Aus dem Institut für Biomechanik und Orthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln Geschäftsführender Leiter: Univ.-Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann

Validierung prädiktiver und funktionaler Methoden zur Lokalisierung des Mittelpunktes des menschlichen Hüftgelenkes

von der Deutschen Sporthochschule Köln zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Naturwissenschaft

genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Inga Wissemann

Köln 2010

- 1. Referent: Univ.-Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann Institut für Biomechanik und Orthopädie Deutsche Sporthochschule Köln
- 2. Referent: Prof. Dr. Dr. h.c. Joachim Mester Institut für Trainingswissenschaft und Sportinformatik Deutsche Sporthochschule Köln
- Vorsitzende des Promotionsausschusses: Univ.-Prof. Dr. Ilse Hartmann-Tews Institut für Sportsoziologie Deutsche Sporthochschule Köln

Tag der Disputation: 09.12.2010

Hierdurch versichere ich: Ich habe diese Arbeit selbständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und technischen Hilfen angefertigt; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht worden. Die Leitlinien guter wissenschaftlicher Praxis der Deutschen Sporthochschule Köln wurden in der aktuellen Fassung eingehalten.

Köln 2010

Inga Wissemann

Inhaltsverzeichnis

	Einleitung							
2	Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes							
	2.1	Bildge	bende Verfahren	8				
		2.1.1	Sonographie	8				
		2.1.2	Röntgen	9				
		2.1.3	Computertomographie	9				
		2.1.4	Magnetresonanztomographie	10				
	2.2	Prädil	tive Methoden in der Literatur	11				
	2.3	Funkt	ionale Methoden in der Literatur	21				
		2.3.1	Sphere-fit Techniken	23				
		2.3.2	Transformationstechniken	27				
3	Pro	blemst	ellung	35				
	3.1	Ziel de	er Studie	37				
4	Vali	dierur	ng prädiktiver und funktionaler Methoden	39				
	4.1	Unters	suchungsdesign	39				
	4.0	Merkmalsstichprobe						
	4.2	Merkr	nalsstichprobe	41				
	4.2	Merkr 4.2.1	nalsstichprobe	41 42				
	4.2	Merkn 4.2.1 4.2.2	nalsstichprobe	41 42 43				
	4.2	Merkn 4.2.1 4.2.2	nalsstichprobe	41 42 43				
	4.2	Merkr 4.2.1 4.2.2 4.2.3	nalsstichprobe	 41 42 43 43 				
	4.2	Merkn 4.2.1 4.2.2 4.2.3 4.2.4	nalsstichprobe	 41 42 43 43 				
	4.2	Merkn 4.2.1 4.2.2 4.2.3 4.2.4	nalsstichprobe	 41 42 43 43 44 				
	4.2	Merkn 4.2.1 4.2.2 4.2.3 4.2.4 4.2.5	nalsstichprobe	 41 42 43 43 44 45 				
	4.2	Merkr 4.2.1 4.2.2 4.2.3 4.2.4 4.2.4 4.2.5 4.2.6	nalsstichprobe Parameter zur Quantifizierung der MRT - Messgenauigkeit Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Idealbedingungen Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Studienbedingungen Parameter zur Beschreibung der funktionalen Kalibrations- bewegung Parameter zur Fehlerquantifizierung prädiktiver Methoden Parameter zur Beschreibung der Fehlerauswirkungen auf	 41 42 43 43 44 45 				
	4.2	Merkr 4.2.1 4.2.2 4.2.3 4.2.3 4.2.4 4.2.5 4.2.6	nalsstichprobe Parameter zur Quantifizierung der MRT - Messgenauigkeit Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Idealbedingungen Parameter Zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Studienbedingungen Parameter Zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Studienbedingungen Parameter Zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden Parameter zur Beschreibung der funktionalen Kalibrationsbewegung Parameter Zur Fehlerquantifizierung prädiktiver Methoden Parameter zur Fehlerquantifizierung der Fehlerauswirkungen auf Bewegungsanalysen	$ \begin{array}{c} 41 \\ 42 \\ 43 \\ 43 \\ 44 \\ 45 \\ 46 \\ \end{array} $				
	4.2	Merkn 4.2.1 4.2.2 4.2.3 4.2.4 4.2.5 4.2.6 Messn	nalsstichprobe Parameter zur Quantifizierung der MRT - Messgenauigkeit Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Idealbedingungen Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Studienbedingungen Parameter zur Beschreibung der funktionalen Kalibrations- bewegung Parameter zur Fehlerquantifizierung prädiktiver Methoden Parameter zur Fehlerquantifizierung prädiktiver Methoden Parameter zur Guantifizierung der Fehlerauswirkungen auf Bewegungsanalysen nethodik	 41 42 43 43 43 44 45 46 49 				

	4.3.2 MRT	51
	4.4 Versuchsdurchführung	51
	4.4.1 MRT Untersuchung	51
	4.4.2 Bewegungsanalysen	52
	4.5 Personenstichprobe	54
	4.6 Analyseverfahren	54
	4.6.1 Definition des beckenbezogenen Koordinatensystems	56
	4.6.2 MRT Auswertung	58
	4.6.3 Prädiktive Lageberechnungen	58
	4.6.4 Funktionale Lageberechnungen	60
	4.6.5 Gang- und Laufanalysen	63
	4.6.6 Statistische Verfahren	64
5	Ergebnisse	65
	5.1 Fehlerquantifizierung der Mess- und Analyseverfahren	65
	5.2 Validierung prädiktiver Methoden	66
	5.3 Validierung funktionaler Methoden	70
	5.4 Gang- und Laufanalysen	74
	5.4.1 Gang \ldots	78
	5.4.2 Zügiger Gang \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots	79
	5.4.3 Lauf \ldots	83
6	Diskussion	89
0	6.1 Zur Methode	89
	6.2 Prädiktive Methoden zur Lagebestimmung des HGM	91
	6.3 Funktionale Methoden zur Lagebestimmung des HGM	100
	6.4 Effektgrößen des Methodenvergleiches	109
	6.5 Fehlerauswirkungen auf Gang- und Laufanalysen	114
7	Zusammenfassung	125
8	Literaturverzeichnis	129
9	Anhang	141
	9.1 Lebenslauf	141
	9.2 Abstract	144

Kapitel 1 Einleitung

Die Analyse menschlicher Fortbewegung ist seit geraumer Zeit in das wissenschaftliche Interesse der Menschheit gerückt. Bereits Giovanni Alfonso Borelli (1608 -1679) widmete sich in seiner Arbeit "De motu animalium" (posthum 1680-81), "Über die Bewegung der Tiere", dem Studium der Bewegungsanalyse. So analysiert er bereits kinematische Abläufe des menschlichen Gangs und beschäftigt sich mit während der Fortbewegung wirkenden Kräften.

Er beschreibt detailliert Beinbewegungen während Schwung-, Stütz- und Doppelstützphase des Gangs und beschäftigt sich mit muskulären Mechanismen, die diese Bewegungen hervorrufen. Er weist darauf hin, dass ein Muskel nur dann Bewegungen eines Gelenks hervorrufen kann, wenn seine Kraftwirkungslinie nicht durch den Gelenkmittelpunkt verläuft. Muskuläre Kräfte, die im Zuge einer Bewegung auf ein Gelenk wirken, schätzt er über das Verhältnis von Hebelarmen ab und ist bereits in Kenntnis darüber, dass die im Gelenk wirkenden Kräfte aufgrund der kurzen muskulären Hebelarme das Körpergewicht um ein Vielfaches übersteigen können.

Auch in der aktuellen biomechanischen Forschung kommt der Analyse von Gang und Lauf eine zentrale Rolle zu. Insbesondere in der präventiv orientierten Biomechanik steht die Analyse von Kinetik und Kinematik dieser alltäglichen Bewegungen im Fokus, um Belastungen des Bewegungsapparates abzuschätzen und Verletzungsmechanismen besser zu verstehen. Im Hinblick auf eine Verletzungsprävention sind auftretende Momente von besonderem Interesse, da diese mit Überlastungserscheinungen assoziiert werden. Beispielsweise kann ein enger Zusammenhang zwischen auftretenden Adduktionsmomenten des Knies und bestehender Gonarthrose hergestellt werden (Heiden *et al.* 2009, Miyazaki *et al.* 2002, Mündermann *et al.* 2005, Sharma *et al.* 1998).

Jede Bewegungsanalyse, insbesondere die Abschätzung von auftretenden Momenten, basiert auf einem Modell der zu untersuchenden Körperregion. Die Qua-

1. Einleitung

lität der Bewegungsanalyse hängt somit stark von der Präzision des zugrunde liegenden Modells ab. Zur inversdynamischen Berechnung von auftretenden Momenten ist es erforderlich, die Lage der Gelenkmittelpunkte in das verwendete Modell zu integrieren. Anhand der im Modell integrierten Lage des Gelenkmittelpunktes wird der Hebelarm zur Berechnung auftretender Momente ermittelt. Auch berechnete Winkelverläufe hängen von der im Modell integrierten Lage der Gelenkmittelpunkte ab. Eine fehlerhafte Lageschätzung von Gelenkmittelpunkten beeinflusst somit erheblich die im Modell berechneten Parameter und kann zu gravierenden Fehlern in berechneten kinetischen und kinematischen Größen führen (Cereatti *et al.* 2007, Stagni *et al.* 2000).

Bezogen auf Knie und Fußgelenk finden sich in der Literatur hinreichend genaue Methoden, um die Lage der Gelenkmittelpunkte anhand äußerlich applizierter Marker zu bestimmen (Cappozzo *et al.* 1984, Della Croce *et al.* 2005). Bezogen auf das Hüftgelenk ist eine präzise Lagebestimmung des Gelenkmittelpunktes ein noch nicht gelöstes Problem biomechanischer Forschung.

In der vorliegenden Arbeit werden Methoden zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes (HGM) auf Präzision und Anwendbarkeit überprüft. Hierbei werden zwei unterschiedliche methodische Ansätze zur HGM - Lageschätzung betrachtet: funktionale Methoden, die die Lage von Gelenkmittelpunkten individuell anhand mathematischer Minimierungsprobleme berechnen und prädiktive Methoden, die die HGM-Lage anhand von empirisch gewonnenen Regressionsgleichungen schätzen. Es wird speziell der Frage nachgegangen, wie präzise die unterschiedlichen Methoden die Lage des HGM unter bei Bewegungsanalysen üblichen Versuchsbedingungen bestimmen. Weiterhin werden Auswirkungen verschiedener Methoden zur Lagebestimmung des HGM auf kinetische und kinematische Parameter von Gang und Lauf quantifiziert.

Die vorliegende Arbeit richtet sich insbesondere an Anwender, die Bewegungsanalysen durchführen. Es soll dazu beigetragen werden, ein präziseres Verfahren als bisher möglich zur HGM-Lagebestimmung zu entwickeln und zu etablieren. Dies erscheint insbesondere im Hinblick auf klinische Fragestellungen, in denen Gelenkmomente zur Abschätzung von Belastungen und potentiellen Gesundheitsrisiken analysiert werden, von hoher Relevanz.

Kapitel 2

Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes

Ein zentrales Thema biomechanischer Untersuchungen ist die kinetische und kinematische Analyse menschlicher Fortbewegung. Mit dem Ziel, Belastungen von Gelenken abzuschätzen, werden in biomechanischen bzw. klinischen Untersuchungen Bewegungsanalysen durchgeführt. Von besonderem Interesse sind Gang- und Laufanalysen, die Bewegungen des Knie- und Hüftgelenks untersuchen, da diese häufig von degenerativen Verschleißerscheinungen betroffen sind (Felson & Zhang 1998). Diese Verschleißerscheinungen werden in Zusammenhang mit auftretenden Momenten der betroffenen Gelenke gebracht (Heiden *et al.* 2009, Miyazaki *et al.* 2002, Mündermann *et al.* 2005, Sharma *et al.* 1998).

