten aseptischen Lockerung ist abhängig von der verwendeten Gleitpaarung (38). In der primären Endoprothetik in Deutschland werden am häufigsten Gleitpaarungen mit hochvernetzten Polyethyleninlays (HXLPE) und Keramikkopfkomponenten implantiert (24). Die kontinuierliche Verbesserung der verwendeten Komponenten, von initial verwendetem Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) über HXLPE der ersten Generation bis zum Zusatz von Antioxidantien wie Vitamin E in HXLPE-Inlays der zweiten Generation führte zu signifikant geringeren Abriebraten (38-42). Für die zweite Generation muss sich noch zeigen, ob dies auch zu längeren Standzeiten führt. Die Gleitpaarung mit den besten tribologischen Eigenschaften, den geringsten Abriebraten und biologisch weniger aktiven Abriebpartikeln ist Keramik-Keramik (Ke-Ke) (43-45). Spezifische klinische Nachteile (Implantatbruch und Geräuschphänomene) sowie höhere Implantatkosten haben die breitere Verwendung bisher erschwert (44). Die Abriebrate ist aber nicht nur von den verwendeten Materialien abhängig, sondern auch von der mechanischen Belastung des Implantates (46, 47). Die Belastung ist wiederum beeinflusst durch die Implantatposition und die einwirkenden Kräfte (48-50). Es muss Ziel sein, die Abriebrate durch geeignete Gleitpaarungen, eine biomechanisch optimale Komponentenpositionierung und eine adäquate postoperative Belastung möglichst zu minimieren. Da die Materialforschung die Gleitpaarungen (PE-Ke und Ke-Ke) in Bezug auf die Abriebraten enorm optimiert hat, sind insbesondere die letzten beiden Faktoren mögliche Ansatzpunkte zur Reduktion der aseptischen Lockerungen. Die Implantatpositionierung ist wiederum von mehreren Faktoren abhängig. Einer dieser Faktoren ist der Einfluss des spinopelvinen Komplexes (Kapitel 1.3.1). Die Implantatbelastung ist nicht nur einer der modifizierbaren Risikofaktoren, sondern erfährt als eine häufig gestellte Frage von Patient:innen zum Einfluss von sportlichen Aktivitäten auf den Gelenkersatz besondere Relevanz. Folglich sollte ein wissenschaftlicher Schwerpunkt auf der Untersuchung der aktivitätenspezifischen Implantatbelastung liegen (Kapitel 1.3.3).

Den Registerdaten folgend, ist der zweite häufige Revisionsgrund die Instabilität. Diese ist ebenso multifaktoriell bedingt und u. a. von operationsspezifischen (Zugangsweg, Implantatposition, Rekonstruktion der Gelenkgeometrie, Beinlänge, Weichteilspannung, Erfahrung des Operateurs, Impingement), patient:innenspezifischen (höheres Lebensalter, pelvitrochantäre Insuffizienz, neurologische Vorerkrankung, Adipositas, Compliance, spinopelvine Mobilität, spinale Fusion) und implantatspezifischen (Kopfgröße, Kopplungsgrad, Materialqualität) Faktoren abhängig (51-58). Hier wird ersichtlich, dass die Versagensmechanismen Instabilität und Lockerung gemeinsame Einflussfaktoren wie die optimale biomechanische Komponentenpositionierung und Impingementmechanismen teilen.

Wenn man die Vielzahl der Einflussfaktoren betrachtet, steht an erster Stelle die Prävention mittels sorgfältiger Patient:innenselektion und Indikationsstellung. Die optimale präoperative Planung unter Berücksichtigung der individuellen biomechanisch-anatomischen Gegebenheiten ist ein Schlüsselfaktor der Implantatpositionierung und damit für den langfristigen Erfolg der Endoprothese. Konkret bedeutet dies, dass bei Patient:innen mit z. B. Gangunsicherheit bei Morbus Parkinson eine Erhöhung des Kopplungsgrades zur Minimierung des Instabilitätsrisikos erwogen werden kann. Gleichzeitig kann der verbesserte Luxationsschutz zu einer Erhöhung der einwirkenden Kräfte und damit zur vorzeitigen Lockerung führen. Hieran zeigt sich die reziproke Wechselwirkung der Versagensmechanismen Instabilität und aseptische Lockerung und die Limitation der Prävention.

Die bedeutende Rolle der Implantatpositionierung in der Vermeidung des Prothesenversagens illustriert beispielsweise eine azetabuläre Komponente mit übermäßiger Inklination. Dies kann sowohl zur kranialen Dislokation (Frühkomplikation) als auch zu einer erhöhten Abriebrate führen (59). Die Überlegungen zur Implantatpositionierung sind aber nicht nur auf die azetabuläre Komponente begrenzt, sondern inkludieren beispielsweise auch eine übermäßige Ante- oder Retroversion der femoralen Komponente, welche zu Impingement und daraus folgend zu Instabilität und Lockerung beitragen kann.

Die azetabuläre Implantatpositionierung ist seit mehreren Jahrzehnten durch statische Zielbereiche geprägt worden (60). Neuere Studien haben die allgemeingültige Anwendung des „safe-zone“-Konzepts in Frage gestellt und diskutieren eine individualisierte Komponentenpositionierung (60-62). Anknüpfend an die Überlegungen zur Individualisierung zeigen erste Arbeiten, dass die funktionelle spinopelvine Interaktion relevant für die Implantatpositionierung sein kann, und rückt folgerichtig als modifizierbarer Einflussfaktor zunehmend in den Fokus (63, 64). Damit die Individualisierungstendenzen zu einer nachhaltigen Verbesserung für die Patient:innen führen, ist ein tiefgehendes Verständnis des spinopelvinen Komplexes und des Wirbelsäulenalignments essenziell und wird im folgenden Kapitel 1.3.1 dargelegt.

1.3.1 Spinopelvine Interaktion und spinale Balance

Wirbelsäule, Becken und Hüftgelenke stehen in engen Wechselbeziehungen zueinander. Das physiologische Zusammenspiel der anatomischen Regionen ermöglicht den aufrechten Stand, die bipedale Lokomotion und Bewegungen des Alltags wie die Veränderung vom Stehen zum Sitzen (65, 66). Diese auf den ersten Blick simplen biomechanischen Zusammenhänge beruhen auf den Erkenntnissen von jahrzehntelanger Forschung.

In den 1980er Jahren wurde in der Wirbelsäulenforschung das Konzept des sagittalen Wirbelsäulenprofils entworfen (67-71). Eines der etabliertesten Modelle zur Beschreibung des sagittalen Wirbelsäulenprofils wurde von Roussouly entwickelt (72). Es werden anhand des Sacral Slope (SS), der Pelvic Incidence (PI) und der lumbalen Lordose (LL) fünf Typen des sagittalen Wirbelsäulenprofils definiert (73). Dubouset gilt als der Entwickler des Konzepts der optimalen Balance und hat den Begriff *cone of economy* geprägt (74). Die sagittale Balance beschreibt das Ziel eines ausgeglichenen und zentrierten Körperschwerpunktes im Stehen. Die Aufrechterhaltung der sagittalen Balance beruht auf funktionellen Interaktionen von Wirbelsäule, Becken und der unteren Extremität (66, 75, 76). Die besondere Bedeutung des Beckens als Fundament der Form und Funktion der Wirbelsäule wurde zunehmend herausgearbeitet (77, 78). Das besondere Verhältnis von Becken und Wirbelsäule spiegelt sich auch in dem von Dubouset geprägten Begriff „des Beckens als erstem Wirbelkörper (pelvic vertebra)“ wider (66, 79). Die PI (mit sehr breiter individueller Streuung von 33° bis 85°) wird als lageunabhängige individuelle Konstante beschrieben, wobei neuere Untersuchungen dieses Dogma infrage stellen (77, 80-82). Die PI bestimmt die relative Position der sakralen Endplatte im Verhältnis zum Hüftkopfbereich (83). Die PI ist über die Gleichung $PI = SS + \text{Pelvic Tilt (PT)}$ mit der funktionellen Beckenkipfung verbunden (77, 78). Da die PI als Konstante angesehen wird und die Summe der lageabhängigen SS und PT bildet, stehen Letztere in inverser Beziehung zueinander (83). Eine geringe PI limitiert aufgrund anatomischer Gegebenheiten die Fähigkeit zur posterioren Beckenkipfung und bestimmt daher die Möglichkeit zur pelvinen Kompensation einer spinalen Imbalance (83). Eine posteriore Beckenkipfung führt zu einer Erhöhung des PT und einer Verringerung des SS und einer inversen Entwicklung der Parameter bei anteriorer Beckenkipfung. Eine maximale posteriore Beckenkipfung ist bei horizontaler sakraler Endplatte erreicht. Die PI determiniert aber auch das sagittale spinale Profil: Eine größere PI geht mit einer größeren LL einher (77, 80). Das sagittale spinale Alignment kann durch verschiedene Parameter beschrieben werden. Zwei der bekanntesten Parameter sind das sagittale C7-S1-Lot (englisch: *sagittal vertical axis, SVA*) und die Differenz von PI und LL (englisch: *PI-LL mismatch, PI-LL*) (66). SVA und PI-LL korrelieren mit der gesundheitsbezogenen Lebensqualität und dem von Patient:innen berichteten Ergebnis (englisch: *patient-reported outcome*) (84, 85). Es lässt sich festhalten, dass die pelvine Anatomie das Wirbelsäulenalignment beeinflusst und umgekehrt die sagittale Balance der Wirbelsäule auch über die Beckenkipfung reguliert wird (78, 80, 86).

Da die Beckenkipfung die acetabuläre Orientierung und damit die Anteversion und Inklination beeinflusst, sind spinopelvine Interaktionen in den Fokus der Hüftendoprothetik gerückt (87). Aufgrund der Variation der Beckenposition bei Bewegung wurde diskutiert, dass eine Evaluation von funktionellen Positionen notwendig sein könnte (88). In der Folge richtete sich vermehrte Aufmerksamkeit auf die Veränderung der Beckenstellung vom Stehen zum Sitzen (89, 90). Es ist versucht worden, die Differenz (Δ) der Beckenkipfung zwischen Stehen und Sitzen zu klassifizieren. Da dies noch ein sehr junges Forschungsfeld ist, gibt es noch keinen abschließenden Konsens über Nomenklatur und Grenzwerte. Die meisten Arbeiten halten ein Δ der Beckenkipfung von 10° bis 30° für normal, $< 10^\circ$ wird als steife und $>30^\circ$ als hypermobile spinopelvine Mobilität bezeichnet (90, 91).

Neben der Beckenkipfung werden die lumbale Wirbelsäule und das Hüftgelenk als relevante Strukturen bei spinopelvinen Interaktionen diskutiert (92, 93). Erste Arbeiten haben in der Zusammenschau der Funktion von lumbaler Wirbelsäule, Becken und Hüftgelenk versucht, den spinopelvinen Komplex als dreigliedriges biomechanisches Modell zu definieren (94, 95). Die spinopelvine Mobilität im engeren Sinne ist die Veränderung der Beckenkipfung vom Stehen zum Sitzen. Der gleiche Begriff wird aber auch für den gesamten spinopelvinen Komplex (lumbale Wirbelsäule, Becken und Hüftgelenk) verwendet. In dieser Habilitationsschrift wird die spinopelvine Mobilität als Begriff für die dynamischen Veränderungen des gesamten spinopelvinen Komplexes verwendet. In Abgrenzung dazu werden die Änderungen in funktionellen Positionen der lumbalen Wirbelsäule als lumbale Flexibilität (ΔLL), des Beckens als pelvine Mobilität ($\Delta PT/\Delta SS$) und der Hüftgelenke als Hüftbewegung (ΔPFA , englisch: *pelvic femoral angle*) (welche nicht gleichbedeutend mit der Hüftbewegung in der klinischen Untersuchung ist) definiert. Eine weitere Herausforderung ist die interdisziplinäre Betrachtung durch die Wirbelsäulenchirurgie und die Hüftendoprothetik, was zu unterschiedlichen radiologischen Definitionen des Begriffs Beckenkipfung geführt hat. In der Endoprothetik wird hierbei der Anterior Pelvic Plane Tilt (APPT) und in der Wirbelsäulenchirurgie PT verwendet. Ersterer ist determiniert durch den Winkel zwischen der koronaren Ebene und der vorderen Beckeneingangsebene (APP), der zweite bezeichnet den Winkel, der durch eine Vertikale und eine Linie von der Mitte der sakralen Endplatte und dem Hüftkopfbereich gebildet wird (96) (Abbildung 1).

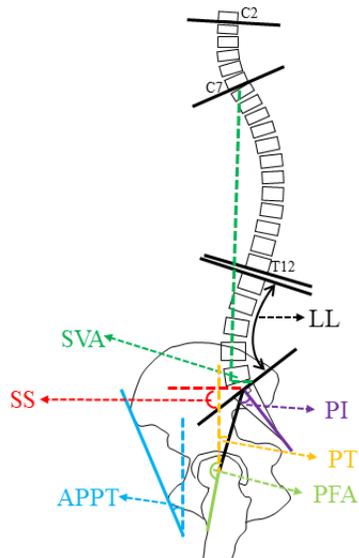


Abbildung 1. Darstellung der sagittalen spinalen und spinopelvinen Parameter. LL = Lumbale Lordose (lumbale Lordose); PI = Pelvic Incidence (pelvine Inzidenz); PT = Pelvic Tilt (Beckenkipfung); PFA = Pelvic Femoral Angle (Becken-Femur-Winkel), APPT = Anterior Pelvic Plane Tilt (Beckenkipfung mit APP als Referenz); SS = Sacral Slope (sakrale Neigung); SVA = Sagittal Vertical Axis (sagittale vertikale Achse). Durch den Autor erstellte Graphik.

Die Herausforderungen der Implantatpositionierung unter Berücksichtigung des spinopelvinen Komplexes werden im Folgenden diskutiert (Kapitel 1.3.2)

1.3.2 Implantatpositionierung unter dem Aspekt der spinopelvinen Interaktion

Die optimale Ausrichtung der Implantatkomponenten ist eine essenzielle Voraussetzung, um ein langfristig gutes Ergebnis für die Patient:innen zu erreichen (97). Eine nicht adäquate Komponentenpositionierung birgt ein erhöhtes Risiko für Impingement, Instabilität, Abrieb und erhöht konsekutiv die Wahrscheinlichkeit für eine Revisionsoperation (98-106). Der nachfolgende Abschnitt fokussiert sich auf die Herausforderungen der azetabulären Komponentenpositionierung, die femorale Positionierung und das Konzept der kombinierten Anteversion werden trotz ihrer Relevanz nicht diskutiert (107).

Da die azetabuläre Komponentenfehlpositionierung zum Versagen der Prothese beitragen kann, wird beständig versucht, mögliche Einflussfaktoren, z. B. die vom Operateur abhängige Freihandimplantation der Pfanne, zu minimieren (100, 106, 108-111). Dementsprechend wurden Methoden zur Verbesserung der Genauigkeit wie z. B. die Navigation entwickelt (110, 112). Als Referenzebene für die Navigation wurde die Beckeneingangsebene (APP), basierend auf den anatomischen Landmarken der beiden Spinae iliacae anteriores superiores und der Symphyse des Os pubis, verwendet (113, 114). Das Verständnis der azetabulären Orientierung, mit deren Hilfe die Navigation möglich wurde, basiert auf der wegweisenden Arbeit von Murray (115). Dieser hat 1993 drei Definitionen (anatomisch, radiologisch und operativ) der azetabulären Orientierung beschrieben. Es sollte beachtet werden, dass die auf der APP basierenden Werte der Navigation nur eingeschränkt vergleichbar zu anterior-posterioren (a. p.) Beckenrönt-

genaufnahmen sind (96, 116). Die bei der Freihandimplantation verwendete operative Definition der azetabulären Orientierung muss nicht mit der APP übereinstimmen (96, 117). Dies wird deutlich, wenn man das Becken sagittal betrachtet, da die APP nicht neutral zur Beckenstellung in der koronaren Ebene ausgerichtet sein kann. Der Winkel zwischen der Abweichung der APP zur koronaren Ebene kann als Beckenkipfung (APPT) definiert werden (Abbildung 1) (96). Der Zusammenhang von azetabulärer Anteversion und Beckenkipfung ist durch eine Veränderung der funktionellen Anteversion um $0,7^\circ$ bis $0,8^\circ$ bei einer Beckenkipfung um 1° beschrieben worden (87, 118). Dies unterstreicht den relevanten Einfluss der individuellen Beckenkipfung auf die azetabuläre Orientierung und damit die Pfannenposition.

Die variable Position des Beckens auf dem Operationstisch wurde als eine mögliche Quelle für Komponentenfehlpositionierung diskutiert. Trotz der sorgfältigen präoperativen Lagerung auf dem Operationstisch mit dem Ziel, eine neutrale Beckenposition zur koronaren Ebene zu erreichen, kann es durch intraoperative Verschiebungen zu Abweichungen kommen. Für die Implantation zeigte sich die Rückenlage zuverlässiger als die Seitenlage (119). Babisch et al. berichteten, dass die Beckenkipfung im Liegen in der Mehrheit nicht neutral ist und eine interindividuelle Varianz der Beckenkipfung von 24° nach anterior bis 10° posterior besteht (87). Nicht nur die Abweichung von der neutralen Beckenposition auf dem Operationstisch kann die Pfannenposition beeinflussen, sondern auch die Veränderung der Beckenkipfung nach dem Hüftgelenkersatz (87, 120-126). Der illustrierte Einfluss der intraoperativen Positionierung des Beckens auf die azetabuläre Komponentenpositionierung unterstreicht die Bedeutung des spinopelvinen Komplexes. Hierbei sind noch nicht die dynamischen Veränderungen des spinopelvinen Komplexes bei Bewegungen berücksichtigt (88). Um die Implantatpositionierung an die funktionelle Interaktion zu adaptieren, ist im nächsten Schritt eine Evaluation der aktuell bestehenden Implantationspraxis sinnvoll.

In der Literatur gibt es keinen wissenschaftlichen Konsens über die optimale Pfannenposition und die Empfehlungen für den Zielbereich schwanken (99). Der am weitesten verbreitete Zielbereich („safe zone“) der Pfannenposition wurden von Lewinnek et al. nach einer Untersuchung von neun dislozierten Hüftprothesen (9/300; posterolateraler Zugang) mit einer Anteversion von $15^\circ \pm 10^\circ$ und einer Inklination von $40^\circ \pm 10^\circ$ beschrieben (60). Trotz der Weiterentwicklungen in der Endoprothetik wird ein Großteil der Implantationen auf Basis dieser 1978 definierten Zielwerte durchgeführt (60). Auch die Verwendung von technischen Ansätzen wie der Navigation, die Entwicklung von minimalinvasiven Zugangswegen und modernen Implantatdesigns konnte das kontinuierliche Auftreten der Instabilität nicht beseitigen. Die Inzidenz der Instabilität nach primärem Hüftgelenkersatz liegt trotz der Verbesserungen relativ konstant im niedrigen einstelligen Prozentbereich (127). Auf dieses Missverhältnis weist die Arbeit von Abdel et al. hin und zeigt, dass die Mehrheit (58 %) der dislozierten Prothesen innerhalb der definierten Grenzwerte von Lewinnek implantiert waren (60, 61). Die Autoren schlussfolgerten, dass die ideale Pfannenposition für einige Patient:innen außerhalb der „safe zone“ liegen kann. Dies wird unterstützt durch die Untersu-

chung von Esposito et al., welche die Pfannenposition nicht als alleinigen Prädiktor für das Dislokationsrisiko beschrieben und deshalb eine allgemeingültige „safe zone“ für die Pfannenkomponente ausgeschlossen haben (128). Daraus kann abgeleitet werden, dass eine individuelle Betrachtung unter Berücksichtigung des Einflusses der Wirbelsäule auf die Beckenkipfung und eine funktionelle Untersuchung des spinopelvinen Komplexes bei der optimalen acetabulären Komponentenpositionierung notwendig sein sollte.

Welche Schritte u. a. notwendig sind, um die biomechanisch optimale Komponentenausrichtung unter individueller Berücksichtigung des spinopelvinen Komplexes zu erreichen, zeigen die folgenden Fragen: Wie bildet man die komplexe kinetische Kette der spinopelvinen Interaktion in einem präoperativen standardisierten Setting ab? Sind funktionelle Röntgenaufnahmen im Stehen und Sitzen notwendig? Welche Parameter des spinopelvinen Komplexes sollten Berücksichtigung finden? Ist die Erhebung der pelvinen Mobilität ausreichend oder sollten die Hüftbewegung und lumbale Flexibilität inkludiert werden? Inwieweit sollte die Wirbelsäule in präoperativen Überlegungen vor dem Hüftgelenkersatz evaluiert werden? Hier von ausgehend widmen sich Arbeiten dieser Habilitationsschrift dem besseren Verständnis der spinopelvinen Interaktion in der Hüftendoprothetik.