Sowohl die Berechnung von Winkelverläufen als auch die Abschätzung wirkender Momente eines Gelenks erfordern die Lagekenntnis des Gelenkmittelpunktes. Eine fehlerhafte Lageschätzung des Gelenkmittelpunktes kann zu erheblichen Auswirkungen auf berechnete kinematische und kinetische Parameter einer Bewegungsanalyse führen. So kann eine um bis zu drei cm fehlerhafte Bestimmung des Gelenkmittelpunktes bis zu 34 Prozent fehlerhaft berechnete Momente bzw. Winkelverläufe nach sich ziehen. Eine möglichst präzise Lageschätzung der Gelenkmittelpunkte ist somit für die Durchführung von Bewegungsanalysen zwingend erforderlich (Cereatti *et al.* 2007, Della Croce *et al.* 2005, Holden & Stanhope 2000, Kirkwood *et al.* 1999, Stagni *et al.* 2000). Als akzeptable Fehlerschwelle der Lagebestimmung wird in der Literatur der Wert von ± 1 cm angegeben (Hicks & Richards 2005).

Im Rahmen von Gang- und Laufanalysen sind Sprung-, Knie- und Hüftgelenk von besonderem Interesse. Während die Gelenkmittelpunkte von Sprungund Kniegelenk anhand äußerer Marker zu schätzen sind, ist die Bestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes anhand tastbarer anatomischer Punkte nicht unmittelbar möglich (Cappozzo *et al.* 2005, Della Croce *et al.* 2005). Zur präzisen Lagebestimmung des HGM werden bildgebende Verfahren wie Sonographie, Röntgen, Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) eingesetzt (Bell *et al.* 1990, Harrington *et al.* 2007, Hicks & Richards 2005, Kratzenstein *et al.* 2009). Sowohl aus Kosten- und Zeitgründen als auch aus gesundheitlichen Aspekten aufgrund auftretender Strahlung können diese Verfahren jedoch nur in ausgewählten Fällen im Rahmen von Bewegungsanalysen genutzt werden.

In der wissenschaftlichen Literatur finden sich vielfältige Ansätze zur Lagebestimmung des HGM, die nicht auf bildgebende Verfahren zurückgreifen. Diese lassen sich in so genannte prädiktive und funktionale Methoden klassifizieren (Camomilla *et al.* 2006, Leardini *et al.* 1999).

Im folgenden werden sowohl bildgebende Verfahren als auch in der Literatur beschriebene prädiktive und funktionale Methoden betrachtet.

2.1 Bildgebende Verfahren

Anhand von bildgebenden Verfahren lassen sich Bilddaten körperlicher Strukturen erstellen. Insbesondere knöcherne Strukturen können mittels Sonographie, Röntgen, Computertomographie oder Magnetresonanztomographie bildlich dargestellt werden (Greenspan 2007, Jackson & Thomas 2009). Unter der Annahme, dass das Hüftgelenk ein Kugelgelenk darstellt, repräsentiert der Mittelpunkt des Femurkopfes die Lage des Hüftgelenkmittelpunktes (Camomilla *et al.* 2006, Cappozzo *et al.* 1995, Schünke *et al.* 2005).

Auf den anhand bildgebender Verfahren erzeugten Bildern läßt sich der Femurkopf durch Kreise approximieren, deren Mittelpunkt bestimmt werden kann. Handelt es sich um Projektionsbilder, so sind zur dreidimensionalen Lagebestimmung des HGM (repräsentiert durch den Mittelpunkt des Femurkopfes) mindestens zwei Aufnahmen des Femurkopfes aus unterschiedlichen Richtungen erforderlich (Bell *et al.* 1989, Greenspan 2007).

2.1.1 Sonographie

Sonographie bezeichnet die Anwendung von Ultraschall als bildgebendes Verfahren zur Untersuchung von organischem Gewebe. Das häufigste Verfahren ist der sogenannte Echtzeitmodus, der zweidimensionale bewegte Bilder liefert. Sonographische Bilder entstehen durch Ultraschallwellen, die von einem Schallkopf in das Gewebe ausgesandt und dort in charakteristischer Weise reflektiert werden. Die Stärke der Reflexionen wird vom Ultraschallgerät erfasst und als Grauwert dargestellt. Abhängig vom Reflexmuster erscheinen echoreiche Strukturen (z.B. Knochen) hell und echoarme Strukturen (z.B. Blut) dunkel. Die Sonographie ist strahlenexpositionsfrei und stellt ein risikoarmes, nichtinvasives, schmerzloses und kostengünstiges bildgebendes Verfahren dar. Jedoch erfordern Herstellung und Interpretation sonographischer Bilder verschiedene Fertigkeiten. Die Qualität der gewonnenen Bilder hängt von mehreren Faktoren ab, die gleichzeitig berücksichtigt werden müssen: Geräteeinstellung, Position des Patienten sowie Handhabung und Positionierung des Schallkopfes beeinflussen die gewonnenen Aufnahmen.

Die Ortsauflösung sonographischer Bilder ist über die eingestellte Schallfrequenz abhängig von der Eindringtiefe: je niedriger die gewählte Frequenz, desto größer ist die Eindringtiefe (und desto geringer die Auflösung); je höher die eingestellte Frequenz, desto höher ist die Auflösung der gewonnenen Aufnahmen (und desto niedriger die Eindringtiefe) (Greenspan 2007, Jackson & Thomas 2009, Wetzke & Happle 2009).

2.1.2 Röntgen

Im Zuge radiografischer Verfahren wird der Körper des Patienten oder ein Teil desselben mit Röntgenstrahlung aus einer Richtung durchstrahlt. Auf der Gegenseite wird die Strahlung mit geeignetem Material registriert und in ein Bild umgewandelt. Dieses zeigt die Projektion der im Strahlengang liegenden Gewebe, die die Strahlung in charakteristischer Weise absorbieren.

Röntgenaufnahmen sind insbesondere zur Darstellung knöcherner Strukturen geeignet, da Knochen eine starke Absorption der Röntgenstrahlung aufweisen und in den Aufnahmen durch geringe Bildschwärzung gekennzeichnet sind. Da sich verschiedene Strukturen im Strahlengang überlagern, ist es oft hilfreich, mehrere Bilder aus unterschiedlicher Projektionsrichtung anzufertigen.

Aufgrund der potentiellen Gesundheitsgefährdung ionisierender Strahlung bedarf jede Röntgenaufnahme einer strengen Nutzen-Risiko-Abwägung. Rechtliche Grundlagen des Strahlenschutzes (Röntgenverordnung und Strahlenschutzverordnung) sind zu beachten (Greenspan 2007, Lasserre & Blohm 2003, Wetzke & Happle 2009).

2.1.3 Computertomographie

Die Computertomographie (CT) ist ein röntgenologisches Verfahren zur Anfertigung transversaler Bildschnitte von Gewebe und Organen. Um den Körper in transversalen Schnitten darstellen zu können, rotiert eine Röntgenröhre um den Patienten, der auf einem Tisch liegend durch die Untersuchungseinheit gefahren wird. Ein Detektorsystem erfasst den Röntgenstrahl, dessen Intensität sich nach Durchdringen des Gewebes verändert hat, und wandelt ihn in ein elektrisches Signal um. Die in den einzelnen Projektionen registrierten Schwächungswerte des Röntgenstrahls werden ihrer örtlichen Verteilung entsprechend zu Bildern in Graustufen zusammengesetzt. Hierbei repräsentiert jeder dargestellte Bildpunkt (Pixel) in der planen Ebene ein Volumenelement (Voxel), das in seiner dritten Dimension der gefahrenen Schichtdicke entspricht.

Es wird eine überlagerungsfreie, zwei- und auch dreidimensionale Darstellung von Gewebe und Organen ermöglicht. Nachteilig ist die erhebliche Strahlenbelastung, die die Strahlendosis einer konventionellen Röntgenaufnahme um ein Vielfaches übersteigt (Greenspan 2007, Jackson & Thomas 2009, Lasserre & Blohm 2003, Wetzke & Happle 2009).

2.1.4 Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) stellt ein bildgebendes Verfahren dar, das die Anfertigung von Schnittbildern in frei wählbaren Raumebenen ermöglicht.

Die MRT, synonym Kernspintomographie, beruht auf der Darstellung von Wasserstoffmolekülen. Die Atome dieses im menschlichen Körper häufigsten Moleküls besitzen einen Eigendrehimpuls um ihre Längsachse, den sogenannten Kernspin. Durch ihre Eigenrotation erzeugen die Kerne ein geringes Magnetfeld. Ihre Drehachsen sind willkürlich verteilt, so dass sich die Magnetisierung gegenseitig ausgleicht. In einem starken externen Magnetfeld richten sich die Kernspins aus und eine Nettomagnetisierung entsteht. Durch Einstrahlung eines Hochfrequenzimpulses können die im Magnetfeld ausgerichteten Spins aus ihrer Gleichgewichtslage herausgekippt werden. Nach Abschalten des Hochfrequenzimpulses bewegen sich die Atomkerne wieder in ihre Gleichgewichtslage zurück, wobei ein Signal in Form eines magnetischen Impulses abgegeben wird, das registriert wird. Die Zeit bis zur Registrierung des Signals wird als Relaxationszeit bezeichnet. Unterschieden wird die longitudinale Relaxation (T1-Zeit) und die transversale Relaxation (T2-Zeit).

Die Messung der T1- oder T2-Zeit wird als Grundlage der Bilderzeugung genutzt. Zur Signalerzeugung werden mobile Hochfrequenzspulen dicht an der zu untersuchenden Körperregion angebracht. Sie senden definierte Impulse in bestimmten Sequenzen aus. Die Zeit zwischen zwei Anregungen wird als Repetitionszeit (TR) bezeichnet. Die Zeit zwischen Impuls und Echosignal, das von derselben Spule registriert wird, definiert die Echozeit (TE). Abhängig vom untersuchten Gewebe werden charakteristische Echosignale verschiedener Signalintensität detektiert. Die so gewonnenen Daten können zu einem Bild in beliebiger Schichtführung zweiund auch dreidimensional rekonstruiert werden.

Die Bildgebung mittels MRT verzichtet auf ionisierende Strahlung und ist nicht als gesundheitsschädlich bekannt.

MRT - Untersuchungen finden meist in liegender Position statt. Anhand speziell konzipierter Geräte sind auch Aufnahmen in aufrechter Position möglich (Greenspan 2007, Jackson & Thomas 2009, Lasserre & Blohm 2003, Wetzke & Happle 2009).

2.2 Prädiktive Methoden in der Literatur

Unter prädiktiver Bestimmung eines Gelenkmittelpunktes (GM) wird eine Lageschätzung anhand empirischer Relationen zwischen anthropometrischen Daten und der Lokalisation des GM verstanden. Hierbei wird die geschätzte Lage des GM mithilfe einer Regressionsgleichung, in die anthropometrische Daten einfließen, relativ zu äußerlich tastbaren anatomischen Punkten berechnet.



Abbildung 2.1: Achsen des verwendeten Beckenkoordinatensystems und eingezeichneter Hüftgelenkmittelpunkt mit Ortsvektor (verändert nach Corazza *et al.* 2007)

Die prädiktive Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes stellt ein in Bewegungsanalysen etabliertes Verfahren dar. In der wissenschaftlichen Literatur werden zahlreiche prädiktive Methoden zur Lagebestimmung des HGM beschrieben und diskutiert. Tabelle 2.1 stellt eine Übersicht prädiktiver Methoden aus der Literatur koordinatenweise dar.