1.3.3 Physische Aktivitäten nach dem Gelenkersatz

Für die Reduktion des Implantatversagens ist neben den funktionellen Aspekten der spinopelvinen Interaktion auch die Implantatbelastung von Bedeutung. Es wird davon ausgegangen, dass eine erhöhte physische Aktivität mit einer höheren mechanischen Belastung des Gelenkersatzes einhergeht (129-131). Diese gilt als Risikofaktor für vermehrten Abrieb, welcher wiederum zu aseptischen Lockerungen und in der Folge zu Revisionen führen kann (16, 46-49, 132, 133). Wobei der Zusammenhang von physischer Aktivität und dem Risiko für aseptische Lockerungen wahrscheinlich nicht linear verläuft (134). Bekanntermaßen hat Bewegung einen positiven Einfluss auf das kardiovaskuläre System und kann über mechanische Stimuli die Knochenqualität und damit die ossäre Integration des Implantates erhöhen (135-138). Zudem ist körperliche Aktivität essenziell für den Erhalt und Aufbau der Muskulatur, welche die Stabilität und gute Funktion des Hüftgelenkersatzes gewährleistet. Hieran zeigt sich das Spannungsfeld zwischen erwünschter Bewegung und möglichen Risiken von physischer Aktivität.

Der Hüftgelenkersatz wurde ursprünglich für ältere Patient:innen mit dem Ziel der Schmerzreduktion und zum Erhalt der Mobilität entwickelt. Durch die schon beschriebene Zunahme der Zahl von jüngeren Hüft-TEP-Patient:innen (< 65 Jahre), aber auch durch das steigende Aktivitätsniveau der Patient:innen über 65 Jahre wächst der Funktionsanspruch an den Gelenkersatz (6, 139-141). Die Patient:innen erwarten eine Rückkehr zu Alltagsaktivitäten, ins Erwerbsleben, aber auch zu sportlichen Freizeitaktivitäten (142, 143). Dies wird auch von Ergebnissen aus Meta-Analysen bestätigt, die berichteten, dass für einen Großteil der Patient:innen die Rückkehr ins Berufsleben und zu sportlichen Aktivitäten möglich war (143, 144). In diesem Zusammenhang stellt sich nicht nur die Frage nach der grundsätzlichen Sportfähigkeit

des Kunstgelenkes, sondern auch nach dem erreichbaren Leistungsniveau (145). Für die Mehrheit war eine Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten möglich, es wurden jedoch bevorzugt Low-Impact- im Vergleich zu High-Impact-Sportarten ausgeübt (146-148).

An dieser Einteilung zeigt sich die möglicherweise größte Herausforderung im Zusammenhang von Sport und Endoprothetik. Eine überwiegende Zahl der Empfehlungen in Bezug auf sportliche Aktivitäten beruht nicht auf objektivierbaren Daten, sondern ist von subjektiven Einschätzungen geprägt (145). Dieser Mangel trifft auch auf die Einteilung für High- und Low-Impact-Sport zu. Eine einheitliche Zuordnung nach objektiven Kriterien ist in der Literatur nicht definiert (149-151).

Postoperativ lässt sich physische Aktivität in die rehabilitative Phase und den sich anschließenden langfristigen Verlauf differenzieren. In der initialen rehabilitativen Phase steht die Mobilisation im Vordergrund. In der post-primären Rehabilitationsphase wird das Aktivitätsniveau bis zum supervidierten Einsatz von gerätegestützten Übungen gesteigert (152). Diese Darstellung ist spezifisch für Deutschland und rehabilitative Maßnahmen sind in anderen Ländern teilweise deutlich abweichend (153). In der post-rehabilitativen Phase werden überwiegend Aktivitäten, welche als Low-Impact-Sport angesehen werden, empfohlen, da man davon ausgeht, dass die positiven Effekte von Sport die möglichen negativen Auswirkungen der mechanischen Belastung überwiegen (149, 150, 154, 155).

Es bleibt festzuhalten, dass die Empfehlungen für Sport nach dem Hüftgelenkersatz nicht einheitlich sind, überwiegend auf Expert:innenmeinungen aus Umfragen beruhen und dementsprechend ein geringes Evidenzlevel aufweisen (156). Es ist kaum bekannt, welche Implantatbelastung durch spezifische Übungen in vivo ausgelöst wird. Um die Grundlage für die Entwicklung von datenbasierten Empfehlungen zu legen, sind In-vivo-Messungen ein wertvolles Instrument. Details dieser Methode werden in Kapitel 1.3.4 näher erläutert.

1.3.4 In-vivo-Implantatbelastungen

Die mechanischen Belastungen des Hüftgelenkes zu erfassen ist komplex. Es gibt verschiedene Versuche, sich den auftretenden Belastungen mittels statischen und dynamischen 3D-muskuloskelettalen mathematischen Modellen, Kadaveruntersuchungen und Finite-Elemente-Analysen zu nähern (157-161). Die Verwendung von Modellen geht jedoch teilweise mit deutlichen Abweichungen von den in vivo auftretenden Kräften und Momenten einher. Zudem benötigen die Modelle eine Validierung durch In-vivo-Daten (162). Untersuchungen von In-vivo-Belastungen mittels instrumentierter Implantate gelten daher als Goldstandard, sind aber invasiv und mit großem logistischem Aufwand verbunden (157).

Die hohe Bedeutung der Implantatbelastungen für das langfristige Outcome von Millionen Patient:innen hat zu Beginn der 1980er Jahre zu ersten Versuchen von In-vivo-Belastungsmessungen bei vornehmlich älteren und weniger aktiven Patient:innen geführt (163-165). Bergmann et al. gelten als Pioniere in der Untersuchung von In-vivo-Belastungen mittels instrumentierter Hüftprothesen (166, 167). Die Arbeits-

gruppe hat durch die Modifikation von Standardimplantaten mit der Kombination von telemetrischer Datenübertragung gezeigt, dass Implantatbelastungen bei verschiedensten physischen Aktivitäten mit hoher Genauigkeit gemessen werden können (168). In der aktuellen Studienpopulation (auf deren Daten die Arbeiten dieser Habilitationsschrift basieren) mit vornehmlich jüngeren, aktiven Patient:innen wurden klinisch bewährte Implantatkomponenten verwendet (168, 169). Das Implantat wurde so modifiziert, dass eine induktive Stromversorgung, drei Doppel-Halbleiter-Dehnungsmessstreifen, ein Signalverstärker und die telemetrische Datenübertragung im hohlen Prothesenhals untergebracht werden konnten (Abbildung 2). Der aufgebohrte Prothesenhals wurde mittels Deckel durch ein Elektronenstrahl-Schweißverfahren unter Vakuum versiegelt.

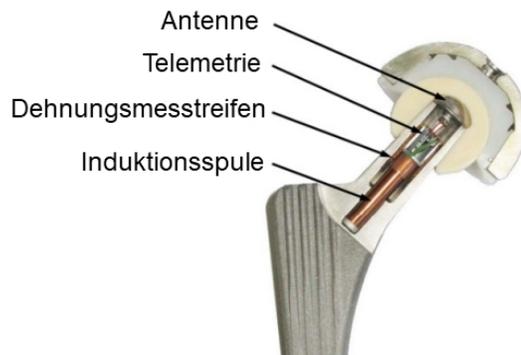


Abbildung 2. Darstellung der Komponenten des instrumentierten Implantates. Doppel-Halbleiter-Dehnungsmessstreifen (ACAM Instrumentation Ltd., Northampton, UK). Im untersuchten Kollektiv wurden bewährte Komponenten verwendet: zementfreier Schaft (Spotorno-Design) aus Titanlegierung (Cementless Tapered Wedge (CTW), Merete Medical, Berlin, Deutschland), 32 mm Al_2O_3 -Keramikkopf (BIOLOX forte, CeramTec GmbH, Plochingen, Deutschland), HXLPE-Inlay (Durasul, Zimmer GmbH, Winterthur, Schweiz) und eine Pressfit-Pfanne (Allofit, Allopro AG, Winterthur, Schweiz). Modifiziert nach und mit freundlicher Genehmigung von Dr. Philipp Damm.

Die Dehnungsmessstreifen dienen der Erfassung der belastungsabhängigen Mikroverformungen des Halses. Diese werden mithilfe einer implantatspezifischen Messmatrix in drei Kraft- und drei Momentenkomponenten relativ zum Implantat umgewandelt und anschließend in ein femurbezogenes Koordinatensystem übertragen (170, 171). Davon ausgehend werden die am Femurkopf wirkende resultierende Kontaktkraft F_{res} , das am Prothesenhals wirkende Biegemoment M_{bend} und das um die Schaftachse wirkende Torsionsmoment M_{tors} bestimmt (Abbildung 3).

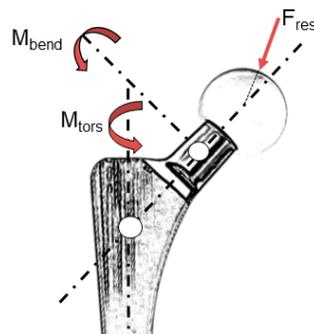


Abbildung 3. Darstellung der einwirkenden resultierenden Kraft (F_{res}), des Biegemoments (M_{bend}) und des Torsionsmoments (M_{tors}). Durch den Autor erstellte Graphik.

Inwiefern die Untersuchung der In-vivo-Implantatbelastung zum langfristigen Ziel der Reduktion des Implantatversagens beitragen kann, wird in den Zielen der Habilitationsschrift näher erläutert.

1.4 Ziele der Arbeit und wissenschaftliche Fragestellungen

Der Hüftgelenkersatz ist prinzipiell mit geringer Komplikationsrate und hoher Patient:innenzufriedenheit vergesellschaftet. Gleichwohl stellen die Komplikationen aseptische Lockerung und Instabilität weiterhin bedeutende klinische und wissenschaftliche Herausforderungen in der Endoprothetik dar. Ziel dieser Arbeit ist es, durch ein tiefergehendes Verständnis der spinopelvinen Interaktion unter dem Aspekt der Implantatpositionierung und der Analyse der aktivitätenspezifischen Implantatbelastung präventive Ansätze zur Verbesserung der Standzeit zu entwickeln.

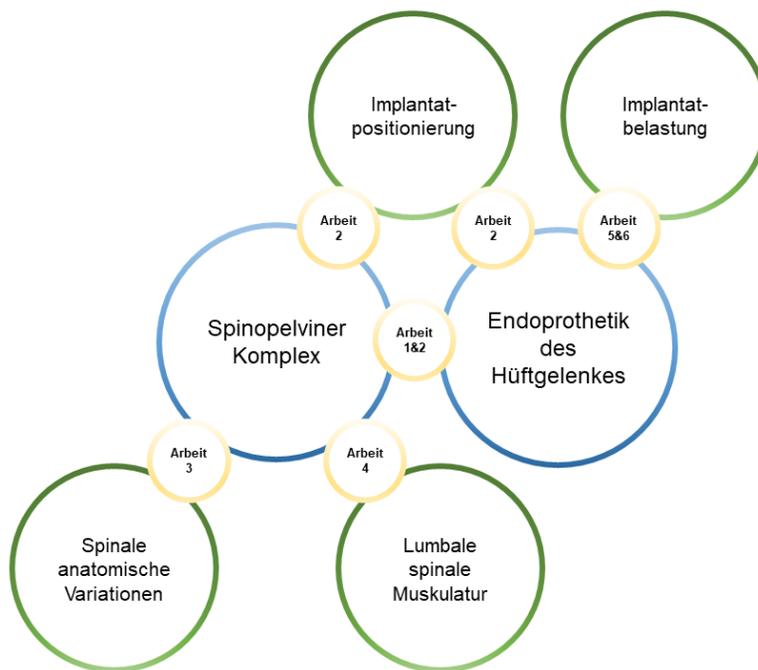


Abbildung 4. Die Abbildung demonstriert die thematische Verknüpfung der in dieser Habilitationsschrift dargestellten wissenschaftlichen Arbeiten. Durch den Autor erstellte Graphik.

Die pathologische spinopelvine Mobilität kann das Risiko für Hüft-TEP-Instabilitäten erhöhen (64, 172). Daher ist die präoperative Identifizierung von Risikopatient:innen von Bedeutung. Es wird diskutiert, ob vor dem Hüftgelenkersatz eine seitliche Röntgenaufnahme der Wirbelsäule und des Beckens im Stehen sowie funktionelle Röntgenaufnahmen im Sitzen oder sogar im tiefen Sitzen notwendig sind, um die pelvine Mobilität zu bestimmen (90, 173). Dies erfordert jedoch einen größeren logistischen und finanziellen Aufwand und führt zu einer erhöhten Strahlenbelastung. Folglich wäre es von klinischem Nutzen, die individuelle Beweglichkeit des Beckens anhand simpler präoperativer radiologischer Parameter zu bestimmen (Arbeit 1).

- *Können präoperative radiologische Parameter in einer lateralen stehenden Röntgenaufnahme identifiziert werden, welche die postoperative pelvine Mobilität mit adäquater Sensitivität und Spezifität vorhersagen? (Fragestellung I)*

In ersten Arbeiten wurde der spinopelvine Komplex als dreigliedriges biomechanisches Modell definiert und Interaktionen der lumbalen Wirbelsäule, des Beckens und der Hüftgelenke präoperativ untersucht (94, 95). Bislang sind die komplexen Wechselwirkungen zwischen den anatomischen Bausteinen des spinopelvinen Komplexes nach dem Hüftgelenkersatz noch nicht untersucht worden (Arbeit 1).

- *Wie verhalten sich die anatomischen Elemente des spinopelvinen Komplexes in dynamischen Interaktionen zueinander? (Fragestellung II)*

In der Literatur gibt es keinen Konsens, ob sich die Beckenkipfung nach dem Hüftgelenkersatz verändert (121, 123, 174, 175). Unterschiedliche Messmethoden und Zeithorizonte erschweren die Vergleichbarkeit (124-126, 176). Ob die pelvine Mobilität durch den Gelenkersatz selbst verändert wird, ist bislang kaum bekannt (Arbeit 1).

- *Verändert die Prothesenimplantation die pelvine Mobilität? (Fragestellung III)*

In den letzten Jahren wurden vermehrt Bedenken hinsichtlich der von Lewinnek et al. etablierten Zielwerte für die Positionierung der azetabulären Komponenten geäußert (60, 62). Daher schlagen manche Autoren eine an die individuelle spinopelvine Interaktion angepasste Implantatpositionierung vor (89, 90, 177). Um die Zusammenhänge des Einflusses der pelvinen Mobilität auf die Pfannenposition in der primären Hüftendoprothetik besser zu verstehen, wurde dies im Rahmen der Habilitationsschrift untersucht (Arbeit 2).

- *Unterscheidet sich die funktionelle Komponentenausrichtung zwischen Gruppen mit unterschiedlicher pelviner Mobilität? (Fragestellung I)*
- *Korreliert die Pfannenposition im Stehen und im Sitzen mit funktionellen Parametern des spinopelvinen Komplexes? (Fragestellung II)*
- *Wie unterscheiden sich die Charakteristika des spinopelvinen Komplexes und des sagittalen spinalen Alignments zwischen den Gruppen mit unterschiedlicher pelviner Mobilität? (Fragestellung III)*

Wegweisende Arbeiten von Legaye und Duval-Beaupère haben die Bedeutung der pelvinen Anatomie für das sagittale Wirbelsäulenprofil gezeigt (77, 78). Inwieweit die Wirbelsäule jedoch für den spinopelvinen Komplex bedeutsam ist, ist in der Literatur weitgehend unterrepräsentiert. Es ist insbesondere nicht bekannt, inwiefern kongenitale anatomische Variationen der Wirbelsäule die spinopelvine Anatomie beeinflussen; dies wurde dementsprechend wissenschaftlich untersucht (Arbeit 3).

- *Haben kongenitale anatomische Variationen der Wirbelsäule einen Einfluss auf Parameter der Beckenmorphologie?*

Die spinale Balance ist essenziell für eine energieeffiziente Haltung und wird über verschiedene Kompensationsmechanismen gewährleistet (178). Es ist bisher jedoch nicht untersucht worden, inwieweit qualitative und quantitative Parameter der Muskulatur (M. psoas major, M. erector spinae und M. multifidus) das sagittale spinale Alignment und den spinopelvinen Komplex unter besonderer Berücksichtigung der Beckenkipfung beeinflussen. Diese Fragestellung liegt der nachfolgenden wissenschaftlichen Arbeit zugrunde (Arbeit 4).

- *Wie beeinflusst die lumbale Muskulatur den spinopelvinen Komplex und das sagittale Wirbelsäulenalignment?*

Obwohl die Wahl und Intensität der physischen Aktivität einen Einfluss auf die Standzeit der Hüftprothese haben kann, beruhen die weithin akzeptierten Empfehlungen auf Expertenmeinungen (179, 180). Übungen an Fitnessgeräten sowie Dehn- und Kräftigungsübungen werden regelhaft in der post-primären Rehabilitationsphase durchgeführt (152). Die Ausübung von Aerobic und Gerätetraining in Fitnesscentern gehört zu den beliebtesten sportlichen Freizeitaktivitäten. Bisher ist es jedoch nicht bekannt, welche Implantatbelastungen bei diesen Aktivitäten auftreten. Dementsprechend untersuchen die Arbeiten 5 und 6 die aktivitätenspezifischen In-vivo-Belastungen.

- *Welche resultierenden Kräfte und welche Torsions- und Biegemomente wirken bei Dehn- und Kräftigungsübungen, beim Aerobic und beim Trainieren an Fitnessgeräten?*
- *Wie sind die gemessenen In-vivo-Belastungen im Vergleich zur Referenzaktivität Gehen einzuordnen?*

2 Ergebnisse

2.1 Spinopelvine Interaktion in der Hüftendoprothetik

2.1.1 Einfluss des Hüftgelenkersatzes auf die spinopelvine Interaktion und Prädiktion der postoperativen pelvinen Mobilität (**Arbeit 1**)

Haffer H, Wang Z, Hu Z, Hipfl C, Perka C, Pumberger M.

Total Hip Replacement Influences Spinopelvic Mobility: A Prospective Observational Study.

J Arthroplasty. 2022 Feb;37(2):316-324.e2.

<https://doi.org/10.1016/j.arth.2021.10.029>

Die präoperative Bestimmung der spinopelvinen Mobilität ist mit der regelhaft durchgeführten a. p. Beckenröntgenaufnahme nicht möglich (181). Daher wird diskutiert, seitliche funktionelle Röntgenaufnahme der Wirbelsäule und des Beckens im Stehen und Sitzen durchzuführen (90). Zur Simplifizierung und Strahlenhygiene wäre es von klinischem Nutzen, die pelvine Mobilität anhand eines einzelnen radiologischen Parameters in einer lateralen stehenden Röntgenaufnahme zu bestimmen (Fragestellung I). Im jungen Forschungsfeld haben bis dato erst zwei Arbeiten, und diese ausschließlich präoperativ, die Interaktionen zwischen den anatomischen Elementen des dreigliedrigen spinopelvinen Komplexes bei dynamischen Positionsänderungen (Stehen-Sitzen) untersucht (94, 95). Bislang sind die Wechselwirkungen zwischen den anatomischen Bausteinen nach dem Hüftgelenkersatz noch nicht untersucht worden (Fragestellung II). Es gibt zahlreiche Arbeiten, die untersuchen, ob sich die Beckenkipfung nach dem Hüftgelenkersatz verändert. Bis dato ist es nicht bekannt, inwieweit die pelvine Mobilität durch den Gelenkersatz selbst verändert wird (Fragestellung III).

Unsere prospektive Observationsstudie hat Patient:innen (N = 197) vor und nach dem primären Hüftgelenkersatz mittels funktioneller EOS-Röntgenaufnahmen im Stehen und Sitzen untersucht. Die pelvine Mobilität wurde mittels der Differenz (Δ) der Beckenkipfung (SS und PT) vom Stehen zum Sitzen determiniert. Ein Δ der Beckenkipfung $< 10^\circ$ gilt als steife, $\Delta \geq 10^\circ$ bis 30° als normale und $\Delta > 30^\circ$ als hypermobile pelvine Mobilität. Unter Verwendung einer Isosensitivitätskurve konnten Grenzwerte der stehenden Beckenkipfung zur Vorhersage der postoperativen steifen und hypermobilen pelvinen Mobilität definiert werden. Die simple lineare Regression konnte prä- und postoperativ signifikante positive Korrelationen zwischen der Hüftbewegung (Δ PFA) und der pelvinen Mobilität (Δ PT) sowie signifikante inverse Assoziationen zwischen der lumbalen Flexibilität (Δ LL) und Δ PT zeigen. Mittels der multiplen linearen Regression konnte die präoperativ gemessene stehende Beckenkipfung als unabhängige Variable zur Vorhersage der pelvinen Mobilität identifiziert werden. Nach dem Hüftgelenkersatz kam es postoperativ zu einer signifikanten Erhöhung der pelvinen Mobilität um mehr als 4° . Der Anteil an Patient:innen mit pelviner Steifheit ist von 24 % präoperativ auf unter 10 % postoperativ gesunken.