Folgende Abkürzungen werden verwendet:

- *BB* Beckenbreite (Distanz zwischen rechter und linker *Spina iliaca anterior superior* (RSIAS bzw. LSIAS))
- BL Beinlänge (Distanz zwischen SIAS und gleichseitigem Malleolus medialis)

- BT Beckentiefe (Distanz zwischen den Mittelpunkten der Verbindungslinien von rechter und linker SIAS, sowie rechter und linker Spina iliaca posterior superior (RSIPS bzw. LSIPS))
- BH Beckenhöhe (Distanz zwischen Symphysis pubica und Verbindungslinie der rechten und linken SIAS)
- X_{dis} anterior posteriore Komponente der Distanz zwischen SIAS und HGM in der Sagittalebene, die anhand einer klinischen Untersuchung gemessen werden oder anhand der Regressionsgleichung $X_{dis} = 0,1288 * BL - 48,56$ geschätzt werden kann (Vicon Clinical Manager user manual, Oxford Metrics Ltd., 1995; Harrington *et al.* 2007).

Tabelle 2.1: Prädiktive Methoden zur Bestimmung des rechten Hüftgelenkmittelpunktes (koordinatenweise)

Autor	x [mm]	y [mm]	z [mm]
Andriacchi <i>et al.</i> (1980, 1982)	medial des Tro- chanter major	1,5 bis 2 cm distal Verbindungslinie za ca und SIAS	zu dem Mittelpunkt der wischen Symphysis pubi-
Bell <i>et al.</i> (1989)	-0,22*BB	-0, 30 * BB	0,36*BB
Bell <i>et al.</i> (1990)	-0,19*BB	-0,30*BB	0,36*BB
Davis <i>et al.</i> (1991)	$-0,95 * X_{dis} + 0,031 * BL - 4$	$-0,31 * X_{dis} - 0,096 * BL + 13$	0,5*BB-0,055*BL+7
Harrington et al. (2007)	-0,24 * BT - 9,9	-0, 30*BB-10, 9	0,33 * BB + 7,3
Harrington et al. (2007)	-0,24 * BT - 9,9	-0,16 * BB - 0,04 * BL - 7,1	$\begin{array}{c} 0,28\!*\!BT\!+\!0,16\!*\!\\ BB\!+\!7,9 \end{array}$
Hicks & Richards (2005)	-0,22*BB	-0,38 * BB	0,37*BB
Leardini et al. (1999)	-0,31*BT	-0,096*BL	0,38 * BB
Seidel $et al.$ (1995)	-0,34*BT	-0,79 * BH	0,36*BB
Seidel <i>et al.</i> (1995)	-0,24 * BB	-0,30 * BB	0,36 * BB

Wenn nicht explizit anders erwähnt, wird stets das wie folgt definierte Koordinatensystem zugrunde gelegt (siehe auch Abbildung 2.1 auf Seite 11):

Ursprung Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen rechter und linker Spina iliaca anterior superior (RSIAS bzw. LSIAS)

- **z-Achse** parallel zur Verbindungslinie zwischen LSIAS und RSIAS, nach rechts zeigend
- **x-Achse** in der Ebene liegend, die durch RSIAS, LSIAS und den Mittelpunkt zwischen rechter und linker *Spina iliaca posterior superior* (SIPS) definiert ist, orthogonal zur z-Achse, nach anterior zeigend

y-Achse orthogonal zu z und x, nach cranial zeigend

Die in Tabelle 2.1 aufgeführten Berechnungsmethoden stellen jeweils eine durchschnittliche Lageschätzung des Hüftgelenkmittelpunktes dar, die im Einzelfall jedoch von der tatsächlichen Lage des HGM abweicht. Im folgenden werden die einzelnen prädiktiven Methoden unter Berücksichtigung ihrer jeweiligen Präzision diskutiert.

Prädiktive Methode nach Andriacchi *et al.* (1980, 1982) (AND): Andriacchi *et al.* geben in ihren Publikationen Methoden an, die Lage von Gelenkmittelpunkten im Rahmen von Bewegungsanalysen zu bestimmen. Die Lage des Hüftgelenkmittelpunktes schätzen die Autoren in der Frontalebene medial des *Trochanter major* und 1,5 bis 2 cm distal zum Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen SIAS und *Symphysis publica*.

Die Autoren machen keine Angaben über Herkunft und geschätzte Genauigkeit ihrer Methode. Von anderen Autoren wird die genannte Berechnungsvorschrift anhand bildgebender Verfahren auf Präzision untersucht (Bell *et al.* 1989, Bell *et al.* 1990, Kirkwood *et al.* 1999).

Bell *et al.* (1989) bestimmen anhand von Röntgenaufnahmen von 15 männlichen und 16 weiblichen Probanden die Lage des jeweiligen HGM. Für die untersuchten weiblichen Probanden geben die Autoren die durchschnittliche Lage des HGM mit 3.7 ± 0.55 cm distal und 1.5 ± 0.64 cm lateral zum Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen SIAS und *Symphysis pubica* an. Für die untersuchten Männer wird die durchschnittliche Lage des HGM mit 4.6 ± 0.69 cm distal und 1.7 ± 0.64 cm lateral zum Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen SIAS und *Symphysis pubica* lokalisiert. Somit gelangen die Autoren zu dem Ergebnis, dass die Methode von Andriacchi *et al.* die Lage des HGM systematisch zu weit proximal und medial schätzt.

1990 bestimmen Bell *et al.* erneut anhand von zwei senkrecht zueinander stehenden Röntgenaufnahmen von sieben männlichen Probanden die dreidimensionale Lage des jeweiligen HGM und vergleichen diese Position mit der nach Andriacchi *et al.* berechneten Lage. Auf diese Art und Weise wird ein mittlerer Fehler von $3,61 \pm 1,2$ cm in der Raumdiagonalen angegeben.

Kirkwood *et al.* (1999) überprüfen die Methode AND ebenfalls anhand von Röntgenaufnahmen, die von sechs männlichen und vier weiblichen Probanden erhoben wurden. Die Autoren finden im Trend mit Bell *et al.* (1989) übereinstimmende Ergebnisse: sie beschreiben im Mittel über die untersuchten Probanden die nach Andriacchi *et al.* geschätzte Lage als 0,7 cm zu weit medial und 0,8 cm zu weit proximal.

Prädiktive Methoden nach Bell *et al.* (1989, 1990) (BEL1, BEL2): Bell und Mitarbeiter schätzen die Koordinaten des Hüftgelenkmittelpunktes über prozentuale Anteile der Beckenbreite ab. In Röntgenuntersuchungen bestimmen sie die Lage des HGM und errechnen daraus die prozentualen Anteile der Beckenbreite, die die durchschnittliche Position des HGM beschreiben.

1989 finden die Autoren für 16 weibliche und 15 männliche Probanden folgende Durchschnittswerte: ausgehend vom Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen LSIAS und RSIAS liegt der durchschnittliche HGM 22% der Beckenbreite posterior und 36% der Beckenbreite lateral (identische Werte für Männer und Frauen). In der vertikalen Komponente finden die Autoren für Frauen und Männer unterschiedliche Durchschnittswerte: bei den untersuchten weiblichen Probanden liegt der HGM 29% der Beckenbreite distal, für die männlichen Probanden ergibt sich eine distale Distanz von 31% der Beckenbreite. Der durchschnittliche prozentuale Anteil der Beckenbreite der Gesamtstichprobe wird mit 30% angegeben.

1990 geben die Autoren aus einer Studie an sieben männlichen Probanden leicht veränderte Prozentzahlen an: der in dieser Untersuchung gefundene durchschnittliche HGM liegt 19% der Beckenbreite posterior, 36% der Beckenbreite lateral und 30% der Beckenbreite distal zum Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen RSIAS und LSIAS.

Beide Berechnungsvorschriften werden von verschiedenen Autoren auf Genauigkeit hin untersucht. Tabelle 2.2 gibt eine Übersicht der Fehlerabschätzungen, die in der wissenschaftlichen Literatur genannt werden. Zur Fehlerquantifizierung in den einzelnen Koordinaten werden von den verschiedenen Autoren unterschiedliche Parameter herangezogen. Sowohl Absolutbeträge der Differenzen zwischen geschätzter und tatsächlicher HGM-Lage als auch Differenzen zwischen geschätzter und tatsächlicher HGM-Lage werden verwendet. In Tabelle 2.2 werden die Fehlerwerte durch positive bzw. negative Vorzeichen gekennzeichnet, falls keine Absolutbeträge zugrunde liegen. In diesem Fall ist ein Rückschluss auf die Richtung des Fehlers (Unterschätzung bzw. Überschätzung) in den einzelnen Koordinaten möglich.

Prädiktive Methode nach Davis *et al.* (1991) (DAV): Davis und Mitarbeiter beschreiben folgende prädiktive Methode, die anhand von Röntgenaufnahmen von 25 Becken entwickelt wurde.

Ausgehend vom Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen RSIAS und LSIAS schätzen die Autoren die Koordinaten des HGM im beckenbezogenen Koordina-

Autor	Fehler x	Fehler y	Fehler z	Überprüfungs-	Stichprobe	
	[mm]	$[\mathbf{m}\mathbf{m}]$	[mm]	methode		
BEL1: $x = -0, 22 * BB$ $y = -0, 30 * BB$ $z = 0, 36 * BB$						
Bell et $al.$ (1989)	33 (Raumdiagonale)			Röntgen	16 Frauen, 15 Männer	
Kirkwood et al. (1999)	5	10	26	Röntgen	4 Frauen, 6 Männer	
Seidel <i>et al.</i> (1995)	$5, 8 \pm 4, 4$	$7,5\pm5,6$	$5, 8 \pm 4, 2$	Vermessung von Kadaverhüften	35 Frauen, 30 Männer	
BEL2: $x = -$	BEL2: $x = -0, 19 * BB$ $y = -0, 30 * BB$ $z = 0, 36 * BB$					
Bell et $al.$ (1990)	al. $19,0\pm12,0$ (Raumdiagonale)		e)	Röntgen	7 Männer	
Harrington et al. (2007)	16 ± 8 (Raumdiagonale)			MRT	3 Frauen, 5 Männer	
$\begin{array}{llllllllllllllllllllllllllllllllllll$	$16,6\pm11,6$	$4,7 \pm 4,4$	$6, 3 \pm 4, 6$	Röntgen	7 Männer	
Leardini et al. (1999)	$+7, 2 \pm 5, 5$	$+18,7\pm10,3$	$-5, 3 \pm 9, 7$	Röntgen	11 Männer	
Seidel <i>et al.</i> (1995)	$11,9 \pm 5,1$	$7,5\pm5,6$	$5,8 \pm 4,2$	Vermessung von Kadaverhüften	35 Frauen, 30 Männer	

Tabelle 2.2: Fehlerangaben der Methoden von Bell et al. (1989, 1990)

tensystem nach der Vorschrift

$$x = -0,95 * X_{dis} + 0,031 * BL - 4$$
$$y = -0,31 * X_{dis} - 0,096 * BL + 13$$
$$z = 0,5 * BB - 0,055 * BL + 7$$

- *BB* Beckenbreite (Distanz zwischen rechter und linker SIAS)
- BL Beinlänge (Distanz zwischen SIAS und gleichseitigem Malleolus medialis)
- X_{dis} anterior posteriore Komponente der Distanz zwischen SIAS und HGM in der Sagittalebene, die anhand einer klinischen Untersuchung gemessen wird ¹.

Die Autoren selber geben keine Fehlerabschätzung ihrer Methode an, andere Autoren jedoch (Harrington *et al.* 2007, Leardini *et al.* 1999, Marchinda *et al.* 1999) überprüfen in Stichproben die Präzision der Berechnungsvorschrift von Davis und Mitarbeitern.

Mittels Uberprüfung der Berechnungsvorschrift anhand von MRT Aufnahmen von drei Frauen und fünf Männern geben Harrington *et al.* (2007) einen durchschnittlichen Fehler von 2,1 cm in der Lageberechnung des HGM an. Leardini *et al.* (1999) finden anhand von Röntgenaufnahmen an elf Männern einen mittleren Fehler von 2,91 cm in der Lagebestimmung des HGM nach Davis' Berechnungsvorschrift (+1,16 cm in x-Richtung, -0,82 cm in y-Richtung und -1,65 cm in z-Richtung). Anhand der Vermessung von 28 Kadaverhüften berichten Marchinda *et al.* (1999) mittlere absolute Fehler von $1,459 \pm 0,755$ cm (x-Koordinate), $1,845 \pm 0,772$ cm (y-Koordinate) und $0,733 \pm 0,492$ cm (z-Koordinate).

Prädiktive Methoden nach Seidel *et al.* (1995) (SEI1, SEI2): Seidel und Mitarbeiter entwickeln ihre Methode anhand der Vermessung von 65 Kadaverhüften. Die Autoren stellen hohe Korrelation der Beckenbreite mit der z -Koordinate des HGM fest (r = 0, 85), jedoch geringe Korrelationen von Beckenbreite mit x - Koordinate (r = -0, 17) und y - Koordinate (r = 0, 01). Aufgrund der gefundenen Korrelationen zwischen Beckentiefe und x - Koordinate des HGM (r = 0, 54) sowie zwischen Beckenhöhe und y - Koordinate des HGM (r = 0, 81) drücken die Autoren die durchschnittliche Lage des HGM in den Variablen Beckentiefe, Beckenhöhe und Beckenbreite aus und gelangen auf die Berechnungsvorschrift

$$x = -0,34 * BT$$

¹Andere Autoren (Harrington *et al.* 2007) geben die Schätzung $X_{dis} = 0,1288 * BL - 48,56$ an.

$$y = -0,79 * BH$$

 $z = 0,36 * BB.$

- *BB* Beckenbreite (Distanz zwischen rechter und linker SIAS)
- BT Beckentiefe (Distanz zwischen den Mittelpunkten der Verbindungslinien von rechter und linker SIAS, sowie rechter und linker SIPS)
- BH Beckenhöhe (Distanz zwischen Symphysis pubica und Verbindungslinie der rechten und linken SIAS)

In der untersuchten Stichprobe konstatieren die Autoren mit dieser Berechnungsvorschrift durchschnittliche absolute Fehler von 0,30 cm in der x - Koordinate, 0,35 cm in der y - Koordinate und 0,58 cm in der z - Koordinate des vorhergesagten HMG.

Kirkwood *et al.* (1999) überprüfen die Methode anhand von Röntgenaufnahmen von vier Frauen und sechs Männern und stellen einen durchschnittlichen Fehler von 1,0 cm in der x - Koordinate, 2,1 cm in der y - Koordinate und 2,6 cm in der z - Koordinate fest.

Trotz der geringen Korrelation von x - und y - Koordinate mit der Beckenbreite stellen Seidel und Mitarbeiter zusätzlich zu dem beschriebenen Ansatz Gleichungen auf, die nur das anatomische Maß der Beckenbreite einbeziehen. Mit diesem Ansatz gelangen sie zu der Berechnungsvorschrift

$$x = -0, 24 * BB$$

 $y = -0, 30 * BB$
 $z = 0, 36 * BB.$

In der von ihnen untersuchten Stichprobe belaufen sich mit dieser Methode die durchschnittlichen absoluten Fehler in der Lagebestimmung des HGM auf 0,49 cm in der x - Koordinate, 0,75 cm in der y - Koordinate und 0,58 cm in der z - Koordinate.

Prädiktive Methode nach Leardini *et al.* (1999) (LEA): Leardini und Mitarbeiter entwickeln eine prädiktive Methode über Regressionsgleichungen, die sie nach der Analyse von Röntgenaufnahmen von elf männlichen Probanden aufstellen. Die Autoren prüfen Korrelationen von Beckenbreite, Beckentiefe, Beinlänge und Körperhöhe mit den Koordinaten des Hüftgelenkmittelpunktes. Für die x -Koordinate finden sie die höchste Korrelation mit dem anatomischen Maß Beckentiefe (r = 0, 59), für die y - Koordinate Beinlänge (r = 0, 71) und für die z - Koordinate Beckenbreite (r = 0, 29). Daraus ergibt sich die folgende Berechnungsvorschrift:

$$x = -0, 31 * BT$$

 $y = -0, 096 * BL$
 $z = 0, 38 * BB.$

Fehlerangaben dieser Methode werden von den Autoren nicht beschrieben.

Prädiktive Methode nach Hicks & Richards (2005) (HIC): Hicks & Richards bestimmen die Lage der Hüftgelenkmittelpunkte von neun Probanden (5 φ , 4 σ) anhand einer sonographischen Untersuchung. Die durchschnittliche Lage des HGM beschreiben die Autoren in prozentualen Anteilen der Beckenbreite. In der untersuchten Stichprobe liegt der durchschnittliche HGM 22% (Minimum 16%, Maximum 27%) der Beckenbreite posterior, 38% (Minimum 30%, Maximum 45%) der Beckenbreite inferior und 37% (Minimum 30%, Maximum 43%) der Beckenbreite lateral zum Mittelpunkt der Verbindungslinie von RSIAS und LSIAS.

Prädiktive Methoden nach Harrington *et al.* (2007) (HAR1, HAR2): Harrington und Mitarbeiter entwickeln anhand einer MRT Untersuchung von acht Erwachsenen und 24 Kindern eine prädiktive Methode, die auf den anatomischen Maßen Beckentiefe (BT), Beinlänge (BL) und Beckenbreite (BB) basiert.

Die Autoren stellen für die einzelnen Koordinaten allgemeine Regressionsgleichungen der Form

$$\hat{x} = a(BB) + b(BT) + c(BL) + d$$

mit Konstanten a, b, c und d auf.

Uber multiple lineare Regression und Kreuzvalidierung gelangen sie auf die Berechnungsvorschrift

$$x = -0, 24 * BT - 9, 9$$

$$y = -0, 16 * BB - 0, 04 * BL - 7, 1$$

$$z = 0, 28 * BT + 0, 16 * BB + 7, 9.$$

Anhand der Kreuzvalidierung geben die Autoren durchschnittliche Fehler der mit dieser Methode vorhergesagten HGM-Koordinaten von 5 mm in x - Richtung und jeweils 4 mm in y - und z - Richtung an.

Basierend auf einer einfachen linearen Regression wird die Berechnungsmethode

$$x = -0,24 * BT - 9,9$$

$$y = -0,30 * BB - 10,9$$

$$z = 0,33 * BB + 7,3.$$

entwickelt.

Fehlerangaben zu dieser Berechnungsvorschrift werden von den Autoren nicht aufgeführt.

Tabelle 2.3 fasst in Ergänzung zu vorstehender Tabelle 2.2 (Seite 15) die Fehlerangaben der prädiktiven Methoden zusammen.

Die Betrachtung der einzelnen prädiktiven Methoden zeigt, dass einige der aufgeführten Berechnungsvorschriften als einziges anatomisches Maß die Beckenbreite einbeziehen (Bell *et al.* 1989, Bell *et al.* 1990, Hicks & Richards 2005, Seidel *et al.* 1995). In y - und z - Koordinaten wird jedoch eine geringe Korrelation mit der Beckenbreite gefunden, was zu den teilweise beträchtlichen Fehlerangaben beitragen kann (Leardini *et al.* 1999, Seidel *et al.* 1995).

Die Methoden HAR1, HAR2, LEA und SEI1, die auf anatomischen Maßen mit höherer Korrelation zu den jeweiligen HGM-Koordinaten basieren, stellen Durchschnittswerte der jeweils untersuchten Stichproben dar. Fehlerangaben zu diesen Methoden stammen lediglich aus der Stichprobe, in der die jeweilige Methode entwickelt wurde (HAR1, SEI1) oder fehlen (HAR2, LEA).

Auch innerhalb der jeweiligen Stichprobe, in der die Berechnungsvorschriften aus Durchschnittswerten gewonnen wurden, treten Ungenauigkeiten von bis zu drei cm auf und es sind hohe Standardabweichungen zu verzeichnen. Dies kann auf individuelle Schwankungen der Beckenanatomie zurückgeführt werden. Individuelle anatomische Gegebenheiten, insbesondere Hüftasymmetrien, werden von prädiktiven Methoden nicht berücksichtigt (Harrington *et al.* 2007, Leardini *et al.* 1999).

Alle betrachteten prädiktiven Methoden weisen eine durchschnittliche Berechnungsformel auf, die zur HGM-Lagebestimmung sowohl für männliche als auch für weibliche Probanden angegeben wird. Die Anatomie des Beckens unterscheidet sich systematisch zwischen Männern und Frauen (Brinckmann *et al.* 1981, Fessy *et al.* 1999, Schünke *et al.* 2005). Insbesondere die anatomischen Maße Beckenbreite und Beckentiefe, die zur prädiktiven HGM-Lagebestimmung verwendet werden, weisen systematische geschlechtsspezifische Besonderheiten auf: ein weibliches Becken ist im Verhältnis zur Beckenhöhe um 7% breiter als ein männliches Becken (Brinckmann *et al.* 1981).

Im Zuge prädiktiver Bestimmung des HGM finden einige Autoren in der von ihnen untersuchten Stichprobe keine systematischen Unterschiede in den Berechnungsmethoden für Männer und Frauen (Seidel *et al.* 1995), andere Autoren weisen geschlechtsspezifische Unterschiede in den durchschnittlichen Berechnungsvorschriften nach (Bell *et al.* 1989).

Neben der Berechnungsformel liegt eine weitere Fehlerquelle prädiktiver Methoden in der Genauigkeit, mit der die benötigten anatomischen Maße erfasst werden (Begon *et al.* 2007). Die verwendeten Maße Beckenbreite, Beckenhöhe, Becken-