Unsere Arbeit konnte zum ersten Mal Grenzwerte im stehenden lateralen Röntgenbild zur niedrighen Detektion der postoperativen pelvinen Mobilität definieren. Dies kann möglicherweise das präoperative spinopelvine Screening simplifizieren. Zum anderen konnte gezeigt werden, dass die pelvine Mobilität durch den Hüftgelenkersatz signifikant verändert wird, was bei der Interpretation der präoperativ bestimmten Werte Berücksichtigung finden sollte.

2.1.2 Spinopelvine Mobilität und azetabuläre Implantatausrichtung (**Arbeit 2**)

Haffer H, Wang Z, Hu Z, Hipfl C, Pumberger M.

Acetabular cup position differs in spinopelvic mobility types: a prospective observational study of primary total hip arthroplasty patients.

Arch Orthop Trauma Surg. 2022 Oct;142(10):2979-2989.

<https://doi.org/10.1007/s00402-021-04196-1>

Die universelle Verwendung von statischen Zielbereichen zur Positionierung der azetabulären Komponenten wird zunehmend kritisch diskutiert (60, 62). Daraus wurde geschlussfolgert, dass eine Berücksichtigung der individuellen spinopelvinen Anatomie durch Untersuchungen in funktionellen Positionen für die Implantatpositionierung notwendig sein kann.

Unsere Arbeit untersuchte, inwieweit die azetabuläre Komponentenausrichtung in stehender und sitzender Position bei primären Hüft-TEP-Patient:innen (N = 197) durch eine unterschiedliche pelvine Mobilität beeinflusst wird (Fragestellung I). Es wurde evaluiert, ob die Pfannenposition im Stehen und Sitzen mit funktionellen Parametern des spinopelvinen Komplexes assoziiert ist (Fragestellung II). Zudem wurden die spinopelvinen und spinalen Charakteristika zwischen den Gruppen mit unterschiedlicher pelviner Mobilität verglichen (Fragestellung III). Die Kohorte ist basierend auf ihrer pelvinen Mobilität (steif: $\Delta PT < 10^\circ$; normal: $\Delta PT \geq 10^\circ - 30^\circ$; hypermobil: $\Delta PT > 30^\circ$) kategorisiert worden. Die Anteversion und Inklination der Pfanne wurden mit stehenden und sitzenden EOS-Röntgenaufnahmen bestimmt. Anteversion und Inklination waren signifikant geringer in der steifen im Vergleich zur hypermobilen Gruppe in der sitzenden, aber nicht in der stehenden Position. Es zeigte sich ein signifikant geringeres Δ (Stehen-Sitzen) der Pfannenanteversion und -inklination in der steifen im Vergleich zur normalen und hypermobilen Gruppe. Es konnten Korrelationen der Anteversion und Inklination im Sitzen zur lumbalen Flexibilität (ΔLL) und ΔPT gezeigt werden. Im Vergleich der Gruppen zeigten sich spezifische spinopelvine Charakteristika mit einer größeren Hüftbewegung (ΔPFA) und einer geringeren ΔLL in der steifen Gruppe.

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass statische Untersuchungen nicht darstellen, wie sich die Position des Beckens bzw. der azetabulären Komponente bei alltäglichen Bewegungen wie dem Sitzen unter Berücksichtigung der pelvinen Mobilität unterscheidet. Dies unterstreicht die Notwendigkeit der präoperativen Evaluation von funktionellen Aspekten und kann ein Ausgangspunkt für die Diskussion über einen standardisierten präoperativen spinopelvinen Screening-Algorithmus sein.

2.2 Bedeutung der Wirbelsäule für den spinopelvinen Komplex

2.2.1 Anatomische Variationen der Wirbelsäule und deren Einfluss auf die konstanten spinopelvinen Parameter (**Arbeit 3**)

Haffer H*, Becker L*, Putzier M, Wiethölter M, Ziegeler K, Diekhoff T, Pumberger M, Hardt S.

Changes of Fixed Anatomical Spinopelvic Parameter in Patients with Lumbosacral Transitional Vertebrae: A Matched Pair Analysis.

Diagnostics (Basel). 2021 Jan 2;11(1):59.

<https://doi.org/10.3390/diagnostics11010059>

Der Einfluss der Anatomie der Wirbelsäule auf den spinopelvinen Komplex ist in der Literatur kaum beschrieben. Es ist bis dato nicht untersucht worden, ob kongenitale anatomische Variationen der Wirbelsäule die spinopelvine Anatomie beeinflussen. Lumbosakrale Übergangsstörungen (LSTV) sind mit einer Prävalenz von bis zu 35 % eine der häufigsten kongenitalen spinalen Variationen (182).

Die Analyse umfasste 819 hochauflösende Abdomen-Pelvis-CT-Untersuchungen, welche in einer allgemeinen Studienpopulation (keine orthopädische Indikation) durchgeführt worden sind. In dieser Studienpopulation wurden 53 Patient:innen mit LSTV identifiziert und nach Castellvi klassifiziert (183). Mittels Propensity-Score-Matching wurde eine alters- und geschlechtsadaptierte Kontrollgruppe gebildet. Die beiden Gruppen wurden in Bezug auf die konstanten anatomischen Parameter PI, Sacral Table Angle (STA) und Pelvic Radius (PR) verglichen. Zudem wurde eine Subgruppenanalyse der Patient:innen mit sechs und vier lumbalen Wirbelkörpern durchgeführt. Basierend auf den konstanten spinopelvinen Parametern konnte bei LSTV-Patient:innen eine unterschiedliche spinopelvine Anatomie festgestellt werden. Die Gruppe mit LSTV zeigte eine signifikant größere PI und geringeren STA im Vergleich zur Kontrollgruppe. Da die pelvine Anatomie (PI) ein relevanter Faktor in der Planung der operativen Korrektur bei adulten spinalen Deformitäten (*PI-LL mismatch* als Modifier), aber auch in der Klassifikation der spinopelvinen Interaktion bei Hüft-TEP-Patient:innen ist, sollte LSTV als häufige anatomische Variation berücksichtigt werden (184-186). Unsere Arbeit unterstreicht insbesondere die enge anatomische Wechselbeziehung zwischen Wirbelsäule und Becken.

2.2.2 Einfluss der lumbalen spinalen Muskulatur auf den spinopelvinen Komplex und das Wirbelsäulenalignment (**Arbeit 4**)

Muellner M, **Haffer H**, Moser M, Chiapparelli E, Dodo Y, Adl Amini A, Carino JA, Tan ET, Shue J, Zhu J, Sama AA, Cammisa FP, Girardi FP, Hughes AP.

Paraspinal musculature impairment is associated with spinopelvic and spinal malalignment in patients undergoing lumbar fusion surgery

Spine J. 2022 Aug 6:S1529-9430(22)00839-7.

<https://doi.org/10.1016/j.spinee.2022.07.103>

Degeneration mit Verlust der lumbalen Lordose wird als führende Ätiologie in der Entstehung der spinalen Imbalance angesehen (187). Die Imbalance kann über verschiedene Mechanismen kompensiert werden (178). Hierbei gilt die posteriore Beckenkipfung als bedeutendster Mechanismus. Die Beckenkipfung beeinflusst aber auch die azetabuläre Orientierung und wird daher in der Implantatpositionierung und im Kontext von Protheseninstabilität diskutiert (188-190). Der Einfluss der lumbalen spinalen Muskulatur auf die Entwicklung der spinalen Imbalance, aber auch auf die Beckenkipfung wurde bisher nicht untersucht. Ziel der Studie war es, die Bedeutung der posterioren paraspinalen Muskulatur (PPM, M. erector spinae und M. multifidus) und des M. psoas major für das spinale Alignment und den spinopelvinen Komplex zu bestimmen.

Unsere Querschnittsstudie hat 150 Patient:innen eingeschlossen, welche sich aufgrund spinaler Degeneration einer posterioren lumbalen Fusion unterzogen haben. Präoperative MRT-Aufnahmen der lumbalen Wirbelsäule sind mithilfe einer speziellen Segmentierungssoftware untersucht worden, um die Gesamtmuskelquerschnittsfläche (CSA), die funktionelle Muskelquerschnittsfläche (fCSA), die Fläche an intramuskulärem Fett (FAT) und die Fettinfiltration (FI) der Muskulatur zu bestimmen. Die Verbindung der spinopelvinen Parameter lumbale Lordose (LL), Pelvic Tilt (PT), Sacral Slope (SS), Pelvic Incidence (PI) und des sagittalen spinalen Alignments (SVA) zur Muskulatur wurde mithilfe von linearen Regressionsmodellen untersucht. Hierbei konnten signifikante Assoziationen der Muskelmasse (fCSA) und der Muskelqualität (FI) zum spinalen Alignment und den spinopelvinen Parametern festgestellt werden. Die Arbeit zeigte den möglichen Einfluss der Muskulatur auf die Beckenkipfung und das Wirbelsäulenalignment. Daher kann vermutet werden, dass eine verminderte Muskelqualität der PPM zu einer vermehrten pelvinen Retroversion beitragen kann. Daraus kann abgeleitet werden, dass die posteriore Beckenkipfung nicht nur Kompensationsmechanismus der spinalen Imbalance ist, sondern die Muskulatur als unabhängiger Faktor bei den spinopelvinen Interaktionen Berücksichtigung finden sollte.

2.3 Implantatbelastung in der Hüftendoprothetik

2.3.1 In-vivo-Belastungen bei Aerobic- und Gymnastikübungen (**Arbeit 5**)

Haffer H, Popovic S, Martin F, Hardt S, Winkler T, Damm P.

In vivo loading on the hip joint in patients with total hip replacement performing gymnastics and aerobics exercises.

Sci Rep. 2021 Jun 28;11(1):13395.

<https://doi.org/10.1038/s41598-021-92788-7>

Ein hohes Aktivitätsniveau spielt für die Lebensqualität eine große Rolle, wird aber gleichzeitig auch mit einer höheren Versagensrate in Verbindung gebracht (48, 49). Trotz der weitreichenden Konsequenzen für die Langlebigkeit des Gelenkersatzes gibt es über die Auswahl und Intensität der physischen Aktivität keinen Konsens. Demzufolge ist eine aktivitätenspezifische Messung der In-vivo-Belastungen von großem Wert, um eine Grundlage für datenbasierte Empfehlungen zu bilden. Dehn- und Kräftigungsübungen werden in der post-primären Rehabilitationsphase, aber ebenso wie Aerobic-Training auch als Freizeitaktivität durchgeführt (152). Bisher sind die In-vivo-Belastungen bei diesen Aktivitäten nicht untersucht worden.

Unsere Arbeit analysierte die Belastungen bei sechs Patient:innen mit instrumentierten Implantaten bei insgesamt vier Dehn- und sieben Kräftigungsübungen unter Verwendung von zwei verschiedenen starken Widerstandsbändern sowie sieben Aerobic-Übungen inklusive dreier Übungen mit Aerobic-Board (summiert 35 unterschiedliche Übungsausführungen). Es wurden jeweils die resultierende Kraft, das Biege- und das Torsionsmoment bestimmt und ins Verhältnis zur Referenzaktivität Gehen gesetzt. Insgesamt zeigte sich bei den Dehn- und Kräftigungsübungen sowie den Aerobic-Übungen eine signifikant geringere oder ähnliche Belastung wie beim Gehen. Ausnahmen stellten Übungen dar, bei denen es im Bewegungsablauf zum Einbeinstand gekommen ist.

Unsere Untersuchung zeigte, dass Dehn- und Kräftigungsübungen sowie Aerobic-Übungen ohne Board in Bezug auf die aufgetretenen Belastungen als weitgehend sichere Aktivitäten angesehen werden können. Aerobic-Übungen mit Board sollten aufgrund der teilweise erhöhten Belastungen nicht in der frühen postoperativen Phase eingesetzt werden und können im Verlauf unter Anpassung an die individuellen muskulären und koordinativen Fähigkeiten der Patient:innen erwogen werden.

2.3.2 In-vivo-Belastungen beim Gerätetraining (**Arbeit 6**)

Haffer H, Bender A, Krump A, Hardt S, Winkler T, Damm P.

Is Training with Gym Machines safe after Hip Arthroplasty? - An in vivo Load Investigation

Front. Bioeng. Biotechnol. - Biomechanics, 2022 Mar 24;10:857682.

<https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.857682>

Der Anspruch an ein nahezu uneingeschränktes Aktivitätsniveau und das Streben nach einer möglichst langen Standzeit bei gleichzeitig geringer Evidenz, welche Aktivitäten in Bezug auf das Belastungsniveau als unkritisch gelten, unterstreicht die Notwendigkeit der aktivitätenspezifischen In-vivo-Belastungsanalyse (140, 156). Gerätetraining wird in der post-primären rehabilitativen Phase zur Muskelkräftigung eingesetzt (152). Die Kräftigung der Muskulatur ist ein wesentlicher Faktor nach dem Hüftgelenkersatz und mit dem Ziel verbunden, ein harmonisches Gangbild und Stabilität zu erreichen (191, 192). Bisher sind die In-vivo-Belastungen beim Gerätetraining trotz der hohen Relevanz in Rehabilitation und Freizeitsport nicht untersucht worden.

Unsere Arbeit analysierte die weltweit einzigartige Kohorte mit instrumentierten Implantaten bei vier verschiedenen Übungen an häufig eingesetzten Fitnessgeräten mit insgesamt 23 unterschiedlichen Belastungsstufen und Ausübungsformen. Es wurden jeweils die resultierende Kraft, das Biegemoment und das Torsionsmoment bestimmt und ins Verhältnis zur Referenzaktivität Gehen (4 km/h) gesetzt. Die Kräfte und Momente sind mit dem individuellen Körpergewicht der Patient:innen normiert worden. Alle untersuchten Übungen zeigten keine signifikante Erhöhung im Vergleich zum Gehen.

Auf der Grundlage unserer Untersuchung von vier Fitnessgeräten gehen wir davon aus, dass diese in Bezug auf ihre In-vivo-Belastungen als weitgehend sichere Aktivitäten gelten können. Es sollte jedoch beachtet werden, dass Aussagen über die rehabilitative Phase aufgrund des mittleren Nachuntersuchungszeitpunktes von 17,4 Monaten postoperativ nur eingeschränkt möglich sind.

3 Diskussion

Der künstliche Hüftgelenkersatz ist eine außerordentlich erfolgreiche Intervention und hat die Lebensqualität von Millionen Patient:innen entscheidend verbessert. Ungeachtet der geringen Komplikationsrate der Hüftendoprothetik sind die aseptische Lockerung und die Instabilität weiterhin enorme Herausforderungen. Hierbei sind die Implantatbelastung und die funktionelle Implantatpositionierung als modifizierbare Einflussfaktoren mögliche Ansatzpunkte. Daher sind in der vorliegenden Habilitationsschrift aktivitätenspezifische Implantatbelastungen und spinopelvine Interaktionen unter dem Aspekt der funktionellen Implantatpositionierung untersucht worden, um die Grundlage für die Entwicklung von präventiven Strategien zur Verbesserung der Standzeit zu bilden. Es soll nicht unerwähnt bleiben, dass die Versagensmechanismen periprothetische Infektionen und Frakturen bedeutend sind, in dieser Habilitationsschrift jedoch nicht behandelt wurden.

Die Arbeiten zum spinopelvinen Komplex bilden die Basis für die Entwicklung einer patient:innenindividuellen Risikostratifizierung mit dem Ziel der biomechanisch-tribologisch optimalen azetabulären Komponentenpositionierung. Insgesamt liegt den Arbeiten ein abgestuftes Konzept zugrunde, was vom Verständnis der funktionellen Interaktionen zwischen Wirbelsäule, Becken und Hüftgelenken über die präoperative Identifikation von pathologischer pelviner Mobilität bis hin zum Einfluss der spinopelvinen Interaktion auf die Pfannenposition reicht. Unter Berücksichtigung der aktuellen Literatur sollen die Notwendigkeit eines präoperativen Screenings der spinopelvinen Mobilität, die Bedeutung der Wirbelsäule und der lumbalen Muskulatur für den spinopelvinen Komplex und abschließend die Klassifikation der spinopelvinen Mobilität und deren Konsequenz für die Pfannenpositionierung analysiert werden. Neben den dargestellten Strategien zur funktionellen Implantatpositionierung behandelt diese Habilitationsschrift auch Aspekte der Implantatbelastung. Die In-vivo-Belastungen von häufig durchgeführten Aktivitäten in der Rehabilitation und im Freizeitsport werden im Hinblick auf die Empfehlungen der Fachgesellschaften zu physischen Aktivitäten nach dem Hüftgelenkersatz reflektiert.

3.1 Optimierung der funktionellen Implantatpositionierung im Kontext der spinopelvinen Interaktion

3.1.1 Spinopelvine Mobilität

Die optimale Ausrichtung der Implantatkomponenten ist eine grundlegende Voraussetzung, um eine gute Funktion und lange Standzeit der Prothese zu erreichen (97). Die Forschung zum spinopelvinen Komplex hat sich ausgehend von der intraoperativen Betrachtung der individuellen Variation der Beckenkipfung weiterentwickelt (87, 118). Die Orientierung des Beckens zwischen stehender und sitzender Position hat sich als relevanter Parameter zur Definition der pelvinen Mobilität etabliert (90, 175). Dies ist möglicherweise mit der hohen Kongruenz dieser Positionen zu Alltagsaktivitäten erklärbar. Aus klinischer und bio-

mechanischer Sicht ist das Hinsetzen und Aufstehen besonders interessant, da diese Bewegungen relevante Dislokationsmechanismen darstellen (193). Es fällt jedoch auf, dass es in der Literatur kaum Untersuchungen der anatomisch angrenzenden Strukturen und von deren komplexen Interaktionen gibt. Erste Arbeiten haben versucht, die lumbale Wirbelsäule, das Becken und die Hüftgelenke als anatomische Einheit zu begreifen (94, 95). Unsere Studie (Arbeit 1) konnte zeigen, dass diese drei Elemente nicht nur anatomisch, sondern auch funktionell eng miteinander verbunden sind (194). Es konnten signifikante positive Korrelationen zwischen der Hüftbewegung und der pelvinen Mobilität (ΔPT) sowie inverse Assoziationen zwischen der lumbalen Flexibilität und ΔPT gezeigt werden. Die in unserer Arbeit beschriebenen spinopelvinen Zusammenhänge werden von Innmann et al. in einer aber ausschließlich präoperativen Untersuchung unterstützt (95). Es konnte zudem erstmalig gezeigt werden, dass diese funktionellen Verbindungen auch nach dem Hüftgelenkersatz bestehen (194). Die Ergebnisse bestätigen unsere These, dass der spinopelvine Komplex als funktionell-anatomische Einheit anzusehen ist und die Definition eines dreigliedrigen biomechanischen Modells des spinopelvinen Komplexes sinnvoll ist. Die Elemente des spinopelvinen Komplexes wirken nicht nur synergistisch vom Stehen zum Sitzen (posteriore Beckenkipfung mit azetabulärer Öffnung, welche die impingementfreie Flexion im Hüftgelenk ermöglicht, und Verringerung der lumbalen Lordose), sondern kompensieren sich gegenseitig (Arbeit 2) (95, 195). Dies wird durch den Vergleich zwischen Gruppen mit steifer ($\Delta PT < 10^\circ$) und hypermobiler ($\Delta PT > 30^\circ$) pelviner Mobilität belegt, wobei in Ersterer eine signifikant größere Hüftbewegung ($\Delta PFA 65,8^\circ$ versus $\Delta PFA 37,3^\circ$) festgestellt wurde (195). Diese Beobachtung der erhöhten Hüftbewegung bei limitierter pelviner Mobilität kann als Kompensationsmechanismus gewertet werden. Gleichzeitig ist die Kompensationsmöglichkeit der Wirbelsäule limitiert, da die lumbale Flexibilität in der steifen Gruppe ($\Delta LL 9,9^\circ$) im Vergleich zur hypermobilen Gruppe ($\Delta LL 36,8^\circ$) signifikant vermindert ist. Unsere Beobachtung wird von Esposito et al. unterstützt, die zeigten, dass Patient:innen vor dem Hüftgelenkersatz mit einer reduzierten lumbalen Flexibilität (aufgrund von spinaler Degeneration) eine geringere pelvine Mobilität aufwiesen, welche durch eine größere Hüftbewegung kompensiert wurde (94). Zudem berichtete diese Arbeitsgruppe in einer anderen Untersuchung, dass Patient:innen mit einer Dislokation eine eingeschränkte Beweglichkeit der Wirbelsäule, eine geringere pelvine Mobilität und eine kompensatorisch erhöhte Hüftbewegung aufwiesen (64). Eine weitere Studie bestätigte dies und identifizierte eine eingeschränkte lumbale Flexibilität als Risikofaktor für eine pathologische pelvine Mobilität (196). Kürzlich wurden Patient:innen, die eine eingeschränkte lumbale Flexibilität aufwiesen und dies durch eine erhöhte Hüftbewegung kompensierten, als *hip user* bezeichnet (197). Die kompensatorisch erhöhte Hüftbewegung wird daher als ein relevanter Mechanismus für das anteriore Impingement und die posteriore Dislokation in sitzender Position diskutiert (94). Daraus lässt sich schlussfolgern, dass nicht nur die pathologischen spinopelvinen Interaktionen, sondern auch kompensatorische spinopelvine Mechanismen zum Dislokationsrisiko beitragen können.