Autor	Fehler x	Fehler y	Fehler z	Überprüfungs-	Stichprobe
	[mm]	[mm]	[mm]	$\mathbf{methode}$	
AND: medial des Trochanter major; 1,5 bis 2 cm distal zum Mittelpunkt der					
Verbindungslinie zwischen Symphysis pubica und SIAS					
Bell et $al.$ 36, 1±12, 0 (Raumdiago			ale)	Röntgen	7 🗸
(1990)					
Bell <i>et al.</i>	$7, 3 \pm 4, 8$	$16, 1 \pm 12, 7$	$28,8 \pm 12,1$	Röntgen	7 7
(1990)					
Doll of al	_	$\pm 21 \pm 7.7$	16 ± 6	Däntmon	16 0 15 -2
$\begin{array}{cccc} \text{Defi} & ei & ui. \\ (1080) \end{array}$		$+21 \pm 1, 1$	$-10 \pm 0, 4$	Romgen	10 15 0
(1969)					
Kirkwood et	-	7	8	Böntgen	4060
al (1999)		•		nonitgon	1 +, 0 0
$\frac{\mathbf{DAV}}{\mathbf{DAV}} = -0$	$95 * X_{dis} + 0.0$	$\frac{1}{31 * BL - 4}$	$u = -0.31 * X_{\star}$	$\frac{1}{1}$	3
Direction	z = 0.5 * BB -	0.055 * BL + 7	9 0,01 110	<i>is</i> 0,000 · <i>DL</i> + 1	.
Harrington et	21 ± 7 (R	aumdiagonale)		MBT	3 °. 5 đ
al. (2007)	21 ± 1 (10	aumanagomaro)		THE CE	0 +, 0 0
(1001)					
Leardini <i>et al.</i>	$+11,6\pm 16,7$	$-8, 2 \pm 9, 7$	$-16,5\pm10,2$	Röntgen	11 ♂
(1999)					
· /					
Marchinda $\ et$	$14,59 \pm 7,55$	$18,45\pm7,72$	$7,33 \pm 4,92$	Vermessung von	28 Erwach-
al. (1999)				Kadaverhüften	sene
HAR1: $x = -0, 24 * BT - 9, 9$ $y = -0, 16 * BB - 0, 04 * BL - 7, 1$					
z = 0,28 * BT + 0,16 * BB + 7,9					
Harrington et	5	4	4	MRT	$3 \mathrm{Q}, 5 \mathrm{C}, 24$
al. (2007)					Kinder
HAR2: $x = -$	0,24 * BT - 9,9	y = -0, 3 *	BB - 10,9	z = 0,33 * BB + 7,	3
Harrington et	Durchschnittswerte ohne Fehler-			MRT	$3 \mathrm{Q}, 5 \mathrm{C}, 24$
al. (2007)	angabe				Kinder
HIC: $x = -0$,	$22 * BB \qquad y =$	-0,38*BB	z = 0,37 * BB		
Hicks & Ri-	Durchschnitts	werte ohne Fehl	er-	Sonographie	5 ♀, 4 ♂
chards (2005)	angabe				
LEA: $x = -0, 31 * BT$ $y = -0, 096 * BL$ $z = 0, 38 * BB$					
Leardini <i>et al.</i>	Durchschnitts	werte ohne Fehl	er-	Röntgen	11 ♂
(1999)	angabe				
SEI1: $x = -0, 34 * BT$ $y = -0, 79 * BH$ $z = 0, 36 * BB$					
Kirkwood et	10	21	26	Röntgen	4 ♀, 6 ♂
al. (1999)					
Seidel <i>et al.</i>	$3,0 \pm 2,3$	$3,5\pm 2,8$	$5,8\pm 4,2$	Vermessung von	35 ♀, 30 ♂
(1995)				Kadaverhüften	
SEI2: $x = -0$,	,24*BB $y=$	= -0, 30 * BB	z = 0,36 * BE	3	
Seidel $et al.$	$4,9 \pm 3,4$	$7,5\pm 5,6$	$5,8\pm 4,2$	Vermessung von	35 ♀, 30 ♂
(1995)				Kadaverhüften	

Tabelle 2.3: Fehlerangaben prädiktiver Methoden

tiefe und Beinlänge beruhen auf Abständen zwischen anatomischen Punkten, die vom Versuchsleiter palpiert und ggf. mit Markern versehen werden. Studien zur Reliabilität von Markerplatzierung zeigen interindividuelle Unterschiede der Markerplatzierung von bis zu 17 mm (Sangeux & Baker 2008). Die palpierte Lage der anatomischen Punkte kann darüber hinaus von ihrer tatsächlichen Lage abweichen. Anhand einer MRT Untersuchung weisen Sangeux & Baker (2008) 34 mm Unterschied zwischen palpierter und mittels MRT bestimmter Beckentiefe nach; der Unterschied in der Bestimmung der Beckenbreite wird in genannter Studie mit 11 mm angegeben.

2.3 Funktionale Methoden in der Literatur

Im folgenden Abschnitt werden die so genannten funktionalen Methoden zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes vorgestellt. Zunächst erfolgt eine allgemeine Beschreibung funktionaler Berechnungsmethoden, sowie die Betrachtung der zur funktionalen HGM-Lagestimmung benötigten Kalibrationsbewegung. In den anschließenden Unterkapiteln 2.3.1 und 2.3.2 werden die einzelnen funktionalen Methoden unter Berücksichtigung ihrer Präzision unter verschiedenen Ausführungskriterien betrachtet.

Im Zuge funktionaler Bestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes erfolgt eine probandenspezifisch individuelle Lageberechnung des HGM, basierend auf einem mathematischen Modell. Verschiedene Berechnungsmöglichkeiten werden in der wissenschaftlichen Literatur diskutiert, dabei handelt es sich jeweils um ein Minimierungsproblem, das mit unterschiedlichen Minimierungs- bzw. Näherungsverfahren angegangen werden kann. Die Lösung des jeweiligen Minimierungsproblems ergibt die Lage des zu bestimmenden Hüftgelenkmittelpunktes (Camomilla *et al.* 2006).

Funktionale Methoden lassen sich in zwei Kategorien klassifizieren: sphere-fit Techniken und Transformationstechniken (Ehrig *et al.* 2006).

Sphere-fit Techniken beruhen auf der Annahme, dass sich auf dem *Femur* angebrachte Marker bei Bewegungen zwischen Becken und *Femur* entlang einer Sphäre um den HGM bewegen. Transformationstechniken liegt die Annahme zugrunde, dass die Lage des HGM relativ zu den benachbarten Segmenten (Becken und *Femur*) konstant bleibt (Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006).

Bei beiden Verfahren wird die Position des Hüftgelenkmittelpunktes aus Relativbewegungen zwischen Becken und *Femur* berechnet. Daher sind Aufnahmen einer funktionalen Kalibrationsbewegung erforderlich. Sowohl die Art der Bewegung, der ausgeführte Bewegungsumfang, die Anzahl aufgenommener Bilder, als auch das verwendete Markerset können Einfluss auf die Präzision der Berechnung nehmen (Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006).

Die Art der Bewegung, auf deren Basis der HGM mithilfe funktionaler Methoden berechnet wird, wird in verschiedenen Studien systematisch untersucht (Begon *et al.* 2007, Camomilla *et al.* 2006, Hicks & Richard 2005, Leardini *et al.* 1999, Piazza *et al.* 2001, Piazza *et al.* 2004, Siston & Delp 2006). Folgende Bewegungen werden hierbei betrachtet:

- Gang
- Aufstehen vom Sitz zum Stand
- Treppensteigen
- Schwungförmige Halbkreisbewegungen des Beins
- Vor- und Rückspreizen des Beins
- Kombinationen aus Vor-, Rück- und Seitspreizen des Beins ("Kreuzbewegung")
- Kombination aus Spreiz- und Halbkreisbewegungen des Beins ("star-arc" Bewegung)

Die funktionalen Berechnungen des HGM aus den Bewegungen Gang, Aufstehen vom Sitz zum Stand und Treppensteigen liefern im Vergleich der verschiedenen Bewegungen das schlechteste Ergebnis mit 4 bis 10 cm fehlerhafter Lagebestimmung des HGM (Hicks & Richards 2005, Piazza *et al.* 2004). Mit Kombinationen aus Vor-, Rück- und Seitspreizen wird vergleichbare Präzision erreicht wie mit der Ausführung einer halbkreisförmigen Schwungbewegung (Leardini *et al.* 1999, Piazza *et al.* 2001). Die Lageberechnung anhand einer Kombination aus mehreren Spreizbewegungen mit anschließender Halbkreisbewegung führt zu dem besten Ergebnis mit Fehlerangaben aus Simulationen im Bereich weniger Millimeter (Begon *et al.* 2007, Camomilla *et al.* 2006). Die Bewegungsvorschrift besteht aus Vorspreizen, Seit-Vorspreizen, Seitspreizen, Seit-Rückspreizen und Rückspreizen mit anschließender Ausführung einer halbkreisförmigen Schwungbewegung des (gestreckten) Beins.

Bezüglich des auszuführenden Bewegungsumfanges wird in der Literatur darauf verwiesen, dass sich die Ergebnisse der Lageberechnung mit steigendem Bewegungsumfang signifikant verbessern. Der minimal erforderte Bewegungsumfang sollte 30° nicht unterschreiten (Begon *et al.* 2007, Camomilla *et al.* 2006, Piazza *et al.* 2001, Siston & Delp 2006).

Auch die Anzahl der aufgenommenen Bilder, die der Lageberechnung des HGM aus der Kalibrationsbewegung zugrunde gelegt werden, beeinflusst die Präzision der Berechnung. Eine starke Verbesserung der Berechnungen konnte durch die Erhöhung der verwendeten Bilderanzahl auf über 500 erreicht werden (Camomilla *et al.* 2006).

Im Hinblick auf das zu verwendende Markerset finden sich uneinheitliche Ergebnisse in der Literatur. Camomilla *et al.* (2006) empfehlen aufgrund systematischer Untersuchungen der Markerkonstellation die Platzierung eines Markerclusters möglichst nah am Drehzentrum. Die einzelnen Marker sollten möglichst weit auseinander platziert werden. Dem widersprechend finden Cereatti *et al.* (2009) bei der Verwendung von distal applizierten Markern präzisere Ergebnisse als unter Verwendung weiter proximal gelegener Marker.

Es wird empfohlen, bei der Anwendung von sphere-fit Algorithmen nicht nur einen einzelnen Femurmarker bzw. Markerclustermittelpunkt zu verwenden, sondern mehrere Marker separat in die Berechnungen einzubeziehen (Ehrig *et al.* 2006).

Im folgenden werden die einzelnen sphere-fit- und Transformationstechniken im Hinblick auf ihre jeweilige Präzision unter verschiedenen Ausführungskriterien dargestellt.

2.3.1 Sphere-fit Techniken

Sphere-fit Techniken zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes liegen ausschließlich Relativbewegungen zwischen Becken und *Femur* zugrunde. Dies erfordert in der Praxis die Koordinatentransformation der gemessenen Daten in ein beckenbezogenes Koordinatensystem, so dass das Becken als stationär betrachtet wird (Ehrig *et al.* 2006).

Da das Hüftgelenk als Kugelgelenk betrachtet werden kann (Lopomo *et al.* 2009, Schünke *et al.* 2005), bewegen sich Punkte des *Femur* unter der Annahme des *Femur* als starrem Körper jeweils entlang einer Sphäre um den Gelenkmittelpunkt (Ehrig *et al.* 2006). Auf dem Oberschenkel applizierte Marker $\vec{p_1}, \ldots, \vec{p_m}$ bewegen sich also (unter Vernachlässigung von Weichteilverschiebungen) mit jeweils konstanten Abständen r_1, \ldots, r_m zum HGM. Anhand von m Markern lassen sich somit m Sphären definieren, deren Mittelpunkt jeweils der Hüftgelenkmittelpunkt darstellt (Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006).

Der *j*-te Marker $\vec{p_j}$ bewegt sich über den Zeitverlauf (Zeitpunkte i = 1, ..., n) entlang einer Sphäre mit Radius $r_j (j = 1, ..., m)$. $\vec{p_{ij}}$ bezeichne die Lage des *j*-ten Marker zum *i*-ten Zeitpunkt, \vec{c} sei die Lage des Drehzentrums. Der Radius r_j der *j*-ten Sphäre bleibt über den Zeitverlauf unter Vernachlässigung von Bewegungsartefakten konstant, d.h.

$$\forall i \in \{1, \dots, n\} : r_j = \|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\|$$
(2.1)

Gleichung (2.1) gilt unter Vernachlässigung von Bewegungsartefakten für jeden einzelnen Marker, also:

$$\forall i \in \{1, \dots, n\}, \forall j \in \{1, \dots, m\} : \|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\| - r_j = 0$$
 (2.2)

Somit gelten auch die folgenden Gleichungen (2.3) - (2.5):

$$\sum_{j=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\| - r_j = 0$$
(2.3)

$$\sum_{j=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \left(\|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\| - r_j \right)^2 = 0$$
(2.4)

$$\sum_{j=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \left(\|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\|^2 - r_j^2 \right)^2 = 0$$
(2.5)

Gleichungen (2.3), (2.4) und (2.5) beschreiben jeweils die Lage des Drehzentrums \vec{c} unter der Voraussetzung, dass die Bewegungen der Marker entlang von Sphären verlaufen. Aufgrund von Weichteilverschiebungen und Messartefakten gilt jedoch unter Versuchsbedingungen im allgemeinen

$$\sum_{j=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\| - r_j \neq 0$$
(2.6)

Die Radien bleiben über die Zeit der ausgeführten Bewegung nicht tatsächlich konstant, daher wird für jeden Marker ein mittlerer Sphärenradius betrachtet:

$$r_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\|$$
(2.7)

Durch die Minimierung des aus Gleichung (2.6) abgeleiteten Minimierungsproblems

$$\sum_{j=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\| - r_j \stackrel{!}{=} \min$$
(2.8)

wird das Drehzentrum berechnet, das die beste Annäherung an Sphärenbewegungen der Marker erfüllt. Dies kann über die Lösung eines quadratischen oder biquadratischen Minimierungsansatzes erfolgen (Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006).

Im Zuge der quadratischen Minimierung (vgl. Gleichung (2.4)) lautet die zu minimierende Funktion

$$f_{S2}(\vec{c}, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left(\|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\| - r_j \right)^2$$
(2.9)

Die entsprechende Minimierung unter Rückgriff auf einen biquadratischen Minimierungsansatz (vgl. Gleichung (2.5)) umfasst die Minimierung der Funktion

$$f_{S4}(\vec{c}, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left(\|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\|^2 - r_j^2 \right)^2$$
(2.10)

 \vec{c} Drehzentrum (= HGM)

m Anzahl der Marker

- n Anzahl der Zeitpunkte
- $\vec{p_{ij}}$ Markerposition des *j*-ten Markers (j = 1, ..., m) zum *i*-ten Zeitpunkt (i = 1, ..., n)
- r_j Radius der Sphäre, auf der sich der *j*-te Marker bewegt (j = 1, ..., m), siehe Gleichung (2.7)

Der Lösungsansatz über ein quadratisches Minimierungsproblem (S2) wird bereits 1984 von Cappozzo zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes empfohlen, jedoch ohne Angabe von daraus resultierenden möglichen Fehlern. In darauf folgender Literatur wird die genannte Methode sowohl anhand von Computersimulationen (Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006) und mechanischen Modellen mit bekannter HGM Lage (Camomilla *et al.* 2006, Piazza *et al.* 2001) als auch an Probanden (Bell *et al.* 1990, Leardini *et al.* 1999, McDermott *et al.* 2001, Kratzenstein *et al.* 2009) analysiert.

Tests anhand von Computersimulationen wurden systematisch durchgeführt. Ehrig und Mitarbeiter (2006) simulieren randomisierte Bewegungen innerhalb unterschiedlicher vorgegebener Bewegungsumfänge unter Einbeziehung von verschiedenen Rauschsimulationen. Die Autoren finden deutliche Verbesserungen in der berechneten HGM Lage bei einem Bewegungsumfang ab 45°. Der angegebene Fehler liegt bei der Simulation im Bewegungsumfang 45° bis 90°, in der für jeden Marker separat Rauschen simuliert wird, bei 1–5 mm. Aus Weichteilbewegung resultierende Hautverschiebungen werden nicht in die Simulationen einbezogen.

Piazza et al. (2001) überprüfen die Methode an einem mechanischen Modell mit bekannter Lage des Drehzentrums. Für die Lageberechnung des Drehzentrums legen die Autoren unterschiedliche Bewegungen im Umfang von 15° bis 30° zugrunde. Bei ausgeführter Flexion, Extension und Abduktion mit Bewegungsumfang 30° wird im Zuge quadratischer Minimierung unter Einbeziehung des Mittelpunktes eines Markerclusters ein Fehler von $4, 4 \pm 0, 2$ mm angegeben.

Aus Simulationen und anhand Tests am mechanischen Modell werden in anderen Studien vergleichsweise hohe Standardabweichungen von bis zu 21,4 mm und somit eine schlechte Wiederholbarkeit bei der Verwendung quadratischer Minimierung angegeben (Camomilla *et al.* 2006).

Auch in Studien an Probanden wird schlechte Wiederholbarkeit der sphere-fit Methode unter Verwendung eines quadratischen Minimierungsproblems gefunden: McDermott und Mitarbeiter (2001) geben in den einzelnen Koordinaten maximale Standardabweichungen von 17 mm, 23 mm, 35 mm an, basierend auf je fünf Versuchen von sieben Probanden, die Hüftflexion, -extension, -abduktion und adduktion ausführen.

In Studien an Probanden, bei denen die Lage des HGM durch die Verwendung bildgebender Verfahren bekannt ist, werden durchschnittliche Fehler zwischen 10 und 38 mm angegeben (Bell *et al.* 1990, Leardini *et al.* 1999, Kratzenstein *et al.* 2009). Tabelle 2.4 stellt eine Übersicht der Fehlerangaben unter stichpunktartiger Auflistung der verwendeten Überprüfungsmethode dar.

Tabelle 2.4: Fehlerangaben zu sphere-fit Techniken unter Verwendung eines quadratischen Minimierungsproblems

Autor	$\Delta d \; [\mathrm{mm}]$	Überprüfungsmethode
Bell <i>et al.</i> (1990)	$37,9 \pm 19$	6 Männer, Röntgen, Kreuzbewegung
Ehrig <i>et al.</i> (2006)	1 bis 5	Simulation von randomisierten Bewegungen im Um-
		fang $45^{\circ} - 90^{\circ}$
Kratzenstein <i>et al.</i> (2009)	$10, 1\pm7, 9$	7 Probanden, CT, modifizierte "star-arc" Bewegung
Leardini $et al.$ (1999)	$11, 8 \pm 4, 1$	11 Männer, Röntgen, Kreuzbewegung $40^{\circ} - 45^{\circ}$
Piazza et al. (2001)	$4,4\pm0,2$	mechanisches Modell, Kreuzbewegung 30°

Die sogenannte Pratt sphere-fit Technik, die die Minimierung der Funktion

$$f_{Pratt}(\vec{c}, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \frac{1}{r_j^2} \sum_{i=1}^n \left(\|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\|^2 - r_j^2 \right)^2$$
(2.11)

umfasst, wird von Ehrig *et al.* (2006) systematisch numerisch getestet und als vergleichbar akurat und effektiv eingestuft wie der Ansatz der quadratischen Minimierung (S2).

Halvorsen *et al.* (1999) wenden die sogenannte Reuleaux Methode an und finden in Simulationen (incl. simulierten Hautbewegungen) Fehler von 5 mm. Die Reuleaux Methode beruht auf der Annahme, dass jede aufgezeichnete Bewegung senkrecht auf der Linie steht, die HGM und Mittelpunkt der aufgezeichneten Markerbewegung verbindet. Cereatti *et al.* (2004) zeigen, dass es sich hierbei um eine inkomplette sphere-fit Methode handelt und dass unter bestimmten Voraussetzungen an die Abzählung der Reuleaux Methode diese Methode identisch zu der Minimierung der Funktion f_{S4} ist. Die Lösung des in Gleichung (2.10) beschriebenen biquadratischen Minimierungsproblems (S4) wird in der Literatur mehrfach zur Lageberechnung des HGM angewendet. Die Studien umfassen Simulationen (Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006, Gamage & Lasenby 2002, Halvorsen *et al.* 1999), Tests an mechanischen Modellen (Camomilla *et al.* 2006, Cereatti *et al.* 2009, Mac Williams 2008), sowie Untersuchungen an Probanden (Cereatti *et al.* 2009, Hicks & Richards 2005).

Aus Computersimulationen werden Fehler der Methode S4 im Bereich unter fünf mm berichtet. Gamage & Lasenby (2002) geben für die Minimierung von f_{S4} durch Ableiten nach c und r_j eine geschlossene Lösung an. Aus Simulationstests (incl. simulierter Hautverschiebung) geben die Autoren stabilere Lösungen dieses geschlossenen Ansatzes an als mittels Reuleaux Methode (Halvorsen *et al.* 1999) erreicht werden. Andere Autoren (Halvorsen 2003) weisen nach, dass in der geschlossenen Methode von Gamage & Lasenby ein systematischer Fehler vorhanden ist, der durch iteratives Lösen des Minimierungsproblems umgangen werden kann.

Während Ehrig und Mitarbeiter (2006) vergleichbare Präzision bei der iterativen Minimierung von f_{S2} und f_{S4} finden, berichten Camomilla *et al.* (2006) aus ihren Simulationstests bessere Ergebnisse für die iterative Minimierung von f_{S4} . Die dort genannten Fehler (Camomilla *et al.* 2006) liegen — abhängig vom verwendeten Markercluster und ausgeführten Bewegungsumfang — im Bereich unter 1 mm.

Anhand Tests an starren mechanischen Modellen werden für die Methode S4 ähnlich hohe Fehler wie in Computersimulationen (< 5 mm, Mac Williams 2008; < 1,5 mm, Camomilla *et al.* 2006; < 1 mm, Cereatti *et al.* 2009) gefunden. Aus Tests an verformbaren mechanischen Modellen, die Hautbewegungen simulieren, werden Fehler der Methode S4 im Bereich von 1 cm berichtet (Mac Williams 2008).

Tests an Probanden wurden mit geringer Stichprobengröße durchgeführt: Hicks & Richards (2005) testen die Methode S4 an 9 Probanden, deren HGM Lage mittels Ultraschallaufnahmen bestimmt wurde. Anhand Aufnahmen von kreuzförmigen Kalibrationsbewegungen (Flexion, Extension, Abduktion) werden mittlere Fehler von 13, 4 ± 4 , 3 mm berichtet. Aus einer Kadaverstudie (n = 4) werden bei Aufnahmen einer sternförmigen Kalibrationsbewegung mittlere Fehler der Methode S4 von 9, 5 ± 8 , 4 mm angegeben (Cereatti *et al.* 2009).

Tabelle 2.5 auf Seite 28 stellt eine Ubersicht der Fehlerangaben unter stichpunktartiger Auflistung der verwendeten Überprüfungsmethode dar.

2.3.2 Transformationstechniken

Transformationstechniken zur Lageberechnung des HGM lassen sich in einseitige und beidseitige Näherungsmethoden unterteilen (Ehrig *et al.* 2006). Die gängigsten

Autor	$\Delta d \; [\mathrm{mm}]$	Überprüfungsmethode
Cereatti et al. (2009)	$9,5 \pm 8,4$	4 Kadaver, Hautmarker, Sternbewegung
Gamage & Lasenby (2002)	< 5	Simulation incl. Hautverschiebung
Halvorsen $et \ al. \ (1999)$	5	Simulation incl. Hautbewegung
Hicks & Richards (2005)	$13, 4 \pm 4, 3$	9 Probanden, Ultraschall, Kreuzbewegung
Lopomo $et al.$ (2010)	$2, 1 \pm 2, 7$	4 Kadaver, Knochenschrauben, Kreisbewegung
Mac Williams $et al. (2008)$	< 5	mechanisches Modell ohne Weichteilbewegungen
Mac Williams $et al.$ (2008)	10	mechanisches Modell mit Weichteilbewegungen

Tabelle 2.5: Fehlerangaben zu sphere-fit Techniken unter Verwendung eines biquadratischen Minimierungsproblems

Methoden der wissenschaftlichen Literatur werden im folgenden unter Berücksichtigung ihrer jeweiligen Fehlerquantifizierung dargestellt.

Die einseitigen Näherungsmethoden setzen voraus, dass ein Segment (Becken oder *Femur*) als stationär betrachtet wird und somit der HGM ebenfalls stationär bleibt. Dies erfordert in der Praxis zunächst die Koordinatentransformation aller Daten in ein segmentbezogenes Koordinatensystem des Segmentes, das als stationär betrachtet werden soll (Ehrig *et al.* 2006).