Wie eben dargelegt, ist eine differenzierte Analyse der individuellen spinopelvinen Interaktionen sinnvoll. Es wird berichtet, dass eine verringerte pelvine Mobilität ein höheres Risiko für eine Protheseninstabilität darstellt (64). Deshalb ist die Frage untersucht worden, wie sich die Ausrichtung der azetabulären Komponente bei pathologischer pelviner Mobilität darstellt (195). Ziel unserer Studie (Arbeit 2) war es, die Anteversion und Inklination der Pfanne im Stehen und Sitzen auf der Basis der pelvinen Mobilität zu analysieren. Es zeigte sich, dass die Anteversion und Inklination der azetabulären Komponente signifikant geringer in der steifen im Vergleich zur hypermobilen Gruppe in der sitzenden, aber nicht in der stehenden Position war. Zudem konnten wir eine signifikant geringere Differenz (Δ Stehen-Sitzen) der Anteversion (steif/neutral/hypermobil Δ 5,8°/12,4°/19,9°) und Inklination (steif/neutral/hypermobil Δ 2,3°/11,2°/18,8°) in der steifen Gruppe feststellen. Dies deutet daraufhin, dass erst durch die sitzende Untersuchung die funktionelle Position der Pfannenkomponente demaskiert wird. Die hohe Bedeutung der sitzenden Untersuchung wird in unserer Untersuchung ebenso durch signifikante Assoziationen der Pfannenanteversion und -inklination zu Δ LL und Δ PT im Sitzen, aber nicht im Stehen unterstrichen. Zudem zeigte sich, wie groß die Variabilität der Pfannenbewegung nach Stratifizierung der pelvinen Mobilität ist. Insbesondere die steife Gruppe illustriert durch die geringe Erhöhung der funktionellen Anteversion von 5,8°, wie eine pathologische pelvine Mobilität ein anteriores Impingement beim Hinsetzen begünstigen kann (64). Unsere Studie hebt die Notwendigkeit der präoperativen Berücksichtigung von funktionellen Positionen hervor und kann die Basis für die Diskussion eines standardisierten präoperativen spinopelvinen Screening-Algorithmus bilden, welcher im nachfolgenden Kapitel 3.1.2 erörtert wird.

3.1.2 Präoperatives Screening

Wie in unserer Studie (Arbeit 2) dargelegt, limitiert eine eingeschränkte pelvine Mobilität die funktionelle Anteversion der azetabulären Komponenten (195). Um dem Einfluss der spinopelvinen Interaktion auf die funktionelle Pfannenposition Rechnung zu tragen, ist die präoperative Identifikation der pathologischen pelvinen Mobilität entscheidend. Es haben sich weder die a. p. Beckenröntgenaufnahmen noch PROMs (englisch: *patient-reported outcome measures*) als geeignete Instrumente zur Identifikation der spinopelvinen Mobilität gezeigt (95, 181, 198). Daher gilt die Bestimmung der pelvinen Mobilität durch stehende und sitzende laterale Röntgenaufnahmen der Wirbelsäule und des Beckens als Untersuchung der Wahl (90, 177). Dies geht jedoch mit einer erhöhten Belastung durch ionisierende Strahlung sowie mit einem höheren logistischen und finanziellen Aufwand einher. Folglich wäre es von klinischem Nutzen, die pelvine Mobilität ohne die funktionellen Aufnahmen im Stehen und Sitzen präoperativ abschätzen zu können. Daher hat unsere Studie (Arbeit 1) die Vorhersagekraft der präoperativen Beckenkipfung im lateralen Röntgen im Stehen untersucht (194). Unter Verwendung einer Isosensitivitätskurve (ROC-Kurve) konnte ein Grenzwert der präoperativen Beckenkipfung ($PT \geq 13.0^\circ$) im Stehen zur Vorhersage der postoperativen steifen pelvinen Mobilität mit einer Sensitivität von 90 % und einer Spezifität von 51 % bei einer AUC von 0.712 (Area-under-the-Curve) definiert werden. Die Fähigkeit zur Diskriminierung von

Patient:innen mit steifer pelviner Mobilität mit einer AUC von 0.7 bis 0.8 wird in der Literatur als akzeptabel bewertet (199). Bis dato ist dies die einzige dem Autor bekannte Untersuchung, die versucht, aus der präoperativen Beckenkipfung auf die postoperative pelvine Mobilität zu schließen. Eine andere Studie hat mithilfe einer ROC-Analyse und einem präoperativen stehend gemessenen Grenzwert der Beckenkipfung ($PT \geq 13.0^\circ$) die präoperative pelvine Mobilität (hier spinopelvine Mobilität genannt) mit einer Sensitivität von 90 % und einer Spezifität von 56 % bei einer AUC von 0.72 bestimmt (95). Die vergleichbaren Ergebnisse der Studie mit unserer Arbeit bestätigen die Validität der Methode, auch wenn die Analyse der anderen Untersuchung ausschließlich auf präoperativen Daten beruhte.

An die Entwicklung einer Methode für ein präoperatives Screening der spinopelvinen Mobilität schließt sich zwingend die Frage an, wer die Zielgruppe dieses Screenings sein soll. Da die Analyse der spinopelvinen Mobilität dem Ziel dient, die optimale Komponentenausrichtung zu determinieren, um das Dislokationsrisiko zu minimieren, kann man die Prävalenz der Dislokation in spezifischen Subgruppen als ersten Orientierungspunkt heranziehen. Die Prävalenz der Prothesendislokation in der primären Endoprothetik wird im niedrigen einstelligen Prozentbereich angegeben (127, 200). Bei Patient:innen, die zusätzlich eine lumbale oder lumbosakrale Fusion oder ein sagittales spinales Malalignment haben, wird die Prävalenz mit 7,4 %, 8,3 % bzw. 8,0 % beschrieben (188, 201, 202). Diese Daten werden von einer Meta-Analyse unterstützt, welche eine Verdopplung des Risikos für eine Dislokation bei Patient:innen mit lumbaler Fusion beschreibt (203). Aufgrund des noch sehr jungen Forschungsfeldes gibt es bisher keine langfristigen Daten, die den Nutzen eines präoperativen Screenings für eine bestimmte Gruppe belegen könnten. Bei allen primären Hüftendoprothesenpatient:innen die spinopelvine Mobilität präoperativ zu bestimmen, wirkt bei einer Dislokationsprävalenz von deutlich unter 5 % sehr extensiv. Insbesondere wenn man berücksichtigt, dass Dislokationen multifaktoriell sind und die spinopelvine Mobilität hier nur einen Faktor unter mehreren darstellt (Kapitel 1.3). Andererseits könnte man argumentieren, dass 24 % des in unserer Studie untersuchten Patient:innenkollektivs der primären Endoprothetik präoperativ eine steife pelvine Mobilität aufwiesen (Arbeit 1) (194). Einer ähnlichen Logik folgt die Arbeit von Vigdorich et al., die die präoperative lumbale Flexibilität ($\Delta LL < 20^\circ$ wird als pathologisch definiert) bei über 6000 primären Prothesenkandidaten untersucht hat (204). Dabei wurde festgestellt, dass die Mehrheit (81 %) der Untersuchten mit einer pathologisch eingeschränkten lumbalen Flexibilität keine operative spinale Fusion hatte. Daher empfehlen die Autoren, alle Patient:innen, die für einen primären Hüftgelenkersatz vorgesehen sind, mit einer stehenden und sitzenden lateralen Becken- und Wirbelsäulenröntgenaufnahme zu untersuchen. Dies sei notwendig, um keine Patient:innen mit pathologischer spinopelviner Mobilität zu übersehen. Die alleinige Berücksichtigung der operativen spinalen Fusion als Indikator für eine pathologische spinopelvine Mobilität halten die Autoren für nicht aussagekräftig (204). Deren Überlegung kann man entgegenhalten, dass eine pathologische spinopelvine Mobilität nicht zwangsläufig zur Dislokation führen muss. Daher sollte man die in unserer und deren Arbeiten berichteten Raten von pathologischer pelviner Mobilität bzw. lumbaler Flexibilität differenzierter betrachten (194,

204). Eine Möglichkeit könnte ein abgestuftes Vorgehen sein. Anamnese und klinische Untersuchung bilden die Grundlage für die Identifikation von Patient:innen mit einem Risiko für eine spinopelvine Dysfunktion (Abbildung 5). Als Risikofaktoren, bei deren Vorhandsein ein spinopelvines Screening erwogen werden könnte, sind u. a. bekannte lumbale Rückenschmerzen (im Sinne eines Hip-Spine-Syndroms), vorbestehende lumbale Fusionsoperationen, Spondylitis ankylosans, eine eingeschränkte Beweglichkeit der lumbalen Wirbelsäule, eine Flexionskontraktur mit einer assoziierten anterioren Beckenkipfung oder eine klinisch auffällige sagittale spinale Imbalance mit einer ausgeprägten posterioren Beckenkipfung anzusehen (205, 206). Falls ein Risikofaktor identifiziert wird, erhalten die Patient:innen vor dem primären Hüftgelenkersatz stehende und sitzende Funktionsaufnahmen. Falls man die sitzende Aufnahme vermeiden möchte, ist auch die durch uns untersuchte Methode (Arbeit 1) mit nur einer lateralen stehenden Röntgenaufnahme möglich. Diese zeigte einen akzeptablen prädiktiven Vorhersagewert (194). Weitere Studien müssen Kriterien definieren, wann ein Screening der spinopelvinen Mobilität in der primären Hüftendoprothetik sinnvoll ist. Welche Konsequenzen bei erfolgtem spinopelvinem Screening in Bezug auf die Komponentenpositionierung getroffen werden können, wird in Kapitel 3.1.4 analysiert.

Unter Berücksichtigung der zuvor beschriebenen Erwägungen zum präoperativen spinopelvinen Screening soll an dieser Stelle die in unserer Studie beobachtete signifikante Erhöhung der pelvinen Mobilität (prä-/postoperativ: Δ PPT $18,5^\circ/22,8^\circ$) nach dem Hüftgelenkersatz Erwähnung finden (194). Eine andere Studie berichtete keine signifikanten postoperativen Veränderungen (prä-/postoperativ: Δ PPT $22,1^\circ/19,5^\circ$) bei allerdings nur 24 untersuchten Patient:innen (207). Eine weitere Arbeit zeigte einen signifikanten Unterschied der pelvinen Mobilität zwischen Patient:innen vor dem Hüftgelenkersatz im Vergleich zu einer Kontrollgruppe ohne Koxarthrose (91). Postoperativ zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Gruppen, da die pelvine Mobilität sich an den Wert der gesunden Gruppe angeglichen hat. Weitere Studien müssen den Einfluss des Hüftgelenkersatzes auf die spinopelvine Mobilität zeigen. Basierend auf unseren Ergebnissen sollte bei der Evaluation der präoperativen spinopelvinen Mobilität beachtet werden, dass es durch die Prothesenimplantation selbst zu Veränderungen kommen kann.

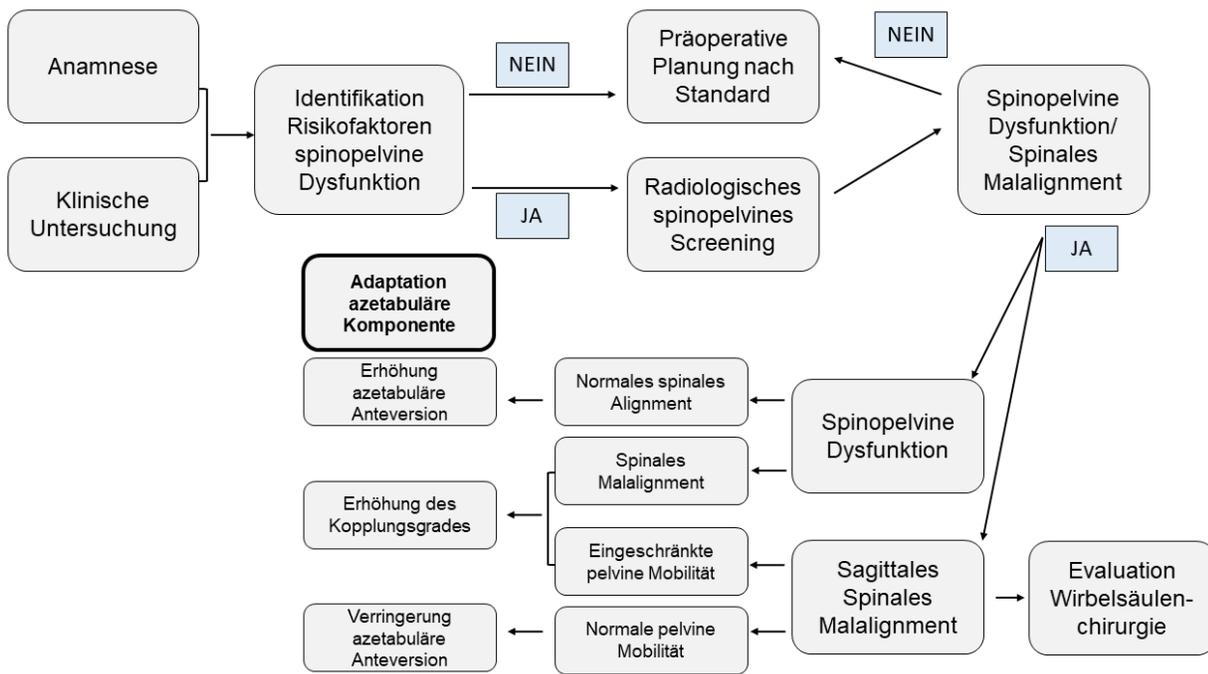


Abbildung 5. Diagnostik- und Therapie-Algorithmus: Spinopelvines Screening in der primären Hüftendoprothetik. Durch den Autor erstellte Graphik.

3.1.3 Bedeutung der Wirbelsäule für den spinopelvinen Komplex

Die Anatomie des Beckens gilt als entscheidender Regulator der Form und Funktion der Wirbelsäule (77, 78). Insbesondere der lageunabhängige Parameter PI wird als wichtiger Einflussfaktor des sagittalen Wirbelsäulenprofils angesehen (77). Der anatomisch konstante Parameter Pelvic Radius (PR) beschreibt die Distanz der Hüftkopffzentren und der Hinterkante des Sakrumplateaus und wurde von Jackson et al. für die Evaluation der spinopelvinen Balance verwendet (208). Der Sacral Table Angle (STA), welcher einen Winkel mit der sakralen Endplatte und dem posterioren sakralen Wirbelkörper einschließt, beschreibt die anatomische Form des Sakrums. Strube et al. haben gezeigt, dass die konstanten anatomischen Parameter (PR, STA und PI) mit spezifischen degenerativen Veränderungen der lumbalen Wirbelsäule assoziiert sind (209). Vice versa wurde bisher noch nicht untersucht, inwieweit kongenitale anatomische Variationen der Wirbelsäule die spinopelvine Anatomie beeinflussen (Arbeit 3) (210). Es konnte gezeigt werden, dass Patient:innen mit lumbosakralen Übergangsstörungen eine signifikant größere PI im Vergleich zur Kontrollgruppe aufwiesen. Eine individuell hohe PI ermöglicht aufgrund der Anatomie eine größere posteriore Beckenkipfung um die bicoxofemorale Achse. Die Bedeutung dieser anatomisch-biomechanischen Gegebenheit erschließt sich durch eine Studie, die berichtet, dass Patient:innen mit adulten spinalen Deformitäten und kompensatorisch erhöhter posteriorer Beckenkipfung eine exzessiv erhöhte Anteversion der azetabulären Komponente aufwiesen (190). Die spinopelvine Anatomie (PI) wird beim Parameter PI-LL zur Beschreibung des sagittalen spinalen Malalignments herangezogen, welcher auch in neuesten Arbeiten zur Klassifikation der spinopelvinen Interaktion bei Hüft-TEP-Patient:innen verwendet wird (186). Aufgrund der Prävalenz von bis zu 35 % sollte man sich des Einflusses von

lumbosakralen Übergangsstörungen auf die spinopelvine Anatomie gewahr sein (182). Unsere Studie (Arbeit 3) unterstreicht die Bedeutung der Wirbelsäule für die spinopelvine Anatomie und damit auch die spinopelvine Funktion (210).

Es kann vermutet werden, dass das sagittale Wirbelsäulenalignment über die pelvinen Mechanismen einen Einfluss auf die funktionelle Implantatpositionierung hat (190). Bisher ist die spinopelvine Mobilität hauptsächlich in Röntgenaufnahmen und durch die Stellung der ossären Strukturen zueinander bestimmt worden. Der Einfluss der Muskulatur ist dabei unberücksichtigt geblieben. Dies überrascht aus mehreren Gründen: Die Muskulatur ist ein essenzieller Teil von dynamischen Prozessen, wie spinopelvine Interaktionen einen darstellen. Die lumbale spinale Muskulatur hat über ihre femoralen, pelvinen und sakralen Muskelansatzpunkte einen relevanten Einfluss auf die Interaktion des spinopelvinen Komplexes. Zudem erfährt die Muskulatur im Kontext der Sarkopenie in den letzten Jahren enorme Aufmerksamkeit (211). Es wird berichtet, dass Sarkopenie einen negativen Einfluss auf das postoperative Ergebnis nach orthopädischen Eingriffen haben kann (212).

Bis dato gab es keine Studie, die den Zusammenhang der Quantität und Qualität der spinalen lumbalen Muskulatur mit dem spinopelvinen Komplex und dem sagittalen spinalen Alignment untersucht hat. Unsere Untersuchung der posterioren paraspinalen Muskulatur (PPM, M. erector spinae und M. multifidus) und des M. psoas major hat signifikante Assoziationen der Fettinfiltration (Qualität) und der fettfreien Muskelquerschnittsfläche (Quantität) zur posterioren Beckenkipfung und dem sagittalen spinalen Alignment (SVA) gezeigt (213). Daher kann vermutet werden, dass eine verminderte Muskelmasse und -qualität der PPM zu einer vermehrten pelvinen Retroversion beitragen kann. Aus diesen Ergebnissen lassen sich zwei Schlussfolgerungen ziehen: Erstens ist die pelvine Retroversion möglicherweise nicht nur Ausdruck eines pelvinen Kompensationsmechanismus bei spinalem Malalignment, sondern Folge einer verminderten Muskelqualität und -quantität. Daher sollte die Muskulatur als unabhängiger Faktor in der Evaluation der spinopelvinen Interaktionen Berücksichtigung finden. Zweitens muss die Theorie der lumbalen Degeneration als Initiationspunkt des spinalen Malalignments möglicherweise um den Einflussfaktor der Muskeldegeneration erweitert werden. Hierfür sind jedoch longitudinale Studien zur Bestimmung der Kausalität notwendig.

An diesen beiden Hypothesen zeigt sich die enge Interaktion von spinopelvinem Komplex und Wirbelsäulenalignment, welche über die Muskulatur miteinander anatomisch und funktionell verbunden sind. Dies weist aber auch auf das spinale Alignment als Einflussfaktor der spinopelvinen Funktion und damit der funktionellen Implantatpositionierung hin. Dieser Einfluss des Wirbelsäulenalignments wurde in einer unserer Arbeiten (welche nicht Teil dieser Habilitationsschrift ist) untersucht (214). Die Studie hat in Gruppen mit sagittalem Malalignment (SVA und PI-LL) eine signifikant geringere lumbale Flexibilität und größere posteriore Beckenkipfung nachgewiesen. Beide Parameter sind Ausdruck einer pathologischen spinopelvinen Mechanik und können daher als prädisponierende Faktoren für eine Hüft-TEP-Instabilität

angesehen werden (64, 188). Dies ist insbesondere bedeutsam, da gezeigt wurde, dass die azetabuläre Komponentenposition mit der lumbalen Flexibilität assoziiert ist (Arbeit 2) (195). Daher kann vermutet werden, dass für die funktionelle Implantatausrichtung die gesamte spinopelvine kinetische Kette und nicht nur die pelvine Mechanik von Bedeutung ist. Die veränderte spinopelvine Mobilität bei Patient:innen mit sagittalem spinalen Malalignment verdeutlicht die Notwendigkeit der additiven Betrachtung des Wirbelsäulenalignments zur Vermeidung von Hüft-TEP-Instabilitäten. Dies wird unterstützt von den Ergebnissen der bisher einzigen Arbeit, welche das klinische Outcome von Patient:innen mit adulter spinaler Deformität und Hüftgelenkersatz (N = 107 Patient:innen mit N = 139 Prothesen) retrospektiv untersucht hat (188). Diese Studie hat eine hohe Dislokationsrate von 8,0 % in einer Kohorte mit primärem Gelenkersatz beschrieben. Die Gruppe mit Dislokation zeigte eine signifikant größere posteriore Beckenkipfung und ein größeres *PI-LL mismatch* als die Gruppe ohne Dislokation. Das vielleicht eindrucklichste Beispiel für die engen Wechselbeziehungen von Dislokation und spinalen Deformitäten stellen Patient:innen mit ankylosierender Spondylitis dar (206, 215). Hieraus erwächst auch die bislang unbeantwortete Frage nach der optimalen Therapiesequenz für die Hochrisikogruppe mit parallel bestehenden Pathologien der Wirbelsäule und des Hüftgelenkes (216).