Sind auf dem bewegten Segment mindestens drei Marker angebracht, lassen sich aus den aufgenommenen Bewegungen Transformationen definieren. Diese Transformationen bestehen jeweils aus einer Rotationsmatrix R_i und einem Translationsvektor $\vec{t_i}$ und stellen die Bewegung des aufgenommenen Markersets im Zeitverlauf (Zeitpunkte i = 1, ..., n) dar. Die Transformation $(R_i, \vec{t_i})$ definiert die Koordinatentransformation aus dem globalen in das segmentbezogene Koordinatensystem zum Zeitpunkt i (siehe Abbildung 2.2) (Ehrig *et al.* 2006).

Da die Lage des HGM relativ zum bewegten Segment stationär bleibt, so bilden alle diese Transformationen den HGM auf denselben Punkt ab, d.h. der HGM ist der Punkt \vec{c} , für den ein $\vec{\tilde{c}}$ existiert, so dass

$$\forall i \in \{1 \dots n\} : \vec{c} = R_i \vec{\tilde{c}} + \vec{t_i} \tag{2.12}$$

Aus dieser Grundüberlegung wird die "centre transformation technique" (CTT) abgeleitet. Zur HGM-Lageberechnung mittels dieser Methode werden die Transformationen $(R_i, \vec{t_i})$ des bewegten Segmentes aus der aufgenommenen Kalibrationsbewegung berechnet. Anschließend wird über die Minimierung der Funktion

$$f_{CTT}(\vec{c}, \vec{\tilde{c}}) = \sum_{i=1}^{n} \left\| R_i \vec{\tilde{c}} + \vec{t_i} - \vec{c} \right\|^2$$
(2.13)

die Lage des HGM berechnet (Ehrig *et al.* 2006).



Abbildung 2.2: Konstruktion der lokalen *Femur* - Koordinaten. Die Translationen $\vec{t_i}$ und die Rotationen $R_i = (\vec{r_i^1}, \vec{r_i^2}, \vec{r_i^3})$ transformieren den Ortsvektor $\vec{\tilde{c}}$ aus globalen in lokale Koordinaten (Ehrig *et al.* 2006).

Uberprüft wird diese Methode in Computersimulationen (Ehrig *et al.* 2006), am mechanischen Modell (Siston & Delp 2005) und an Probanden (De Momi *et al.* 2009, Piazza *et al.* 2004). Die Überprüfung in Computersimulationen zeigt deutliche Verbesserungen der Methode CTT mit steigendem Bewegungsumfang. Ab einem Bewegungsumfang von 45° liegt der berichtete Fehler im Bereich weniger Millimeter (Ehrig *et al.* 2006). Am mechanischen Modell werden bei unterschiedlichen Kalibrationsbewegungen Fehler zwischen 2, 2 mm und 4, 2 mm berichtet (Siston & Delp 2005). Die Tests der Methode CTT an 22 Probanden (Piazza *et al.* 2004) stellen einen Vergleich der berechneten Ergebnisse unter Variation der Kalibrationsbewegung dar; eine Überprüfung der Präzision kann aus der genannten Studie nicht abgeleitet werden, da die tatsächliche Lage des HGM nicht ermittelt wurde. In einer *ex vivo* - Studie an 4 Präparaten wurden unter Verwendung von Knochenschrauben Fehler von 2, 4 mm in der HGM - Lageberechnung der Methode CTT ermittelt (De Momi *et al.* 2009).

Einen verwandten Ansatz stellt die Holzreiter Methode (HR) dar (Holzreiter 1991). Dieser Ansatz beinhaltet die Elimination von $\vec{\tilde{c}}$ aus (2.12) zu zwei Zeitpunkten *i* und *j*. Somit kann die Lage des HGM über die Minimierung der Funktion

$$f_{HR}(\vec{c}) = \sum_{i=1, j=1, i \neq j}^{n} \left\| (R_i R_j^T - I) \vec{c} - R_i R_j^T \vec{t}_j + \vec{t}_i \right\|^2$$
(2.14)

bestimmt werden (I bezeichne die Einheitsmatrix n-ter Ordnung). In Computersimulationen liefert dieser Ansatz identische Ergebnisse zu der Methode CTT (Ehrig et el. 2006).

Ein weiterer Ansatz wird von Schwartz & Rozumalski (2005) vorgestellt. Diese "Schwartz transformation technique" (STT) berechnet aus je zwei aufgenommenen Bildern (*i* und *j*) die jeweilige Drehachse $(R_i R_j^T - I)\vec{c} = R_i R_j^T \vec{t_j} - \vec{t_i}$. Der Schnittpunkt aller dieser Achsen bestimmt die Lage des HGM, die über die Minimierung der Funktion

$$f_{STT}(\vec{c}) = \left\| (R_i R_j^T - I)\vec{c} - R_i R_j^T \vec{t_j} + \vec{t_i} \right\|^2 + \left\| (R_k R_l^T - I)\vec{c} - R_k R_l^T \vec{t_l} + \vec{t_l} \right\|^2$$
(2.15)

gefunden werden kann. In der Praxis berechnet dieser Ansatz aus je vier aufgenommenen Bildern eine Näherung der HGM-Lage. Der Modalwert dieser Näherungen wird von den Autoren als Schätzung der HGM-Lage vorgeschlagen (Schwartz & Rozumalski 2005).

Am mechanischen Modell mit bekannter Lage des Drehzentrums weist die Methode STT einen Fehler von 3, 8 ± 2 , 4 mm in der Lageberechnung des Drehzentrums auf (Lageberechnung aus 170° Bewegungsumfang in Sagittalebene, je 10° Bewegungsumfang in Transversal- und Frontalebene) (Schwartz & Rozumalski 2005). Bei verändertem Bewegungsumfang (52° in der Sagittalebene, 27° in der Frontalebene, 38° in der Transversalebene) wird am (starren) mechanischen Modell ein Fehler von 1 mm gefunden (MacWilliams 2008). Mit simulierten Weichteilbewegungen des mechanischen Modells steigt der berichtete Fehler auf 26,2 mm (MacWilliams 2008). Bei der Überprüfung anhand von Computersimulationen liefert dieser Ansatz identische Ergebnisse zu der Methode CTT (Ehrig *et el.* 2006).

Die zweiseitige Näherungsmethode setzt nicht voraus, dass sich ein Segment in Ruhe befindet. Der Ansatz dieser Methode ist, dass die Lage des HGM relativ zu beiden (bewegten) Segmenten stationär bleibt (Ehrig *et al.* 2006). Es bezeichne

- $\vec{c_1}$ die Lage des HGM im beckenbezogenen Koordinatensystem,
- $\vec{c_2}$ die Lage des HGM im femurbezogenen Koordinatensystem,
- $(R_i, \vec{t_i})$ die Transformation zum Zeitpunkt *i* vom beckenbezogenen in das globale Koordinatensystem (i = 1, ..., n),
- (S_i, d_i) die Transformation zum Zeitpunkt *i* vom femurbezogenen in das globale Koordinatensystem (i = 1, ..., n).
- \vec{c} die Lage des HGM im globalen Koordinatensystem.

Da die Lage des HGM relativ zum Becken stationär bleibt, gilt

$$\vec{c} = R_i \vec{c_1} + \vec{t_i} \qquad \forall i \in \{1 \dots n\}$$

$$(2.16)$$

Da die Lage des HGM relativ zum *Femur* stationär bleibt, gilt

$$\vec{c} = S_i \vec{c_2} + \vec{d_i} \qquad \forall i \in \{1 \dots n\}$$

$$(2.17)$$

Somit gilt (unter Vernachläsigung von Bewegungsartefakten)

$$S_i \vec{c_2} + \vec{d_i} = R_i \vec{c_1} + \vec{t_i} \qquad \forall i \in \{1 \dots n\}$$
 (2.18)

Basierend auf dieser Überlegung läßt sich die Lage des HGM über die Minimierung der Funktion

$$f_{SCoRE}(\vec{c_1}, \vec{c_2}) = \sum_{i=1}^{n} \left\| R_i \vec{c_1} + \vec{t_i} - (S_i \vec{c_2} + \vec{d_i}) \right\|^2$$
(2.19)

berechnen. Als letztendlicher Schätzwert der HGM-Lage wird das arithmetische Mittel

$$\vec{\bar{c}} = \frac{1}{2}(\vec{c_1} + \vec{c_2}) \tag{2.20}$$

vorgeschlagen (Ehrig *et al.* 2006).

Dieser Ansatz wird als "symmetrical centre of rotation estimation" (SCoRE) bezeichnet. In Computersimulationen liefert diese Berechnungsmethode insbesondere bei geringen Bewegungsumfängen präzisere Werte als einseitige Näherungsmethoden: bei 20° simuliertem Bewegungsumfang wird ein Fehler von 1,2 mm berichtet mit Verbesserung der Päzision bei steigendem Bewegungsumfang (Ehrig *et al.* 2006).

Die Uberprüfung an Probanden erfolgte mit geringer Stichprobenzahl (n = 7, Kratzenstein *et al.* 2009; n = 4, Cereatti *et al.* 2009). Die in diesen Studien beschriebenen mittleren Fehler belaufen sich auf $2, 8 \pm 14, 4$ mm bzw. $16, 5 \pm 7, 0$ mm.

Im Vergleich der Methoden S4 und SCoRE finden einige Autoren präzisere Ergebnisse der Methode S4 (Cereatti *et al.* 2009), andere Autoren hingegen verweisen auf geringere Fehler der Methode SCoRE (Ehrig *et al.* 2006).

Die Fehlerangaben, die in der Literatur zu funktionalen Methoden beschrieben werden, stammen größtenteils aus Computersimulationen (Begon *et al.* 2007, Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006, Gamage & Lasenby 2002, Halvorsen *et al.* 1999, Halvorsen 2003, Hicks & Richards 2003) oder Tests an mechanischen Modellen (Camomilla *et al.* 2006, MacWilliams 2008, Piazza *et al.* 2001, Schwartz & Rozumalski 2005, Siston & Delp 2006). Artefakte durch Hautverschiebung werden nur in wenigen Studien in die Simulation einbezogen (Halvorsen *et al.* 1999, MacWilliams 2008). Diese jedoch scheinen erheblichen Einfluss auf die mögliche Präzision der funktionalen Algorithmen zu haben (Cereatti *et al.* 2009).

Einige Untersuchungen existieren, die die Präzision funktionaler Methoden an Probanden analysieren (Bell *et al.* 1990, Hicks & Richards 2005, Kratzenstein *et al.* 2009, Leardini *et al.* 1999, McDermott *et al.* 2001, Piazza *et al.* 2004, Schwartz & Rozumalski 2005, Shea *et al.* 1997). Diese beruhen jedoch (bei bekannter HGM Lage) auf geringen Stichprobenzahlen (Bell *et al.* 1990, Hicks & Richards 2005, Kratzenstein *et al.* 2009, Leardini *et al.* 1999) bzw. weisen eine fehlende Referenz (z.B. durch bildgebende Verfahren) zur Lagebestimmung des HGM auf (McDermott *et al.* 2001, Piazza *et al.* 2004, Schwartz & Rozumalski 2005, Shea *et al.* 1997).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass in vorhersagenden Algorithmen mit ca. zwei bis über drei cm ein größerer Fehler berichtet wird, als in funktionalen Methoden bei geeigneter Ausführung mit ca. 1 bis 5 mm. Die Fehlerquantifizierungen der funktionalen Methoden stammen jedoch größtenteils aus Computersimulationen oder Studien an mechanischen Modellen. Tests unter realen Versuchsbedingungen (an Probanden) wurden nicht systematisch mit ausreichenden Stichprobenzahlen durchgeführt.