Zusammenfassend konnten unsere Arbeiten die Bedeutung der Wirbelsäule für die spinopelvine Anatomie und Mechanik zeigen. Zusätzlich wurde demonstriert, dass zum Verständnis der spinopelvinen Interaktion, über die singuläre Betrachtung der ossären Strukturen hinaus auch die Muskulatur beachtet werden sollte. Ausgehend von der Bedeutung der Wirbelsäulevaluation ergibt sich die Frage, inwieweit das spinale Alignment vor dem Hüftgelenkersatz berücksichtigt werden sollte. Die bisherigen Versuche der Risikostratifizierung und daraus abgeleiteter therapeutischer Konsequenzen für die azetabuläre Komponentenpositionierung werden in Kapitel 3.1.4 dargestellt.

3.1.4 Spinopelvine Klassifikation und Implikationen für die Hüftendoprothetik

Aufbauend auf dem Verständnis der spinopelvinen und spinalen Interaktionen ergibt sich die Herausforderung der risikostratifizierten optimalen azetabulären Komponentenpositionierung. Um eine hohe Qualität der endoprothetischen Versorgung unter Berücksichtigung der individuellen spinopelvinen Interaktion zu gewährleisten, ist die Entwicklung einer objektivierbaren Klassifikation notwendig, auf deren Basis Empfehlungen für die Komponentenpositionierung erarbeitet werden können.

Die Arbeitsgruppe um Lawrence Dorr war eine der Ersten, die versuchte, die spinopelvine Interaktion und insbesondere die pelvine Mobilität zu klassifizieren, um daraus Empfehlungen für die Komponentenpositionierung abzuleiten (89). Sie definierten drei Gruppen auf der Grundlage der Differenz der präoperativen Beckenkipfung vom Stehen zum Sitzen (Δ APPT), wobei Δ APPT $< 20^\circ$ als steife, Δ APPT 20° bis 35° als normale und Δ APPT $> 35^\circ$ als hypermobile pelvine Mobilität gewertet wurde. Ihre daraus abgeleitete Schlussfolgerung für die azetabuläre Komponentenpositionierung ist eher allgemein. Der steifen

pelvinen Mobilität sollte man aufgrund der mangelnden azetabulären Öffnung beim Sitzen mit einer erhöhten Anteversion begegnen, das Gegenteil wurde für die hypermobile Gruppe empfohlen. Die gleiche Arbeitsgruppe hat in einer nachfolgenden Studie die spinopelvine Interaktion basierend auf der Differenz vom Stehen zum Sitzen des Sacral Slope (ΔSS ; in deren Arbeit *sacral tilt* genannt) in 5 Gruppen differenziert, normal (ΔSS von 10° bis 30°), hypermobil ($\Delta SS > 30^\circ$), *fixed anterior tilt (stuck standing; $\Delta SS < 10^\circ$; keine posteriore Beckenkipfung beim Hinsetzen)*, *fixed posterior tilt (stuck sitting; $\Delta SS < 10^\circ$; keine anteriore Beckenkipfung beim Hinstellen)* und kyphotisch ($SS \leq 5^\circ$) (90). Bei normaler pelviner Mobilität empfehlen sie eine Inklination von 40° und eine Anteversion von 20° mit einer kombinierten Anteversion von 25° bis 40° . Bei Hypermobilität sollte die Inklination (35° bis 40°) und Anteversion (15° bis 20°) verringert werden, um eine zu vertikale Position der Pfanne beim Sitzen zu vermeiden. Für eine eingeschränkte pelvine Mobilität (steif, *stuck standing* oder *stuck sitting*) wird empfohlen, die Inklination (45°) und Anteversion (20° bis 25°) sowie die kombinierte Anteversion (35° bis 50°) zu erhöhen. Hierdurch soll eine funktionelle Öffnung im Sitzen erreicht werden. Besondere Aufmerksamkeit sollten Patient:innen mit kyphotischer Lendenwirbelsäule ($SS < 5^\circ$ im Stehen) und steifer pelviner Mobilität gewidmet werden, da diese Patient:innen die mangelnde azetabuläre Öffnung beim Hinsetzen nicht über die Wirbelsäule kompensieren können und so zusätzliche Flexion durch das Hüftgelenk mobilisiert wird. Dies kann das Risiko für ein anteriores Impingement erhöhen. Diese von den Autoren vermuteten Kompensationsmechanismen durch die angrenzenden anatomischen Elemente des spinopelvinen Komplexes sind von uns dargelegt worden (Arbeit 2) (195).

Auffallend beim Vergleich der Klassifikationen ist die Verwendung des in der navigierten Endoprothetik etablierten Parameters APPT bei Kanawade et al. und die Verwendung des in der Wirbelsäulen Chirurgie etablierten Parameters zur Beschreibung der Beckenkipfung durch SS bzw. PT bei Stefl et al. (89, 90). Die Beschreibung der Beckenkipfung durch PT ist präziser und zuverlässiger als durch APPT (217). Daher sind SS oder PT zu bevorzugen. Da SS und PT sich zueinander invers verhalten, es aber noch keinen Konsens über die bevorzugte Verwendung gibt, sind in unserer Arbeit beide Parameter dargestellt worden (194).

Wie in unseren Studien gezeigt, beeinflusst die Wirbelsäule die spinopelvine Anatomie und Mechanik (210, 213). Daher ist die Berücksichtigung des Wirbelsäulenalignments bei der Klassifikation der spinopelvinen Interaktion konsequent. Luthringer et al. stellten einen vereinfachten Ansatz vor und definierten vier Gruppen (177). Das sagittale spinale Alignment wird anhand von PI-LL in normal ($\pm 10^\circ$) und pathologisch ($> 10^\circ$; als *flatback deformity* bezeichnet) und die pelvine Mobilität (als *spinal mobility* bezeichnet) in normal ($\Delta SS > 10^\circ$) und steif ($\Delta SS < 10^\circ$) eingeteilt. Für Patient:innen mit normalem Wirbelsäulenalignment und normaler pelviner Mobilität (Gruppe 1a) wird eine Anteversion von 20° bis 25° empfohlen. Bei ausschließlich limitierter pelviner Mobilität ($\Delta SS < 10^\circ$) ohne spinales Malalignment (Gruppe 1b) sollte eine erhöhte Anteversion (30°) der Pfanne angestrebt werden, um ein anteriores Impingement und eine

posteriore Dislokation zu vermeiden. Die Gruppe mit spinalem Malalignment und normaler pelviner Mobilität (Gruppe 2a) kann eine verstärkte posteriore Beckenkipfung im Stehen aufweisen, welche mit einer erhöhten funktionellen Pfannenanteversion assoziiert ist. Dies kann zu einem erhöhten Risiko für ein posteriores Impingement im Stehen führen. Die komplexeste Gruppe in Bezug auf die spinopelvine Mechanik sind Patient:innen mit sagittalem Malalignment und limitierter pelviner Mobilität (Gruppe 2b). Hier gibt es einen engen Bereich zwischen einer erhöhten Anteversion, um ein anteriores Impingement im Sitzen zu verhindern und gleichzeitig keine zu große Anteversion im Stehen zu erzeugen, die das Risiko eines posterioren Impingements birgt.

Die gleiche Arbeitsgruppe um Vigdorich et al. hat diese auf vier Gruppen basierende Klassifikation noch einmal differenzierter dargestellt (186). In der Gruppe mit sagittalem Malalignment und normaler pelviner Mobilität (Gruppe 2A) wird anhand des APPT im lateralen stehenden Röntgenbild zwischen anteriorer und posteriorer Beckenkipfung unterschieden. Die Autoren gehen davon aus, dass die anteriore Beckenkipfung aufgrund einer Hüftflexionskontraktur besteht und sich postoperativ zurückbildet. Die posteriore Beckenkipfung wird als Kompensationsmechanismus eines sagittalen spinalen Malalignments angesehen. Dies unterstreicht die Bedeutung unserer Untersuchung (Arbeit 4), welche den Einfluss der lumbalen paraspinalen Muskulatur auf die pelvine Mechanik und das spinale Alignment evaluiert hat. Dabei wurde die Fettinfiltration als Indikator der Muskelqualität der posterioren paraspinalen Muskulatur als additiver und möglicherweise unabhängiger Einflussfaktor auf die posteriore Beckenkipfung identifiziert. Vigdorich et al. haben einen Grenzwert von $\geq 13^\circ$ der posterioren Beckenkipfung definiert, ab der eine verringerte azetabuläre Anteversion von weniger als 20° bis 25° angestrebt werden sollte. Dies soll eine übermäßige funktionelle Anteversion im Stehen verhindern. Die Autoren beschreiben nicht, wie der Grenzwert der posterioren Beckenkipfung (APPT) von $\geq 13^\circ$ ermittelt wurde (186). Bemerkenswerterweise hat unsere Studie (Arbeit 1) ebenfalls eine posteriore Beckenkipfung $\geq 13^\circ$ (PT) als Grenzwert zur Detektion der pelvinen Steifheit im präoperativen Screening identifiziert (194). Wie schon beschrieben, ist die Gruppe (2b) mit spinalem Malalignment und eingeschränkter pelviner Mobilität am komplexesten zu behandeln. Patient:innen mit einer posterioren Beckenkipfung $< 13^\circ$ sollten im Sinne einer Gratwanderung zwischen der Vermeidung einer anterioren Instabilität im Stehen und einer posterioren Instabilität im Sitzen mit einer Anteversion von 20° bis 25° adressiert werden. Bei Patient:innen mit ausgeprägter pelviner Kompensation des spinalen Malalignments mit $\geq 13^\circ$ posteriorer Beckenkipfung sollte eine Dual-Mobility-Komponente verwendet werden (186). Die Dual-Mobility-Implantate haben in einem kurzen Nachuntersuchungszeitraum in einer spinopelvinen Risikogruppe gute Ergebnisse gezeigt (218). Es fehlen bislang aber Langzeitdaten zu den Abriebdaten der modernen Dual-Mobility-Komponenten und es verbleiben spezifische Risiken wie das Komponentenimpingement und nachfolgende Einkerbung (englisch *notching*) des Schafthalses (219, 220). Neben der Komponentenpositionierung sollte versucht werden, auch andere biomechanische Prinzipien zur Vermeidung der Instabilität zu berücksichtigen. Dies

inkludiert u. a. die adäquate Rekonstruktion des femoralen Offsets und der Beinlänge und die Verwendung von großen Kopfdurchmessern (36 mm).

Die Arbeiten dieser Habilitationsschrift reflektieren die Bedeutung der Wirbelsäule und der spinopelvinen Kinematik für die funktionelle acetabuläre Komponentenausrichtung. Die Betrachtung der beiden Faktoren Wirbelsäulenalignment und pelvine Mobilität spiegelt sich auch in den jüngsten Klassifikationen wider (186). Ob die aktuelle Fokussierung auf die pelvine Mobilität ausreicht, um eine adäquate Risikostratifizierung und damit niedrigere Dislokationsrate zu erreichen, müssen zukünftige Untersuchungen zeigen. Wie in unseren Arbeiten dargelegt, sollte der spinopelvine Komplex als dreigliedrige funktionell-anatomische Einheit verstanden werden. Bislang sind die lumbale Flexibilität und die Hüftbewegung noch in keiner Klassifikation berücksichtigt worden. Daher ist es aus unserer Sicht sinnvoll, diese beiden Parameter bei der zukünftigen Entwicklung einer modifizierten Klassifikation zu implementieren (194, 195). Zudem konnte gezeigt werden (Arbeit 4), dass der biomechanisch komplexe Einfluss der Muskulatur in Bezug auf die spinopelvine Mechanik noch weitgehend unverstanden ist. Weitere Studien müssen zeigen, ob eine regelhafte Untersuchung der Muskulatur im spinopelvinen Screening sinnvoll ist.

Aus der Entwicklung der Klassifikationen erwächst die Frage, bei welchen Patient:innengruppen diese anzuwenden sind. Hierüber gibt es, wie beim präoperativen spinopelvinen Screening, noch keinen Konsens. Vigdorchik et al. empfehlen ein systematisches präoperatives Screening aller primären Hüftendoprothetikpatient:innen und die Anwendung der von ihnen entwickelten Hip-Spine-Klassifikation (186). Zukünftige Studien müssen die Überlegenheit dieses risikostratifizierten, aber aufwendigen Vorgehens für das langfristige klinische Ergebnis der Patient:innen nachweisen. Erste mittelfristige Ergebnisse berichten über eine Dislokationsrate von 0.8 % bei Anwendung dieses Diagnostik- und Therapiealgorithmus in der primären Hüftendoprothetik (186). In einer Kohorte mit rezidivierender Instabilität konnte bei Anwendung jenes Algorithmus nach der Revisionsoperation ein signifikant geringeres Risiko für Instabilitäten im Vergleich zu einer Kontrollgruppe festgestellt werden (221). Aufgrund der geringeren Patient:innenzahl und der individuell und sozioökonomisch großen Belastung einer Revisionsoperation kann die systematische Untersuchung von spinopelvinen Interaktionen bei rezidivierenden Instabilitäten vor der Revisionsoperation als sinnvoll erachtet werden. Dies kann für die primäre Endoprothetik basierend auf der aktuellen Evidenz noch nicht empfohlen werden.

3.2 Optimierung der Implantatbelastung unter dem Aspekt der aktivitätenspezifischen In-vivo-Analyse

Aus der Demographie der Patient:innen, die einen Hüftgelenkersatz erhalten, ergeben sich mehrere Herausforderungen, wenn man das Spannungsfeld zwischen möglichst uneingeschränktem Aktivitätsniveau und möglichst langer Standzeit betrachtet. Ursprünglich wurde der Hüftgelenkersatz von Sir John Charnley als Verfahren für ältere Patient:innen mit geringem Aktivitätsniveau beschrieben (9). Im Vergleich zu den 1960er Jahren sind der Funktionsanspruch und das Aktivitätsniveau der Patient:innen heutzutage

deutlich gestiegen. Ein hohes Aktivitätsniveau nach dem Gelenkersatz spielt für die Lebensqualität der Patient:innen eine große Rolle, wird aber gleichzeitig auch mit einer höheren Versagensrate in Verbindung gebracht (15-17). Möglicherweise als Hinweis auf einen Zusammenhang von Aktivitätsniveau und Patient:innenalter berichten Kahlenberg et al., dass insbesondere jüngere Patient:innen häufiger von aseptischen Lockerungen und Abrieb als Revisionsgrund betroffen sind (222). Die zunehmende Prävalenz von Adipositas ist eine weitere Entwicklung, welche die mechanische Belastung des Gelenkersatzes neben dem Aktivitätsniveau beeinflusst (223). Passend dazu berichten Studien über Adipositas als Risikofaktor, welcher mit aseptischen Lockerungen assoziiert ist (224-226). Neben den negativen Effekten von mechanischen Belastungen für den Gelenkersatz soll auch die enorme Bedeutung von regelmäßiger physischer Aktivität hervorgehoben werden. Körperliche Aktivität trägt nachweislich zur Prävention von kardiovaskulären Erkrankungen, Typ-2-Diabetes, Adipositas sowie Brust- und Darmkrebs bei (227). Zudem kann Bewegung die Knochendichte erhalten, den mit *Stress Shielding* assoziierten Knochendichteverlust verringern und die muskuläre Koordination verbessern und dementsprechend das Sturzrisiko senken (136, 228-230). Die außerordentliche Bedeutung von Bewegung für die Gesundheit wird durch die Empfehlungen der Weltgesundheitsorganisation von mindestens 150 Minuten mäßig intensiver oder mindestens 75 Minuten intensiver körperlicher Aktivität pro Woche unterstrichen (231).

Obwohl die Wahl und Intensität der physischen Aktivität einen weitreichenden Einfluss auf die Langlebigkeit des Gelenkersatzes haben kann, beruhen die weithin akzeptierten Empfehlungen größtenteils auf Studien mit niedrigem Evidenzgrad (149). Demzufolge ist eine aktivitätenspezifische Messung der Implantatbelastung von großem Wert, um datenbasierte Empfehlungen zu ermöglichen. Die in unserer Arbeit verwendete Methode mittels instrumentierter Implantate gilt als Goldstandard in der Erfassung von In-vivo-Belastungen (157). Alle untersuchten Übungen an Fitnessgeräten zeigten keine signifikante Erhöhung im Vergleich zum Gehen. Bei den Dehn- und Kräftigungsübungen sowie den Aerobic-Übungen wurde eine signifikant geringere oder ähnliche In-vivo-Belastung im Vergleich zur Referenzaktivität festgestellt. Ausnahmen mit einer signifikanten Erhöhung der Belastung stellten Übungen dar, bei denen es im Bewegungsablauf zum Einbeinstand gekommen ist.

Auf der Grundlage unserer Untersuchung von vier Fitnessgeräten gehen wir davon aus, dass diese in Bezug auf In-vivo-Belastungen als weitgehend sichere Aktivitäten gelten können. Dies gilt auch für die Dehn- und Kräftigungsübungen sowie Aerobic-Übungen ohne Board. Es kann versucht werden, den im Einbeinstand auftretenden erhöhten Belastungen zu begegnen, indem man eine externe Stabilisierung (z. B. weitere Person, Haltegriff oder Stuhl) verwendet. Die Übungen im Einbeinstand sollten dennoch unter besonderer Vorsicht durchgeführt werden. Aerobic-Übungen mit Board sollten aufgrund der teilweise erhöhten Belastungen nicht in der frühen postoperativen Phase eingesetzt werden. Unter physiotherapeutischer Anleitung und Anpassung an die individuellen muskulären und koordinativen Fähigkeiten

der Patient:innen kann diese Übungsform im Verlauf erwogen werden. Bei der Empfehlung von sportlichen Aktivitäten nach dem Hüftgelenkersatz sollten immer die präoperativ bestehenden Vorkenntnisse und das Leistungsniveau der Patient:innen berücksichtigt werden.

Um die Ergebnisse der In-vivo-Messungen einzuordnen, werden diese mit den in der Literatur bestehenden Empfehlungen zu sportlichen Aktivitäten verglichen. Am weitesten verbreitet ist das Konzept von High-Impact- und Low-Impact-Aktivitäten. In der gemeinsamen Umfrage der amerikanischen Fachgesellschaft der Hüft- und Kniechirurgen (American Association of Hip and Knee Surgeons) und der Hip Society von 2007 wurde Gerätetraining von der Mehrheit (60 %) ohne und von 33 % der Befragten mit Vorerfahrung erlaubt (154). Die Umfrage differenzierte zwischen Low-Impact- und High-Impact-Aerobic, ohne deren Unterschied zu definieren. Die Ausübung von Low-Impact- Aerobic wurde von 86 % der Befragten uneingeschränkt erlaubt, während High-Impact-Aerobic von 84 % nicht erlaubt wurde. Aus den Ergebnissen wurde ein Konsensus ermittelt, welcher Gerätetraining (*weight machines*) und Low-Impact-Aerobic erlaubt, während High-Impact-Aerobic nicht erlaubt ist. Ein Äquivalent zu Dehn- und Kräftigungsübungen (Gymnastik) wurde nicht untersucht. Eine Mehrheit (59 %) empfiehlt eine Rückkehr zu sportlichen Aktivitäten nach drei bis sechs Monaten. Ähnliche Ergebnisse wurden in einer Umfrage unter dänischen Endoprothetikspezialist:innen von 2014 berichtet (151). 76 % der Befragten erlaubten Low-Impact-Aerobic, während High-Impact-Aerobic nicht untersucht worden ist. Der Unterschied zwischen High- und Low-Impact-Aerobic wurde auch hier nicht definiert. Gerätetraining ist nicht explizit untersucht worden, *weight lifting* wird jedoch von 64 % uneingeschränkt erlaubt. Gymnastik wurde in der Umfrage nicht berücksichtigt. Es sind keine Empfehlungen zur Wiederaufnahme von sportlichen Aktivitäten nach dem Hüftgelenkersatz postuliert worden. Die britische Hüftgesellschaft berichtete 2017 im Einklang mit den vorgenannten Studien, dass eine Mehrheit der Befragten (88 %) Low-Impact- empfehlen und High-Impact-Aerobic (60 %) nicht empfehlen würde (232). Abweichend zur dänischen Studie empfiehlt eine einfache Mehrheit der Befragten (45 %) *weight lifting* nicht als postoperative Aktivität. Eine Mehrheit (44 %) empfiehlt die Wiederaufnahme von Sport nach 12 Wochen, während 37 % dies schon nach sechs bis 12 Wochen postoperativ erwägen. Die europäische Hüftgesellschaft hat mittels einer Mitgliederumfrage im Jahr 2021 Fitness/Training mit Gewichten (64 % erlaubt; 21 % erlaubt, wenn Vorerfahrung) und Aerobic (67 % erlaubt; 22 % erlaubt, wenn Vorerfahrung) ab der 12. Woche postoperativ mehrheitlich als empfehlenswert eingeordnet (150). Bis zur sechsten postoperativen Woche wird Aerobic nicht empfohlen, während es von der sechsten bis zur 12. Woche keinen Konsens gibt. Dies gilt auch für die ersten 12 Wochen postoperativ beim Fitness-/Gewichtstraining. Gymnastik ist nicht untersucht worden. In einer Umfrage der Deutschen Gesellschaft für Endoprothetik aus dem Jahr 2021 ordnete die Mehrheit der Befragten Gerätetraining (*fitness/weights*) und gymnastische Übungen (*gymnastics*) bei bestehender Vorerfahrung als empfehlenswerte Aktivitäten ein (155).

In der Zusammenschau der Literatur zeigen sich in Bezug auf die in dieser Habilitationsschrift untersuchten Übungen mehrere Herausforderungen. Eine allgemeingültige Definition der abzufragenden Aktivitäten existiert nicht. Die amerikanische Arbeit unterscheidet zwischen *weight machines* und *weight lifting*, während die europäische Studie dies unter *fitness/weight lifting* und die deutsche Arbeit unter *fitness/weights* kumuliert. Dies erschwert die Vergleichbarkeit. Während die amerikanischen und britischen Fachgesellschaften zwischen High- und Low-Impact-Aerobic unterscheiden, gilt dies nicht für die Arbeiten der europäischen und deutschen Fachgesellschaft. Trotz der hohen praktischen Relevanz wird nicht definiert, worin der Unterschied von High- und Low-Impact-Aerobic besteht. Die in den Umfragen repräsentierten Expert:innenmeinungen spiegeln die ermittelten aktivitätenspezifischen In-vivo-Belastungen partiell wider. Konkret könnte man aus den Empfehlungen für High-Impact- und gegen Low-Impact-Aerobic in Bezug auf die In-vivo-Daten ableiten, dass Aerobic-Übungen ohne Board als empfehlenswert und, wenn man sich das Low-/High-Impact-Konzept zu eigen macht, als Low-Impact-Aktivität gelten können. Die Übungen mit Board haben teilweise zu höheren Belastungen geführt und sind entsprechend den britischen und amerikanischen Umfragen nicht zu empfehlen. Die In-vivo-Belastungen beim Gerätetraining spiegeln die Empfehlungen der amerikanischen, europäischen und deutschen Fachgesellschaften als mögliche Aktivität nach dem Hüftgelenkersatz wider. Lediglich die britische Fachgesellschaft sieht dies kritischer, berichtete in ihrer Studie jedoch von *weight lifting*, was nicht gleich Gerätetraining und damit eingeschränkt vergleichbar ist. Gymnastik ist nur in der deutschen Studie untersucht worden und hier bei bestehender Erfahrung der Patient:innen überwiegend als empfehlenswert angesehen worden.

Trotz der einzigartigen Vorteile von In-vivo-Messungen sind diese nicht der alleinige Prädiktor für das Implantatversagen. Als weitere relevante Einflussfaktoren für die Prothesenstandzeit gelten u. a. die Komponentenpositionierung, die verwendeten Materialien der Gleitpaarung, die Verankerungstechnik, die Oberflächenbeschaffenheit der Komponenten und die Knochenqualität (50, 56, 233, 234). Als Limitation der Untersuchung sollte berücksichtigt werden, dass die Ergebnisse auf einer kleinen Studienpopulation, welche vergleichsweise jung und dementsprechend aktiver ist, beruhen. Daher ist die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die allgemeine Population mit Hüftgelenkersatz nicht uneingeschränkt möglich. In den in dieser Habilitationsschrift dargestellten Arbeiten ist das Reibungsmoment nicht dargestellt worden, obwohl die Reibung einen möglichen Einfluss auf die Standzeit haben kann (235). Die in der Untersuchung verwendeten Implantatkomponenten sind weit verbreitet, dennoch sollte berücksichtigt werden, dass beispielsweise andere Schaftdesigns wie Kurzschaftprothesen möglicherweise andere Belastungen aufweisen. Eine Herausforderung in der Interpretation der In-vivo-Belastungen besteht darin, dass aktuell keine Grenzwerte vorliegen, welche als pathologisch einzustufen und mit einer Verkürzung der Standzeit assoziiert sind. Als Surrogatparameter zur Einordnung der Implantatbelastung wurde das als klinisch unbedenklich eingestufte Gehen in der Ebene herangezogen. Die Herausforderung in der Definition von Schwellenwerten ist multifaktoriell. Es muss beachtet werden, inwiefern kurzzeitige starke

Belastungserhöhungen im Vergleich zu langfristigen geringen Belastungserhöhungen einen Einfluss auf das Outcome haben und inwieweit die Art der Aktivität selbst hier einer Rolle spielt. Weiterhin bleibt offen, welchen individuellen Einfluss die gemessenen Parameter (F_{res} , M_{bend} und M_{tors}) auf die Standzeit haben.

Zusammenfassend kann die Messung der In-vivo-Belastung als ein Baustein in der Entwicklung von aktivitätenspezifischen Empfehlungen für Sport nach dem Hüftgelenkersatz dienen. Eine Anpassung des Low-/High-Impact-Konzeptes an die In-vivo-Daten und ein länderübergreifender Konsens zur Definition von Aktivitäten erscheint sinnvoll. Diese optimierten Empfehlungen können zukünftig in der transparenten Patient:innenkommunikation verwendet werden, um den bedeutenden Prinzipien des *informed patient consent* und des *shared decision making* gerecht zu werden. Die In-vivo-Messungen können dementsprechend die Datengrundlage darstellen, an denen sich das Spannungsfeld von möglichst hoher Aktivität und Lebensqualität auf der einen und möglichst hoher Sicherheit und Standzeit auf der anderen Seite aufspannt.

4 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Habilitationsschrift wurden spinopelvine Interaktionen unter dem Aspekt der funktionellen Implantatpositionierung und aktivitätenspezifische Implantatbelastungen untersucht. Übergeordnetes Ziel der Arbeit war es, durch ein grundlegendes Verständnis der Implantatbelastung und der spinopelvinen Wechselwirkung auf die Hüfttotalendoprothese präventive Strategien zur Reduktion von aseptischen Lockerungen und Protheseninstabilitäten zu erarbeiten.

Da pathologische spinopelvine Interaktionen als Risikofaktor für Dislokationen gelten, ist das Verständnis der funktionellen Wechselbeziehungen der anatomischen Elemente des spinopelvinen Komplexes für die präoperative Risikostratifizierung unabdingbar. Unsere Arbeit konnte zeigen, dass die lumbale Wirbelsäule, das Becken und die Hüftgelenke nicht nur anatomisch, sondern auch funktionell eng miteinander verbunden sind (Arbeit 1). Dies bestätigte unsere These, dass der spinopelvine Komplex als funktionell-anatomische Einheit anzusehen ist und man zukünftig über die isolierte Betrachtung der pelvinen Mechanik hinausgehen sollte.

Folglich ist die präoperative Identifikation der pathologischen spinopelvinen Mobilität bedeutsam, aber nicht ohne Weiteres möglich. Daher werden funktionelle Aufnahmen im Stehen und Sitzen eingesetzt. Unsere Arbeit konnte erstmalig präoperative Grenzwerte in lateralen Röntgenaufnahmen im Stehen zur niedrigschwelligen Detektion der postoperativen pelvinen Mobilität definieren (Arbeit 1), welche möglicherweise beim präoperativen Screening von Patient:innen vor dem Hüftgelenkersatz eingesetzt werden können. Die präoperative Untersuchung der spinopelvinen Mobilität wirft die bislang unbeantwortete Frage auf, bei welchen Patient:innen ein Screening durchgeführt werden sollte. Hierfür könnte die Entwicklung eines risikobasierten Modells sinnvoll sein. Dieses könnte beispielsweise demographische Faktoren wie Alter und Adipositas, Vorerkrankungen wie Spondylitis ankylosans, Risikofaktoren wie lumbale Fusionsoperationen, anamnestische Angaben wie Rückenschmerzen, einen positiven Mennell-Test in der klinischen Untersuchung und die geplante Operation (primäre oder Revisionsendoprothetik) umfassen. Daraus abgeleitet könnte der Algorithmus im Sinne eines Ampelsystems den Chirurg:innen keines, ein einfaches (laterales Röntgen stehend) oder ein erweitertes Screening (funktionelles Röntgen stehend-sitzend) empfehlen.

Die optimale Ausrichtung der azetabulären Komponente ist von enormer Bedeutung. In Arbeit 2 konnte gezeigt werden, dass die pelvine Mobilität einen signifikanten Einfluss auf die Anteversion und Inklination der Pfanne in der funktionellen Untersuchung hat. Daraus lässt sich schließen, dass die dynamische Untersuchung (Stehen-Sitzen) die funktionelle Implantatausrichtung, welche für den Dislokationsmechanismus entscheidend ist, adäquat repräsentiert. Überdies wurde gezeigt, dass die Pfannenausrichtung mit der lumbalen Flexibilität assoziiert ist. Dies unterstützte die These, dass die gesamte spinopelvine kinetische Kette für die Implantatfunktion bedeutsam ist. Folglich sollten zukünftig Grenzwerte für die

pathologische lumbale Flexibilität und Hüftbewegung analog zur pelvinen Mobilität ermittelt werden und beide Parameter sollten in eine modifizierte Klassifikation implementiert werden.

Grundsätzlich wurde deutlich, dass die bisherige Fokussierung auf die statische a. p. Beckenübersicht den funktionellen Interaktionen nicht gerecht wird. Die beginnende Entwicklung zur dreidimensionalen Planung der Implantatposition sollte um spinopelvine Interaktionen ergänzt werden. Die Kombination von computergestützten Algorithmen in der standardisierten Bildauswertung der spinopelvinen Interaktion und die Vernetzung mit navigierter roboterassistierter Chirurgie kann möglicherweise die Implantatpositionierung verbessern. Da die Position der Femurkomponenten ebenfalls zum impingementfreien Bewegungsumfang beiträgt, sollten zukünftige Studien zu spinopelvinen Interaktionen die funktionelle kombinierte Anteversion miteinbeziehen.

Arbeit 3 konnte zeigen, dass kongenitale anatomische Variationen der Wirbelsäule einen signifikanten Einfluss auf die spinopelvine Anatomie haben. Daher unterstreicht unsere Studie die engen reziproken Interaktionen zwischen Wirbelsäule und Becken. Daraus lässt sich ableiten, dass eine umfassende präoperative Untersuchung notwendig ist. Diese sollte den dreigliedrigen spinopelvinen Komplex und das Wirbelsäulenalignment umfassen, aber auch koexistente Pathologien (z. B. spinale Degeneration, spinale anatomische Variationen, Spondylitis ankylosans) berücksichtigen.

Arbeit 4 hat den Zusammenhang der spinalen lumbalen Muskulatur zum spinopelvinen Komplex und dem Wirbelsäulenalignment evaluiert. Die Untersuchung der posterioren paraspinalen Muskulatur (M. erector spinae und M. multifidus) und des M. psoas major hat Assoziationen der Fettinfiltration und der fettfreien Muskelquerschnittsfläche zur posterioren Beckenkipfung und dem sagittalen spinalen Alignment gezeigt. Daher wurde vermutet, dass eine verminderte Qualität und Quantität der Muskulatur zu einer vermehrten pelvinen Retroversion beitragen kann. Dies widerlegte die These, dass die Beckenkipfung nur als Ausdruck eines pelvinen Kompensationsmechanismus bei spinaler Imbalance zu sehen ist. Da die spinopelvine Funktion bislang nur in Röntgenaufnahmen bestimmt wurde, sollte die Muskulatur als möglicher Einflussfaktor in der Evaluation der spinopelvinen Mechanik zukünftig Berücksichtigung finden. Um die Bedeutung der Muskulatur für den spinopelvinen Komplex besser zu verstehen, sollten weitere Untersuchungen die hüftgelenkumgreifenden Muskelgruppen evaluieren. Der Fokus auf die Muskulatur ist aber nicht nur aus biomechanischer Perspektive zum Verständnis der spinopelvinen Interaktion sinnvoll, sondern sollte auch die bislang in der orthopädischen Chirurgie unterrepräsentierte Sarkopenie als Einflussfaktor auf das operative Ergebnis inkludieren. Zukünftig wären algorithmenbasierte Modelle denkbar, die beispielsweise klinische Daten wie Blutuntersuchungen, Ernährungszustand, Knochenqualität und Vorerkrankungen, funktionelle Tests wie die Handkraftmessung, die Gehgeschwindigkeit, den „Timed Up and Go“-Test und radiologische Daten wie die spinopelvinen Parameter und die Fettinfiltration spezifischer Muskelgruppen miteinander verbinden, um mit diesem patient:innenspezifi-

schen Risikoprofil die Chirurg:innen in der prä-, intra- und postoperativen Entscheidungsfindung zu unterstützen. Diese Unterstützung ist auf mehreren Ebenen denkbar: Eine Identifikation von Risikopatient:innen für das frühzeitige Versagen der Prothese aufgrund einer Kombination von Osteoporose, spinalem Malalignment und Sarkopenie könnte ein klinisches Beispiel sein. Darauf aufbauend könnten beispielsweise präventive Konzepte wie eine Ernährungsoptimierung, Prähabilitationsmaßnahmen oder eine Osteoporosetherapie in einem interdisziplinären Rahmen initiiert werden. Zudem könnte die algorithmenbasierte Unterstützung dazu beitragen, chirurgische Therapiekonzepte zu adaptieren und in Risikokohorten den Kopplungsgrad zu erhöhen, die Implantatposition zu verändern, eine zementierte Versorgung zu erwägen oder postoperative rehabilitative Maßnahmen zu intensivieren. Zudem zeigte sich die Muskulatur als funktionelles Bindeglied zwischen spinopelvinem Komplex und Wirbelsäulenalignment. Dies illustriert den möglichen Einfluss der Wirbelsäule auf die funktionelle Implantatpositionierung und verdeutlicht, dass das sagittale spinale Alignment in den Erwägungen vor dem Hüftgelenkersatz Berücksichtigung finden sollte. Die Relevanz unserer Studien spiegelt sich auch in neuesten Klassifikationen zur Implantatpositionierung wider, welche das Wirbelsäulenalignment als Faktor inkludieren. Zusammenfassend konnten die Arbeiten 3 und 4 die Bedeutung der Wirbelsäule für die spinopelvine Anatomie und Mechanik zeigen.

Neben den dargestellten Erwägungen zur funktionellen Implantatpositionierung untersuchte diese Habilitationsschrift die aktivitätenspezifische Implantatbelastung mittels einer einzigartigen Kohorte von Patient:innen mit instrumentierten Implantaten. Die gemessenen In-vivo-Belastungen reflektierten nur teilweise die bisherigen Empfehlungen der Fachgesellschaften. Daher sollte das Konzept von Low-/High-Impact-Aktivitäten neben der subjektiven und nicht einheitlichen Einteilung kritisch betrachtet werden. Es bleibt offen, welchen Einfluss eine intensive Ausübung von Low-Impact-Sport oder die Ausübung von Low-Impact-Aktivitäten von unerfahrenen Patient:innen auf den Gelenkersatz hat. Das grundsätzliche Konzept ist nachvollziehbar, bedarf aber einer Anpassung an durch In-vivo-Messungen gezeigte Belastungen und einen Konsens zur Definition von Aktivitäten. Eine Herausforderung bei der Interpretation der In-vivo-Belastungen besteht darin, dass aktuell keine Grenzwerte vorliegen, die mit einer Verkürzung der Standzeit assoziiert sind.

Ausgehend von dieser Habilitationsschrift sollten sich Untersuchungen anschließen, welche die Implantatbelastungen in Bezug zu spinopelvinen Interaktionen und dem spinalen Alignment evaluieren. Dieser kombinierte Ansatz mit dem Ziel, Implantatbelastung und Implantatposition in Abhängigkeit von dynamischen Interaktionen, welche den Alltag widerspiegeln, darzustellen, kann beispielsweise mit der Vernetzung von nicht-invasiven Messmethoden wie der dreidimensionalen Ganganalyse, der Belastungsmessung mittels sensorgestützter Einlegesohlen und der funktionellen Evaluation des spinalen Profils (z. B.

Epionics SPINE) erreicht werden. Hierdurch kann die Wechselwirkung von Implantatbelastung und funktioneller Implantatpositionierung dargestellt werden, was potenziell dazu beitragen kann, das Implantatversagen zu reduzieren.

Die Hüftendoprothetik ist eine außerordentlich erfolgreiche medizinische Intervention und bereits auf hohem Niveau etabliert. Um dieses zu halten und auszubauen, bedarf es einer konzertierten Anstrengung der orthopädischen Chirurgie, der Wissenschaft und der Implantathersteller. Langfristig ist es denkbar, dass regenerative Ansätze an Bedeutung gewinnen. Ebenso sollte die Prävention von degenerativen muskuloskelettalen Erkrankungen ein Fokus sein. In der Gesundheitsedukation der Bevölkerung in Bezug auf Ernährung und Bewegung besteht noch unausgeschöpftes Potenzial. Ohne Zweifel ist die Hüftendoprothetik auf absehbare Zeit ein unverzichtbares Werkzeug zur Verbesserung der Lebensqualität und zum Erhalt der Mobilität. Daher müssen alle Anstrengungen unternommen werden, um dieses Verfahren weiter zu optimieren. Folglich kann diese Habilitationsschrift dazu beitragen, dass Implantatversagen durch die Analyse der aktivitätenspezifischen Implantatbelastung und der funktionellen Implantatpositionierung unter dem Aspekt der spinopelvinen Interaktion zu reduzieren.

5 Literaturangaben

1. Murray CJ, Barber RM, Foreman KJ, Abbasoglu Ozgoren A, Abd-Allah F, Abera SF, et al. Global, regional, and national disability-adjusted life years (DALYs) for 306 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE) for 188 countries, 1990-2013: quantifying the epidemiological transition. *Lancet*. 2015;386(10009):2145-91.
2. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014;73(7):1323-30.
3. Bundesamt S. Bis 2035 wird die Zahl der Menschen ab 67 Jahre um 22 % steigen 2021 [Available from: https://www.destatis.de/DE/Presse/Pressemitteilungen/2021/09/PD21_459_12411.html, letztes Abrufdatum: 12.09.2023].
4. Bundesamt S. Die 20 häufigsten Operationen insgesamt 2021 [Available from: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/drg-operationen-insgesamt.html>, letztes Abrufdatum: 12.09.2023].
5. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(4):780-5.
6. Kurtz SM, Lau E, Ong K, Zhao K, Kelly M, Bozic KJ. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(10):2606-12.
7. Klug A, Pfluger DH, Gramlich Y, Hoffmann R, Drees P, Kutzner KP. Future burden of primary and revision hip arthroplasty in Germany: a socio-economic challenge. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2021;141(11):2001-10.
8. Gluck T. Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defekten höherer Gewebe, sowie über die Verwendung resorbierbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie. *Arch Klin Chir* 1891.
9. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*. 1961;1(7187):1129-32.
10. Evans JT, Evans JP, Walker RW, Blom AW, Whitehouse MR, Sayers A. How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *Lancet*. 2019;393(10172):647-54.
11. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007;370(9597):1508-19.
12. Skyttä ET, Jarkko L, Antti E, Huhtala H, Ville R. Increasing incidence of hip arthroplasty for primary osteoarthritis in 30- to 59-year-old patients. *Acta Orthop*. 2011;82(1):1-5.
13. Wells VM, Hearn TC, McCaul KA, Anderton SM, Wigg AE, Graves SE. Changing incidence of primary total hip arthroplasty and total knee arthroplasty for primary osteoarthritis. *J Arthroplasty*. 2002;17(3):267-73.
14. Merx H, Dreinhöfer K, Schröder P, Stürmer T, Puhl W, Günther KP, et al. International variation in hip replacement rates. *Ann Rheum Dis*. 2003;62(3):222-6.
15. Kinkel S, Wollmerstedt N, Kleinhans JA, Hendrich C, Heisel C. Patient activity after total hip arthroplasty declines with advancing age. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(8):2053-8.
16. Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, dela Rosa M, Fa'vae F, et al. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res*. 2000(381):36-46.
17. Feller JA, Kay PR, Hodgkinson JP, Wroblewski BM. Activity and socket wear in the Charnley low-friction arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1994;9(4):341-5.
18. Bayliss LE, Culliford D, Monk AP, Glyn-Jones S, Prieto-Alhambra D, Judge A, et al. The effect of patient age at intervention on risk of implant revision after total replacement of the hip or knee: a population-based cohort study. *Lancet*. 2017;389(10077):1424-30.
19. Schreurs BW, Hannink G. Total joint arthroplasty in younger patients: heading for trouble? *Lancet*. 2017;389(10077):1374-5.
20. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(1):128-33.
21. Patil S, Garbuz DS, Greidanus NV, Masri BA, Duncan CP. Quality of life outcomes in revision vs primary total hip arthroplasty: a prospective cohort study. *J Arthroplasty*. 2008;23(4):550-3.
22. Jafari SM, Coyle C, Mortazavi SM, Sharkey PF, Parvizi J. Revision hip arthroplasty: infection is the most common cause of failure. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(8):2046-51.
23. Kärrholm J, Nauclér E, Nätman J, Vinblad J, Rolfson O. Swedish Hip Arthroplasty Register Annual report 2019. 2021. [Available from: https://registercentrum.blob.core.windows.net/shpr/r/VGR_Annual-report_SHAR_2019_EN_Digital-pages_FINAL-ryxaMBUWZ_.pdf, letztes Abrufdatum: 12.09.2023].
24. Grimberg A JV, Lütznert J MO, Morlock M, Steinbrück A. Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) Jahresbericht 2021 [Available from: https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/Jahresbericht2021_2021-10-25_F.pdf, letztes Abrufdatum: 12.09.2023].
25. Graves S. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry 2021 Annual Report [Available from: <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/712282/Hip%2C+Knee+%26+Shoulder+Arthroplasty/bb011aed-ca6c-2c5e-f1e1-39b4150bc693>, letztes Abrufdatum: 12.09.2023].
26. Ben-Shlomo Y, Blom A, Boulton C, Brittain R, Clark E, Dawson-Bowling S, et al. National Joint Registry Annual Reports. The National Joint Registry 18th Annual Report 2021. London: National Joint Registry © National Joint Registry 2021.; 2021.
27. Sanchez-Sotelo J, Haidukewych GJ, Boberg CJ. Hospital cost of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(2):290-4.

28. Bozic KJ, Katz P, Cisternas M, Ono L, Ries MD, Showstack J. Hospital resource utilization for primary and revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(3):570-6.
29. Sundfeldt M, Carlsson LV, Johansson CB, Thomsen P, Gretzer C. Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories. *Acta Orthop.* 2006;77(2):177-97.
30. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of bone cement fragmentation. *Clin Orthop Relat Res.* 1990(258):108-21.
31. Howie DW, Vernon-Roberts B, Oakeshott R, Manthey B. A rat model of resorption of bone at the cement-bone interface in the presence of polyethylene wear particles. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(2):257-63.
32. Østbyhaug PO, Klaksvik J, Romundstad P, Aamodt A. An in vitro study of the strain distribution in human femora with anatomical and customised femoral stems. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91(5):676-82.
33. Oh I, Harris WH. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(1):75-85.
34. Goodman SB. The effects of micromotion and particulate materials on tissue differentiation. Bone chamber studies in rabbits. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1994;258:1-43.
35. Matthews JB, Besong AA, Green TR, Stone MH, Wroblewski BM, Fisher J, et al. Evaluation of the response of primary human peripheral blood mononuclear phagocytes to challenge with in vitro generated clinically relevant UHMWPE particles of known size and dose. *J Biomed Mater Res.* 2000;52(2):296-307.
36. Catelas I, Wimmer MA. New insights into wear and biological effects of metal-on-metal bearings. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93 Suppl 2(Suppl 2):76-83.
37. Snyder MJ, Weber MA, Kromka JJ, Sims MM, Smith CN, Daji AV, et al. Predictors of Adverse Local Tissue Reaction in a High-Risk Population. *Arthroplast Today.* 2022;13:125-9.
38. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. Cross-linked compared with historical polyethylene in THA: an 8-year clinical study. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(4):979-84.
39. McKellop H, Shen FW, Lu B, Campbell P, Salovey R. Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements. *J Orthop Res.* 1999;17(2):157-67.
40. Oral E, Rowell SL, Muratoglu OK. The effect of alpha-tocopherol on the oxidation and free radical decay in irradiated UHMWPE. *Biomaterials.* 2006;27(32):5580-7.
41. Kurtz SM, Gawel HA, Patel JD. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(8):2262-77.
42. Parekh A, Sood A, Monsef JB, Hamouda M, Hussain A, Gonzalez M. Second-Generation Highly Cross-Linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty. *JBJS Rev.* 2021;9(4):e20.00065.
43. Germain MA, Hatton A, Williams S, Matthews JB, Stone MH, Fisher J, et al. Comparison of the cytotoxicity of clinically relevant cobalt-chromium and alumina ceramic wear particles in vitro. *Biomaterials.* 2003;24(3):469-79.
44. Lee YK, Ha YC, Yoo JJ, Koo KH, Yoon KS, Kim HJ. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a concise follow-up, at a minimum of ten years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(8):1715-9.
45. Hamilton WG, McAuley JP, Dennis DA, Murphy JA, Blumenfeld TJ, Politi J. THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(2):358-66.
46. Schmalzried TP, Callaghan JJ. Wear in total hip and knee replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(1):115-36.
47. Košak R, Kralj-Iglič V, Iglič A, Daniel M. Polyethylene wear is related to patient-specific contact stress in THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(12):3415-22.
48. Ollivier M, Frey S, Parratte S, Flecher X, Argenson JN. Does impact sport activity influence total hip arthroplasty durability? *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(11):3060-6.
49. Lübbecke A, Garavaglia G, Barea C, Stern R, Peter R, Hoffmeyer P. Influence of patient activity on femoral osteolysis at five and ten years following hybrid total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2011;93(4):456-63.
50. Lam L, Drew T, Boscainos P. Effect of acetabular orientation on stress distribution of highly cross-linked polyethylene liners. *Orthopedics.* 2013;36(11):e1346-52.
51. Lindgren V, Garellick G, Kärrholm J, Wretenberg P. The type of surgical approach influences the risk of revision in total hip arthroplasty: a study from the Swedish Hip Arthroplasty Register of 90,662 total hip replacements with 3 different cemented prostheses. *Acta Orthop.* 2012;83(6):559-65.
52. Morrey BF. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 1997(344):179-87.
53. Newington DP, Bannister GC, Fordyce M. Primary total hip replacement in patients over 80 years of age. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72(3):450-2.
54. Sato T, Nakashima Y, Matsushita A, Fujii M, Iwamoto Y. Effects of posterior pelvic tilt on anterior instability in total hip arthroplasty: a parametric experimental modeling evaluation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013;28(2):178-81.
55. Sadr Azodi O, Adami J, Lindström D, Eriksson KO, Wladis A, Bellocco R. High body mass index is associated with increased risk of implant dislocation following primary total hip replacement: 2,106 patients followed for up to 8 years. *Acta Orthop.* 2008;79(1):141-7.
56. Werner BC, Brown TE. Instability after total hip arthroplasty. *World J Orthop.* 2012;3(8):122-30.
57. Howie DW, Holubowycz OT, Middleton R. Large femoral heads decrease the incidence of dislocation after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(12):1095-102.
58. Heckmann N, McKnight B, Stefl M, Trasolini NA, Ike H, Dorr LD. Late Dislocation Following Total Hip Arthroplasty: Spinopelvic Imbalance as a Causative Factor. *J Bone Joint Surg Am.* 2018;100(21):1845-53.
59. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(11):2895-900.
60. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(2):217-20.

61. Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(2):386-91.
62. Dorr LD, Callaghan JJ. Death of the Lewinnek "Safe Zone". *J Arthroplasty.* 2019;34(1):1-2.
63. Tezuka T, Heckmann ND, Bodner RJ, Dorr LD. Functional Safe Zone Is Superior to the Lewinnek Safe Zone for Total Hip Arthroplasty: Why the Lewinnek Safe Zone Is Not Always Predictive of Stability. *J Arthroplasty.* 2019;34(1):3-8.
64. Esposito CI, Carroll KM, Sculco PK, Padgett DE, Jerabek SA, Mayman DJ. Total Hip Arthroplasty Patients With Fixed Spinopelvic Alignment Are at Higher Risk of Hip Dislocation. *J Arthroplasty.* 2018;33(5):1449-54.
65. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng.* 1992;20(4):451-62.
66. Le Huec JC, Saddiki R, Franke J, Rigal J, Aunoble S. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5(Suppl 5):558-63.
67. Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, Gonon GP, Costanzo G, Dimnet J, et al. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 1982;7(4):335-42.
68. Duval-Beaupère G, Robain G. Visualization on full spine radiographs of the anatomical connections of the centres of the segmental body mass supported by each vertebra and measured in vivo. *Int Orthop.* 1987;11(3):261-9.
69. Doring J, Goudfroofij H, Keessen W, Beeker TW, Crowe A. Toward standards for posture. Postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine (Phila Pa 1976).* 1985;10(1):83-7.
70. Bernhardt M, Bridwell KH. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine (Phila Pa 1976).* 1989;14(7):717-21.
71. Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, Blanke K, McEnery KW. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine (Phila Pa 1976).* 1995;20(12):1351-8.
72. Roussouly P, Gologly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(3):346-53.
73. Laouissat F, Sebaaly A, Gehrchen M, Roussouly P. Classification of normal sagittal spine alignment: refounding the Roussouly classification. *Eur Spine J.* 2018;27(8):2002-11.
74. Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: SL W, editor. *The pediatric spine: principles and practice* New York: Raven Press Ltd., ; 1994. p. pp 479–96.
75. Ferrero E, Liabaud B, Challier V, Lafage R, Diebo BG, Vira S, et al. Role of pelvic translation and lower-extremity compensation to maintain gravity line position in spinal deformity. *J Neurosurg Spine.* 2016;24(3):436-46.
76. Schwab F, Lafage V, Boyce R, Skalli W, Farcy JP. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(25):E959-67.
77. Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J.* 1998;7(2):99-103.
78. Boulay C, Tardieu C, Hecquet J, Benaim C, Mouilleseaux B, Marty C, et al. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *Eur Spine J.* 2006;15(4):415-22.
79. Dubousset J, Charpak G, Skalli W, de Guise J, Kalifa G, Wicart P. [Skeletal and spinal imaging with EOS system]. *Arch Pediatr.* 2008;15(5):665-6.
80. Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *Eur Spine J.* 2002;11(1):80-7.
81. Bao H, Liabaud B, Varghese J, Lafage R, Diebo BG, Jalai C, et al. Lumbosacral stress and age may contribute to increased pelvic incidence: an analysis of 1625 adults. *Eur Spine J.* 2018;27(2):482-8.
82. Muellner M, Kreutzinger V, Becker L, Diekhoff T, Pumberger M, Schömig F, et al. Unexpected Sex Differences in the Relationship of Sacroiliac Joint and Lumbar Spine Degeneration. *Diagnostics (Basel).* 2022;12(2).
83. Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P. Pelvic parameters: origin and significance. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5(Suppl 5):564-71.
84. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(18):2024-9.
85. Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, et al. Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013;38(13):E803-12.
86. Diebo BG, Ferrero E, Lafage R, Challier V, Liabaud B, Liu S, et al. Recruitment of compensatory mechanisms in sagittal spinal malalignment is age and regional deformity dependent: a full-standing axis analysis of key radiographical parameters. *Spine (Phila Pa 1976).* 2015;40(9):642-9.
87. Babisch JW, Layher F, Amiot LP. The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(2):357-65.
88. Lazennec JY, Boyer P, Gorin M, Catonné Y, Rousseau MA. Acetabular anteversion with CT in supine, simulated standing, and sitting positions in a THA patient population. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(4):1103-9.
89. Kanawade V, Dorr LD, Wan Z. Predictability of Acetabular Component Angular Change with Postural Shift from Standing to Sitting Position. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96(12):978-86.
90. Steff M, Lundergan W, Heckmann N, McKnight B, Ike H, Murgai R, et al. Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2017;99-b(1 Supple A):37-45.
91. Innmann MM, Verhaegen JCF, Reichel F, Schaper B, Merle C, Grammatopoulos G. Spinopelvic Characteristics Normalize 1 Year After Total Hip Arthroplasty: A Prospective, Longitudinal, Case-Controlled Study. *J Bone Joint Surg Am.* 2022;104(8):675-83.

92. Ike H, Dorr LD, Trasolini N, Stefl M, McKnight B, Heckmann N. Spine-Pelvis-Hip Relationship in the Functioning of a Total Hip Replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2018;100(18):1606-15.
93. Philippot R, Wegrzyn J, Farizon F, Fessy MH. Pelvic balance in sagittal and Lewinnek reference planes in the standing, supine and sitting positions. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95(1):70-6.
94. Esposito CI, Miller TT, Kim HJ, Barlow BT, Wright TM, Padgett DE, et al. Does Degenerative Lumbar Spine Disease Influence Femoroacetabular Flexion in Patients Undergoing Total Hip Arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2016;474(8):1788-97.
95. Innmann MM, Merle C, Gotterbarm T, Ewerbeck V, Beaule PE, Grammatopoulos G. Can spinopelvic mobility be predicted in patients awaiting total hip arthroplasty? A prospective, diagnostic study of patients with end-stage hip osteoarthritis. *Bone Joint J.* 2019;101-b(8):902-9.
96. Wan Z, Malik A, Jaramaz B, Chao L, Dorr LD. Imaging and navigation measurement of acetabular component position in THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(1):32-42.
97. Grammatopoulos G, Thomas GE, Pandit H, Beard DJ, Gill HS, Murray DW. The effect of orientation of the acetabular component on outcome following total hip arthroplasty with small diameter hard-on-soft bearings. *Bone Joint J.* 2015;97-b(2):164-72.
98. Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(8):1832-42.
99. Widmer KH, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res.* 2004;22(4):815-21.
100. Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stöckl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(6):762-9.
101. Shon WY, Baldini T, Peterson MG, Wright TM, Salvati EA. Impingement in total hip arthroplasty a study of retrieved acetabular components. *J Arthroplasty.* 2005;20(4):427-35.
102. Wan Z, Boutary M, Dorr LD. The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2008;23(1):51-6.
103. Patil S, Bergula A, Chen PC, Colwell CW, Jr., D'Lima DD. Polyethylene wear and acetabular component orientation. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A Suppl 4:56-63.
104. Barrack RL, Krempec JA, Clohisy JC, McDonald DJ, Ricci WM, Ruh EL, et al. Accuracy of acetabular component position in hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(19):1760-8.
105. Gallo J, Havranek V, Zapletalova J. Risk factors for accelerated polyethylene wear and osteolysis in ABG I total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2010;34(1):19-26.
106. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty.* 1998;13(5):530-4.
107. O'Connor PB, Thompson MT, Esposito CI, Poli N, McGree J, Donnelly T, et al. The impact of functional combined anteversion on hip range of motion: a new optimal zone to reduce risk of impingement in total hip arthroplasty. *Bone Jt Open.* 2021;2(10):834-41.
108. Hart AJ, Buddhdev P, Winship P, Faria N, Powell JJ, Skinner JA. Cup inclination angle of greater than 50 degrees increases whole blood concentrations of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing. *Hip Int.* 2008;18(3):212-9.
109. Leenders T, Vandevelde D, Mahieu G, Nuyts R. Reduction in variability of acetabular cup abduction using computer assisted surgery: a prospective and randomized study. *Comput Aided Surg.* 2002;7(2):99-106.
110. Dorr LD, Malik A, Wan Z, Long WT, Harris M. Precision and bias of imageless computer navigation and surgeon estimates for acetabular component position. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:92-9.
111. Saxler G, Marx A, Vandevelde D, Langlotz U, Tannast M, Wiese M, et al. The accuracy of free-hand cup positioning--a CT based measurement of cup placement in 105 total hip arthroplasties. *Int Orthop.* 2004;28(4):198-201.
112. Ryan JA, Jamali AA, Bargar WL. Accuracy of computer navigation for acetabular component placement in THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(1):169-77.
113. Barbier O, Skalli W, Mainard L, Mainard D. The reliability of the anterior pelvic plane for computer navigated acetabular component placement during total hip arthroplasty: prospective study with the EOS imaging system. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(6 Suppl):S287-91.
114. Jaramaz B, DiGioia AM, 3rd, Blackwell M, Nikou C. Computer assisted measurement of cup placement in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1998(354):70-81.
115. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(2):228-32.
116. Marx A, von Knoch M, Pfortner J, Wiese M, Saxler G. Misinterpretation of cup anteversion in total hip arthroplasty using planar radiography. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006;126(7):487-92.
117. Zahn RK, Grotjohann S, Pumberger M, Ramm H, Zachow S, Putzier M, et al. Influence of pelvic tilt on functional acetabular orientation. *Technol Health Care.* 2017;25(3):557-65.
118. Lembeck B, Mueller O, Reize P, Wuelker N. Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate. *Acta Orthop.* 2005;76(4):517-23.
119. Grammatopoulos G, Gofton W, Cochran M, Dobransky J, Carli A, Abdelbary H, et al. Pelvic positioning in the supine position leads to more consistent orientation of the acetabular component after total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2018;100-b(10):1280-8.
120. Lazennec JY, Riwan A, Gravez F, Rousseau MA, Mora N, Gorin M, et al. Hip spine relationships: application to total hip arthroplasty. *Hip Int.* 2007;17 Suppl 5:S91-104.

121. Fischer MCM, Tokunaga K, Okamoto M, Habor J, Radermacher K. Preoperative factors improving the prediction of the postoperative sagittal orientation of the pelvis in standing position after total hip arthroplasty. *Sci Rep.* 2020;10(1):15944.
122. Hagiwara S, Orita S, Nakamura J, Inage K, Kawasaki Y, Shiko Y, et al. Impact of spinal alignment and stiffness on impingement after total hip arthroplasty: a radiographic study of pre- and post-operative spinopelvic alignment. *Eur Spine J.* 2020.
123. Berliner JL, Esposito CI, Miller TT, Padgett DE, Mayman DJ, Jerabek SA. What preoperative factors predict postoperative sitting pelvic position one year following total hip arthroplasty? *Bone Joint J.* 2018;100-b(10):1289-96.
124. Taki N, Mitsugi N, Mochida Y, Akamatsu Y, Saito T. Change in pelvic tilt angle 2 to 4 years after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;27(6):940-4.
125. Suzuki H, Inaba Y, Kobayashi N, Ishida T, Ike H, Saito T. Postural and Chronological Change in Pelvic Tilt Five Years After Total Hip Arthroplasty in Patients With Developmental Dysplasia of the Hip: A Three-Dimensional Analysis. *J Arthroplasty.* 2016;31(1):317-22.
126. Tamura S, Nishihara S, Takao M, Sakai T, Miki H, Sugano N. Does Pelvic Sagittal Inclination in the Supine and Standing Positions Change Over 10 Years of Follow-Up After Total Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty.* 2017;32(3):877-82.
127. Patel PD, Potts A, Froimson MI. The dislocating hip arthroplasty: prevention and treatment. *J Arthroplasty.* 2007;22(4 Suppl 1):86-90.
128. Esposito CI, Gladnick BP, Lee YY, Lyman S, Wright TM, Mayman DJ, et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2015;30(1):109-13.
129. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbecks Arch Surg.* 2004;389(1):53-9.
130. Bergmann G, Bender A, Dymke J, Duda G, Damm P. Standardized Loads Acting in Hip Implants. *PLoS One.* 2016;11(5):e0155612.
131. Bender A, Damm P, Hommel H, Duda GN. Overstretching Expectations May Endanger the Success of the "Millennium Surgery". *Front Bioeng Biotechnol.* 2022;10:789629.
132. Maloney WJ, Galante JO, Anderson M, Goldberg V, Harris WH, Jacobs J, et al. Fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in primary total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1999(369):157-64.
133. Harris WH. Wear and periprosthetic osteolysis: the problem. *Clin Orthop Relat Res.* 2001(393):66-70.
134. Meek RMD, Treacy R, Manktelow A, Timperley JA, Haddad FS. Sport after total hip arthroplasty: undoubted progress but still some unknowns. *Bone Joint J.* 2020;102-b(6):661-3.
135. Haskell WL, Lee IM, Pate RR, Powell KE, Blair SN, Franklin BA, et al. Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(8):1423-34.
136. Rosenbaum TG, Bloebaum RD, Ashrafi S, Lester DK. Ambulatory activities maintain cortical bone after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;450:129-37.
137. Borer KT. Physical activity in the prevention and amelioration of osteoporosis in women : interaction of mechanical, hormonal and dietary factors. *Sports Med.* 2005;35(9):779-830.
138. Daly RM, Ahlborg HG, Ringsberg K, Gardsell P, Sernbo I, Karlsson MK. Association between changes in habitual physical activity and changes in bone density, muscle strength, and functional performance in elderly men and women. *J Am Geriatr Soc.* 2008;56(12):2252-60.
139. Naal FD, Impellizzeri FM. How active are patients undergoing total joint arthroplasty?: A systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(7):1891-904.
140. Jain D, Bendich I, Nguyen LL, Nguyen LL, Lewis CG, Huddleston JI, et al. Do Patient Expectations Influence Patient-Reported Outcomes and Satisfaction in Total Hip Arthroplasty? A Prospective, Multicenter Study. *J Arthroplasty.* 2017;32(11):3322-7.
141. Mancuso CA, Jout J, Salvati EA, Sculco TP. Fulfillment of patients' expectations for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(9):2073-8.
142. Keeney JA, Nunley RM, Baca GR, Clohisey JC. Are younger patients undergoing THA appropriately characterized as active? *Clin Orthop Relat Res.* 2015;473(3):1083-92.
143. Hoorntje A, Janssen KY, Bolder SBT, Koenraadt KLM, Daams JG, Blankevoort L, et al. The Effect of Total Hip Arthroplasty on Sports and Work Participation: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 2018;48(7):1695-726.
144. Tilbury C, Schaasberg W, Plevier JW, Fiocco M, Nelissen RG, Vliet Vlieland TP. Return to work after total hip and knee arthroplasty: a systematic review. *Rheumatology (Oxford).* 2014;53(3):512-25.
145. Oehler N, Schmidt T, Niemeier A. [Total Joint Replacement and Return to Sports]. *Sportverletz Sportschaden.* 2016;30(4):195-203.
146. Schmidutz F, Grote S, Pietschmann M, Weber P, Mazoochian F, Fottner A, et al. Sports activity after short-stem hip arthroplasty. *Am J Sports Med.* 2012;40(2):425-32.
147. Cowie JG, Turnbull GS, Ker AM, Breusch SJ. Return to work and sports after total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2013;133(5):695-700.
148. Innmann MM, Weiss S, Andreas F, Merle C, Streit MR. Sports and physical activity after cementless total hip arthroplasty with a minimum follow-up of 10 years. *Scand J Med Sci Sports.* 2016;26(5):550-6.
149. Swanson EA, Schmalzried TP, Dorey FJ. Activity recommendations after total hip and knee arthroplasty: a survey of the American Association for Hip and Knee Surgeons. *J Arthroplasty.* 2009;24(6 Suppl):120-6.
150. Thaler M, Khosravi I, Putzer D, Siebenrock KA, Zagra L. Return to Sports After Total Hip Arthroplasty: A Survey Among Members of the European Hip Society. *J Arthroplasty.* 2021;36(5):1645-54.

151. Laursen MK, Andersen JB, Andersen MM, Simonsen OH, Laursen MB. Danish surgeons allow the most athletic activities after total hip and knee replacement. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2014;24(8):1571-7.
152. Claes L. KP, Perka C., Rudert M. *AE-Manual der Endoprothetik Hüfte und Hüftrevision* 2012.
153. Seeber GH, Wijnen A, Lazovic D, Bulstra SK, Dietz G, van Lingen CP, et al. Effectiveness of rehabilitation after a total hip arthroplasty: a protocol for an observational study for the comparison of usual care in the Netherlands versus Germany. *BMJ Open.* 2017;7(8):e016020.
154. Klein GR, Levine BR, Hozack WJ, Strauss EJ, D'Antonio JA, Macaulay W, et al. Return to athletic activity after total hip arthroplasty. Consensus guidelines based on a survey of the Hip Society and American Association of Hip and Knee Surgeons. *J Arthroplasty.* 2007;22(2):171-5.
155. Vu-Han T, Hardt S, Ascherl R, Gwinner C, Perka C. Recommendations for return to sports after total hip arthroplasty are becoming less restrictive as implants improve. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2020.
156. Sowers CB, Carrero AC, Cyrus JW, Ross JA, Golladay GJ, Patel NK. Return to Sports After Total Hip Arthroplasty: An Umbrella Review for Consensus Guidelines. *Am J Sports Med.* 2021:3635465211045698.
157. Stansfield BW, Nicol AC, Paul JP, Kelly IG, Graichen F, Bergmann G. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *J Biomech.* 2003;36(7):929-36.
158. Lund ME, de Zee M, Andersen MS, Rasmussen J. On validation of multibody musculoskeletal models. *Proc Inst Mech Eng H.* 2012;226(2):82-94.
159. Phillips TW, Nguyen LT, Munro SD. Loosening of cementless femoral stems: a biomechanical analysis of immediate fixation with loading vertical, femur horizontal. *J Biomech.* 1991;24(1):37-48.
160. Harris MD, Anderson AE, Henak CR, Ellis BJ, Peters CL, Weiss JA. Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips. *J Orthop Res.* 2012;30(7):1133-9.
161. Li M, Venäläinen MS, Chandra SS, Patel R, Fripp J, Engstrom C, et al. Discrete element and finite element methods provide similar estimations for hip joint contact mechanics during walking gait. *J Biomech.* 2021;115:110163.
162. Fischer MCM, Damm P, Habor J, Radermacher K. Effect of the underlying cadaver data and patient-specific adaptation of the femur and pelvis on the prediction of the hip joint force estimated using static models. *J Biomech.* 2022;139:110526.
163. English TA, Kilvington M. In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output (a preliminary report). *J Biomed Eng.* 1979;1(2):111-5.
164. Hodge WA, Fijan RS, Carlson KL, Burgess RG, Harris WH, Mann RW. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 1986;83(9):2879-83.
165. Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG, Jr., et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1988;70(1):45-50.
166. Bergmann G, Graichen F, Siraky J, Jendrynski H, Rohlmann A. Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants. *J Biomech.* 1988;21(2):169-76.
167. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.* 1993;26(8):969-90.
168. Damm P, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Bergmann G. Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. *Med Eng Phys.* 2010;32(1):95-100.
169. Graichen F, Arnold R, Rohlmann A, Bergmann G. Implantable 9-channel telemetry system for in vivo load measurements with orthopedic implants. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54(2):253-61.
170. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Westerhoff P, Heinlein B, Bender A, et al. Design and calibration of load sensing orthopaedic implants. *J Biomech Eng.* 2008;130(2):021009.
171. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech.* 2002;35(4):543-8.
172. Salib CG, Reina N, Perry KI, Taunton MJ, Berry DJ, Abdel MP. Lumbar fusion involving the sacrum increases dislocation risk in primary total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2019;101-b(2):198-206.
173. Behery OA, Vasquez-Montes D, Cizmic Z, Vigdorichik JM, Buckland AJ. Can Flexed-Seated and Single-Leg Standing Radiographs Be Useful in Preoperative Evaluation of Lumbar Mobility in Total Hip Arthroplasty? *J Arthroplasty.* 2020;35(8):2124-30.
174. Maratt JD, Esposito CI, McLawhorn AS, Jerabek SA, Padgett DE, Mayman DJ. Pelvic tilt in patients undergoing total hip arthroplasty: when does it matter? *J Arthroplasty.* 2015;30(3):387-91.
175. DiGioia AM, Hafez MA, Jaramaz B, Levison TJ, Moody JE. Functional pelvic orientation measured from lateral standing and sitting radiographs. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;453:272-6.
176. Blondel B, Parratte S, Tropiano P, Pauly V, Aubaniac JM, Argenson JN. Pelvic tilt measurement before and after total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95(8):568-72.
177. Luthringer TA, Vigdorichik JM. A Preoperative Workup of a "Hip-Spine" Total Hip Arthroplasty Patient: A Simplified Approach to a Complex Problem. *J Arthroplasty.* 2019;34(7s):S57-s70.
178. Barrey C, Roussouly P, Le Huec JC, D'Acunzi G, Perrin G. Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. *Eur Spine J.* 2013;22 Suppl 6(Suppl 6):S834-41.
179. Mooiweer Y, Stevens M, van den Akker-Scheek I. Being active with a total hip or knee prosthesis: a systematic review into physical activity and sports recommendations and interventions to improve physical activity behavior. *Eur Rev Aging Phys Act.* 2022;19(1):7.
180. Zaballa E, Harris EC, Cooper C, Linaker CH, Walker-Bone K. Risk of revision arthroplasty surgery after exposure to physically demanding occupational or leisure activities: A systematic review. *PLoS One.* 2022;17(2):e0264487.

181. Tannast M, Murphy SB, Langlotz F, Anderson SE, Siebenrock KA. Estimation of pelvic tilt on anteroposterior X-rays-- a comparison of six parameters. *Skeletal Radiol.* 2006;35(3):149-55.
182. Apazidis A, Ricart PA, Diefenbach CM, Spivak JM. The prevalence of transitional vertebrae in the lumbar spine. *Spine J.* 2011;11(9):858-62.
183. Castellvi AE, Goldstein LA, Chan DP. Lumbosacral transitional vertebrae and their relationship with lumbar extradural defects. *Spine (Phila Pa 1976).* 1984;9(5):493-5.
184. Schwab F, Ungar B, Blondel B, Buchowski J, Coe J, Deinlein D, et al. Scoliosis Research Society-Schwab adult spinal deformity classification: a validation study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2012;37(12):1077-82.
185. Yilgor C, Sogunmez N, Boissiere L, Yavuz Y, Obeid I, Kleinstück F, et al. Global Alignment and Proportion (GAP) Score: Development and Validation of a New Method of Analyzing Spinopelvic Alignment to Predict Mechanical Complications After Adult Spinal Deformity Surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2017;99(19):1661-72.
186. Vigdorichik JM, Sharma AK, Buckland AJ, Elbuluk AM, Eftekhary N, Mayman DJ, et al. 2021 Otto Aufranc Award: A simple Hip-Spine Classification for total hip arthroplasty : validation and a large multicentre series. *Bone Joint J.* 2021;103-b(7 Supple B):17-24.
187. Le Huec JC, Charosky S, Barrey C, Rigal J, Aunoble S. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: algorithm of decision for appropriate treatment. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5(Suppl 5):699-703.
188. DelSole EM, Vigdorichik JM, Schwarzkopf R, Errico TJ, Buckland AJ. Total Hip Arthroplasty in the Spinal Deformity Population: Does Degree of Sagittal Deformity Affect Rates of Safe Zone Placement, Instability, or Revision? *J Arthroplasty.* 2017;32(6):1910-7.
189. Phan D, Bederman SS, Schwarzkopf R. The influence of sagittal spinal deformity on anteversion of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2015;97-b(8):1017-23.
190. Buckland AJ, Vigdorichik J, Schwab FJ, Errico TJ, Lafage R, Ames C, et al. Acetabular Anteversion Changes Due to Spinal Deformity Correction: Bridging the Gap Between Hip and Spine Surgeons. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97(23):1913-20.
191. Trudelle-Jackson E, Smith SS. Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(7):1056-62.
192. Di Monaco M, Castiglioni C. Which type of exercise therapy is effective after hip arthroplasty? A systematic review of randomized controlled trials. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2013;49(6):893-907, quiz 21-3.
193. Dawson-Amoah K, Raszewski J, Duplantier N, Waddell BS. Dislocation of the Hip: A Review of Types, Causes, and Treatment. *Ochsner J.* 2018;18(3):242-52.
194. Haffer H, Wang Z, Hu Z, Hipfl C, Perka C, Pumberger M. Total Hip Replacement Influences Spinopelvic Mobility: A Prospective Observational Study. *J Arthroplasty.* 2021.
195. Haffer H, Wang Z, Hu Z, Hipfl C, Pumberger M. Acetabular cup position differs in spinopelvic mobility types: a prospective observational study of primary total hip arthroplasty patients. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2021.
196. Langston J, Pierrepont J, Gu Y, Shimmin A. Risk factors for increased sagittal pelvic motion causing unfavourable orientation of the acetabular component in patients undergoing total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2018;100-b(7):845-52.
197. Innmann MM, Merle C, Phan P, Beaulé PE, Grammatopoulos G. How Can Patients With Mobile Hips and Stiff Lumbar Spines Be Identified Prior to Total Hip Arthroplasty? A Prospective, Diagnostic Cohort Study. *J Arthroplasty.* 2020;35(6s):S255-s61.
198. Schwarz T, Benditz A, Springorum HR, Matussek J, Heers G, Weber M, et al. Assessment of pelvic tilt in anteroposterior radiographs by means of tilt ratios. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2018;138(8):1045-52.
199. Mandrekar JN. Receiver operating characteristic curve in diagnostic test assessment. *J Thorac Oncol.* 2010;5(9):1315-6.
200. Brooks PJ. Dislocation following total hip replacement: causes and cures. *Bone Joint J.* 2013;95-b(11 Suppl A):67-9.
201. Malkani AL, Garber AT, Ong KL, Dimar JR, Baykal D, Glassman SD, et al. Total Hip Arthroplasty in Patients With Previous Lumbar Fusion Surgery: Are There More Dislocations and Revisions? *J Arthroplasty.* 2018;33(4):1189-93.
202. Bedard NA, Martin CT, Slaven SE, Pugely AJ, Mendoza-Lattes SA, Callaghan JJ. Abnormally High Dislocation Rates of Total Hip Arthroplasty After Spinal Deformity Surgery. *J Arthroplasty.* 2016;31(12):2884-5.
203. An VVG, Phan K, Sivakumar BS, Mobbs RJ, Bruce WJ. Prior Lumbar Spinal Fusion is Associated With an Increased Risk of Dislocation and Revision in Total Hip Arthroplasty: A Meta-Analysis. *J Arthroplasty.* 2018;33(1):297-300.
204. Vigdorichik JM, Sharma AK, Dennis DA, Walter LR, Pierrepont JW, Shimmin AJ. The Majority of Total Hip Arthroplasty Patients With a Stiff Spine Do Not Have an Instrumented Fusion. *J Arthroplasty.* 2020;35(6s):S252-s4.
205. Offierski CM, MacNab I. Hip-spine syndrome. *Spine (Phila Pa 1976).* 1983;8(3):316-21.
206. Zheng GQ, Zhang YG, Chen JY, Wang Y. Decision making regarding spinal osteotomy and total hip replacement for ankylosing spondylitis: experience with 28 patients. *Bone Joint J.* 2014;96-b(3):360-5.
207. Nam D, Riegler V, Clohisy JC, Nunley RM, Barrack RL. The Impact of Total Hip Arthroplasty on Pelvic Motion and Functional Component Position is Highly Variable. *J Arthroplasty.* 2017;32(4):1200-5.
208. Jackson RP, Peterson MD, McManus AC, Hales C. Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. *Spine (Phila Pa 1976).* 1998;23(16):1750-67.
209. Strube P, Pumberger M, Sonnow L, Zippelius T, Nowack D, Zahn RK, et al. Association Between Lumbar Spinal Degeneration and Anatomic Pelvic Parameters. *Clin Spine Surg.* 2018;31(6):263-7.
210. Haffer H, Becker L, Putzier M, Wiethölder M, Ziegeler K, Diekhoff T, et al. Changes of Fixed Anatomical Spinopelvic Parameter in Patients with Lumbosacral Transitional Vertebrae: A Matched Pair Analysis. *Diagnostics (Basel).* 2021;11(1).

211. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, Boirie Y, Bruyère O, Cederholm T, et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. 2019;48(1):16-31.
212. Brzeczczynski F, Brzeczczynska J, Duckworth AD, Murray IR, Simpson A, Hamilton DF. The effect of sarcopenia on outcomes following orthopaedic surgery : a systematic review. *Bone Joint J*. 2022;104-b(3):321-30.
213. Muellner M, Haffer H, Moser M, Chiapparelli E, Dodo Y, Amini DA, et al. Paraspinal musculature impairment is associated with spinopelvic and spinal malalignment in patients undergoing lumbar fusion surgery. *Spine J*. 2022.
214. Haffer H, Wang Z, Hu Z, Muellner M, Hipfl C, Pumberger M. Effect of Coronal and Sagittal Spinal Malalignment on Spinopelvic Mobility in Patients Undergoing Total Hip Replacement: A Prospective Observational Study. *Clin Spine Surg*. 2022;35(6):E510-e9.
215. Tang WM, Chiu KY. Primary total hip arthroplasty in patients with ankylosing spondylitis. *J Arthroplasty*. 2000;15(1):52-8.
216. Chavarria JC, Douleh DG, York PJ. The Hip-Spine Challenge. *J Bone Joint Surg Am*. 2021;103(19):1852-60.
217. Buckland A, DeSole E, George S, Vira S, Lafage V, Errico T, et al. Sagittal Pelvic Orientation A Comparison of Two Methods of Measurement. *Bull Hosp Jt Dis* (2013). 2017;75(4):234-40.
218. Dhawan R, Baré JV, Shimmin A. Modular dual-mobility articulations in patients with adverse spinopelvic mobility. *Bone Joint J*. 2022;104-b(7):820-5.
219. Lygrisse KA, Matzko C, Shah RP, Macaulay W, Cooper JH, Schwarzkopf R, et al. Femoral Neck Notching in Dual Mobility Implants: Is This a Reason for Concern? *J Arthroplasty*. 2021;36(8):2843-9.
220. Laura AD, Hothi H, Battisti C, Cerquiglini A, Henckel J, Skinner J, et al. Wear of dual-mobility cups: a review article. *Int Orthop*. 2017;41(3):625-33.
221. Vigdorichik J, Eftekhary N, Elbuluk A, Abdel MP, Buckland AJ, Schwarzkopf RS, et al. Evaluation of the spine is critical in the workup of recurrent instability after total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019;101-b(7):817-23.
222. Kahlenberg CA, Swarup I, Krell EC, Heinz N, Figgie MP. Causes of Revision in Young Patients Undergoing Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2019;34(7):1435-40.
223. Berghöfer A, Pischon T, Reinhold T, Apovian CM, Sharma AM, Willich SN. Obesity prevalence from a European perspective: a systematic review. *BMC Public Health*. 2008;8:200.
224. Flugsrud GB, Nordsletten L, Espehaug B, Havelin LI, Meyer HE. The effect of middle-age body weight and physical activity on the risk of early revision hip arthroplasty: a cohort study of 1,535 individuals. *Acta Orthop*. 2007;78(1):99-107.
225. Haverkamp D, Klinkenbijn MN, Somford MP, Albers GH, van der Vis HM. Obesity in total hip arthroplasty--does it really matter? A meta-analysis. *Acta Orthop*. 2011;82(4):417-22.
226. Röder C, Bach B, Berry DJ, Eggli S, Langenhahn R, Busato A. Obesity, age, sex, diagnosis, and fixation mode differently affect early cup failure in total hip arthroplasty: a matched case-control study of 4420 patients. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(10):1954-63.
227. Warburton DE, Nicol CW, Bredin SS. Health benefits of physical activity: the evidence. *Cmaj*. 2006;174(6):801-9.
228. Stevens M, Reininga IH, Bulstra SK, Wagenmakers R, van den Akker-Scheek I. Physical activity participation among patients after total hip and knee arthroplasty. *Clin Geriatr Med*. 2012;28(3):509-20.
229. Gregg EW, Pereira MA, Caspersen CJ. Physical activity, falls, and fractures among older adults: a review of the epidemiologic evidence. *J Am Geriatr Soc*. 2000;48(8):883-93.
230. Pizzigalli L, Filippini A, Ahmaidi S, Jullien H, Rainoldi A. Prevention of falling risk in elderly people: the relevance of muscular strength and symmetry of lower limbs in postural stability. *J Strength Cond Res*. 2011;25(2):567-74.
231. Bull FC, Al-Ansari SS, Biddle S, Borodulin K, Buman MP, Cardon G, et al. World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. *Br J Sports Med*. 2020;54(24):1451-62.
232. Bradley BM, Moul SJ, Doyle FJ, Wilson MJ. Return to Sporting Activity After Total Hip Arthroplasty-A Survey of Members of the British Hip Society. *J Arthroplasty*. 2017;32(3):898-902.
233. Nixon M, Taylor G, Sheldon P, Iqbal SJ, Harper W. Does bone quality predict loosening of cemented total hip replacements? *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(10):1303-8.
234. Tonino A, Oosterbos C, Rahmy A, Thèrin M, Doyle C. Hydroxyapatite-coated acetabular components. Histological and histomorphometric analysis of six cups retrieved at autopsy between three and seven years after successful implantation. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83(6):817-25.
235. Bergmann G, Bender A, Dymke J, Duda GN, Damm P. Physical Activities That Cause High Friction Moments at the Cup in Hip Implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2018;100(19):1637-44.

Danksagung

Mein persönlicher Dank gilt in erster Linie Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Carsten Perka, ärztlicher Direktor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité, für die Ermöglichung dieser Habilitation sowie die unablässige Unterstützung meiner klinischen und wissenschaftlichen Ausbildung.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. et. Dr. med. univ. Matthias Pumberger, MHBA, der mir durch seine außergewöhnliche Motivation und wissenschaftliche und klinische Exzellenz stets ein Vorbild war. Ohne seine Unterstützung und sein Vertrauen in meine Arbeit wäre diese Habilitation nicht möglich gewesen.

Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Tobias Winkler und Dr. Ing. Philipp Damm des Berlin Institute of Health und des Julius Wolff Instituts für die wissenschaftliche Kooperation und ihre fortwährende Unterstützung bedanken.

Ich danke allen klinischen und wissenschaftlichen Wegbegleitern im Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie und im Julius Wolff Institut. Besonders freue ich mich über die entstandenen Freundschaften zu Dr. med. Luis Alexander Becker und Dr. med. univ. Maximilian Müllner.

Ich möchte mich bei allen Patient:innen für die Zeit und ihr Vertrauen im Zusammenhang mit den durchgeführten Studien bedanken.

Mein persönlichster Dank gilt meinen Eltern Petra und Klaus Haffer für ihre Unterstützung und ihr Verständnis. Ihnen ist diese Arbeit gewidmet.

Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.

.....

Datum, Ort

.....

Unterschrift