Der Einfluss von Versuchsbedingungen wie beispielsweise Hautbewegungen auf

die Präzision von Bewegungsanalysen ist beträchtlich (Cappozzo *et al.* 1996, Leardini *et al.* 2005, Taylor *et al.* 2005), daher ist im Test an Probanden ein größerer Fehler zu erwarten als in den durchgeführten Simulationen. Studien mit wenigen Probanden deuten darauf hin, dass funktionale Methoden unter realen Versuchsbedingungen deutlich schlechtere Lageschätzungen des HGM aufweisen als aus Computersimulationen berichtet werden (Leardini *et al.* 1999, Cereatti *et al.* 2009). Unklar ist nach dem aktuellen Forschungsstand, ob funktionale Methoden unter realen Versuchsbedingungen tatsächlich zu einer präziseren Bestimmung des HGM führen können als prädiktive Methoden. 2. Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes

Kapitel 3 Problemstellung

Mit dem Ziel, Belastungen von Gelenken abzuschätzen, werden in biomechanischen bzw. klinischen Untersuchungen Bewegungsanalysen durchgeführt. Von besonderem Interesse sind Gang- und Laufanalysen, die Bewegungen des Knie- und Hüftgelenks untersuchen, da diese häufig von degenerativen Verschleißerscheinungen betroffen sind (Felson & Zhang 1998). Diese Verschleißerscheinungen werden in Zusammenhang mit auftretenden Momenten der betroffenen Gelenke gebracht (Heiden *et al.* 2009, Miyazaki *et al.* 2002, Mündermann *et al.* 2005, Sharma *et al.* 1998). Um Momente eines Gelenks berechnen zu können, ist die Lagekenntnis des Gelenkmittelpunktes notwendig.

Zur Lagebestimmung des anatomischen Hüftgelenkmittelpunktes können bildgebende Verfahren (Sonographie, Röntgen, CT, MRT) eingesetzt werden. Im Zuge einer routinemäßig durchgeführten Bewegungsanalyse ist es jedoch aus Kostenund Zeitgründen, sowie verfahrensabhängig eventuell auftretender Strahlenbelastung nicht möglich, bildgebende Verfahren zur Bestimmung der HGM einzusetzen.

Um dennoch eine aussagekräftige Bewegungsanalyse durchführen zu können, ist es erforderlich, ein anwendbares Verfahren zu etablieren, das die Lage des HGM präzise bestimmen kann. Für die Entwicklung eines solchen Verfahrens ist die Überprüfung seiner Präzision erforderlich, die mithilfe bildgebender Verfahren erreicht werden kann. Aufgrund auftretender Strahlenbelastung sind Röntgenbzw. CT-Untersuchungen zu vermeiden. Sowohl die Sonographie als auch die Magnetresonanztomographie beinhalten keine Strahlenexposition und sind nicht als gesundheitsschädlich bekannt. In der dreidimensionalen Darstellung knöcherner Strukturen ist die Magnetresonanztomographie der Sonographie überlegen.

Im Zuge der Fehlerquantifizierung ist ausschlaggebend, mit welcher Präzision das jeweils verwendete bildgebende Verfahren die Lage des HGM zu bestimmen vermag. Die Höhe der Bildauflösung stellt einen limitierenden Faktor dar; weiterhin kann eventuell auftretende Hautverschiebung zu Ungenauigkeiten in der Lagebestimmung des HGM führen: die Position des HGM wird jeweils in einem segmentbezogenen Koordinatensystem bestimmt, das anhand von anatomischen Punkten bzw. applizierten Markern definiert wird. Eine Positionsänderung des Probanden (beispielsweise aus liegender Position im MRT zum Stand bei der Bewegungsanalyse) kann erhebliche Markerbewegungen nach sich ziehen und somit zu Verschiebungen im Koordinatensystem führen.

Da zur Durchführung von Ganganalysen die relative Lage des HGM zu anatomisch tastbaren Punkten des Beckens in aufrechter Haltung berechnet wird, sollte die Lagebestimmung des HGM anhand bildgebender Verfahren ebenfalls in aufrechter Haltung erfolgen, um eine möglichst hohe Vergleichbarkeit der Bestimmungsverfahren gewährleisten zu können. Dies ist im Rahmen einer UprightTM-MRT Messung möglich.

Neben bildgebenden Verfahren existieren zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes prädiktive Methoden, die die Lage des Hüftgelenkmittelpunktes anhand von Regressionsgleichungen vorhersagen, sowie funktionale Methoden, die die HGM-Lage anhand mathematischer Modelle individuell berechnen.

Nach der Begutachtung der Literatur kann zusammenfassend festgehalten werden, dass keine Methode in Bewegungsanalysen etabliert ist, die die Lage des Hüftgelenkmittelpunktes mit ausreichender Präzision zu bestimmen vermag. In der Literatur wird als akzeptable Fehlerschwelle der HGM-Lagebestimmung 1 cm angegeben (Hicks & Richards 2005). Ein Fehler von 1 cm in der Raumdiagonalen entspricht bei symmetrischer Aufteilung in die drei Koordinaten einem Fehler in den einzelnen Koordinaten von $\sqrt{\frac{1}{3}} \approx 0,58$ cm.

Prädiktive Methoden werden standardmäßig verwendet, sind jedoch anhand von verhältnismäßig kleinen Stichproben entwickelt und weisen selbst innerhalb der jeweils zugrundeliegenden Stichprobe eine fehlerhafte Abschätzung auf. Es finden sich nicht zu allen beschriebenen Methoden ausreichende Fehlerangaben. Die angegebenen Regressionsgleichungen bestehen aus einer einheitlichen Berechnungsvorschrift. Im Hinblick auf vorhandene systematische anatomische Unterschiede insbesondere des Beckens zwischen Männern und Frauen (Brinckmann *et al.* 1981, Fessy *et al.* 1999) scheint es fragwürdig, für beide Geschlechtergruppen dieselbe Berechnungsformel zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes zu verwenden.

Funktionale Methoden zur Bestimmung des HGM werden in der Literatur im Vergleich zu den prädiktiven Methoden bei adäquater Ausführung als potentiell präziser beschrieben, wurden jedoch nach aktuellem Forschungsstand lediglich an Modellen sowie in Computersimulationen hinreichend getestet.

Funktionale Methoden werden in sphere-fit Techniken und Transformationstechniken klassifiziert (Ehrig *et al.* 2006). Unter den sphere-fit Techniken scheint die Methode S4 die präzisesten Ergebnisse zu liefern. Unter den Transformationstechniken wird die Methode SCoRE zur Lageberechnung des HGM empfoh-
len. Beide Methoden wurden in Computersimulationen systematisch getestet. Eine Fehlerquantifizierung unter realen Studienbedingungen in ausreichend großen Stichproben wurde bislang nicht durchgeführt.

Der Einfluss von realen Versuchsbedingungen, insbesondere von Hautverschiebung und Weichteilbewegungen, auf die mögliche Präzision von Bewegungsanalysen ist beträchtlich (Cappozzo *et al.* 1996, Leardini *et al.* 2005, Taylor *et al.* 2005). Nach dem aktuellen Forschungsstand ist nicht klar, ob unter realen Studienbedingungen funktionale Methoden tatsächlich zu einer präziseren Bestimmung des HGM führen können als prädiktive Methoden.

3.1 Ziel der Studie

Das Ziel dieser Studie ist es, die individuelle Lage des HGM mittels funktionaler und prädiktiver Methoden zu berechnen, sowie eine präzise Lagebestimmung mittels UprightTM- MRT vorzunehmen, die der Überprüfung der angewendeten Berechnungsmethoden dienen soll.

Anhand der mittels UprightTM- MRT bestimmten HGM-Lage validiert die vorliegende Arbeit die Anwendbarkeit und Präzision funktionaler und prädiktiver Bestimmungsmethoden unter realen Studienbedingungen. Somit soll dazu beigetragen werden, ein präziseres Verfahren als bisher möglich zur Bestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes zu etablieren.

Weiterhin werden Auswirkungen der verschiedenen Bestimmungsmethoden auf Kinematik und Kinetik der unteren Extremität bewegungsabhängig quantifiziert.

Den folgenden Fragestellungen wird nachgegangen:

- 1. Ist die Präzision funktionaler Methoden unter realen Versuchsbedingungen vergleichbar mit der in theoretischen Überprüfungen (Simulation / mechanische Modelle) beobachteten Präzision?
- 2. Bestimmen funktionale Methoden bei geeignetem Versuchsdesign die Lage des HGM auch unter realen Studienbedingungen präziser als prädiktive Methoden?
- 3. Kann anhand funktionaler Bestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes eine präzisere Bewegungsanalyse (Kinematik / Kinetik) durchgeführt werden als anhand prädiktiver Methoden?
- 4. Verursachen prädiktive Methoden geschlechtsspezifisch systematische Fehler, die in funktionalen Methoden umgangen werden?

3. Problemstellung

Kapitel 4

Validierung prädiktiver und funktionaler Methoden

Im folgenden wird das methodische Vorgehen beschrieben, das der in Kapitel 3 beschriebenen Fragestellung nachgeht. Dieses ist untergliedert in die Beschreibung von Untersuchungsdesign, Merkmalsstichprobe, Messmethodik, Versuchsdurchführung, Personenstichprobe und Analyseverfahren.

4.1 Untersuchungsdesign

Die Daten dieser Arbeit wurden in Form einer Querschnittsstudie an 27 freiwilligen Probanden erhoben. Um eventuell auftretende geschlechtsspezifische Unterschiede quantifizieren zu können, wurden 15 männliche und 12 weibliche Probanden für die Studie rekrutiert.

In Kapitel 3 wurde die Notwendigkeit einer UprightTM- MRT Untersuchung (Abbildung 4.1) zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes herausgearbeitet. Die Datenaufnahme dieser MRT Untersuchung fand in der Privatpraxis für Kernspintomographie in Köln Rodenkirchen statt. Im Zuge der Untersuchung wurden für jeden Probanden zwei orthogonal zueinander geschichtete Kernspinaufnahmen des Beckens getätigt, aus denen die dreidimensionale Lage des Hüftgelenkmittelpunktes in einem beckenbezogenen Koordinatensystem bestimmt wurde. Die mittels MRT bestimmte Lage des HGM dient als Referenzwert zur Validierung funktionaler und prädiktiver Bestimmungsmethoden.

Als wesentlicher Bestandteil der Fragestellung wurde in Kapitel 3 die funktionale und prädiktive Lagebestimmung des HGM herausgestellt. Die Datenaufnahme der für die funktionale Lagebestimmung des HGM benötigten Kalibrationsbewegungen erfolgte im Institut für Biomechanik und Orthopädie der Deutschen Sport-



Abbildung 4.1: UprightTM- MRT der Privat
praxis für Kernspintomographie in Köln Rodenkirchen

hochschule (DSHS) Köln. Dort wurden ebenso die benötigten anthropometrischen Daten zur prädiktiven Lagebestimmung des HGM erfasst.

Zur Quantifizierung der Auswirkungen verschiedener Bestimmungsmethoden auf Kinematik und Kinetik der unteren Extremität wurden Bewegungsanalysen von jedem Probanden durchgeführt. Als natürliche Fortbewegungsart des Menschen wurden die Bewegungsformen Gang und Lauf für die Bewegungsanalyse ausgewählt. Die Literatur weist auf die Geschwindigkeitsabhängigkeit der Auswirkungen fehlerhafter HGM-Bestimmung hin (Holden & Stanhope 2000). Daher wurden die Bewegungsarten Gang, zügiger Gang und Lauf in die Untersuchung einbezogen. Die Datenerfassung erfolgte zusammen mit der Aufnahme der funktionalen Kalibrationsbewegungen im Institut für Biomechanik und Orthopädie der DSHS Köln.

Zur Fehlerquantifizierung von Messverfahren, Auswertroutinen und zur Quantifizierung des Einflusses von Bewegungsartefakten durch Weichteilverschiebungen wurde ein mechanisches Modell in die genannten Untersuchungen einbezogen (Abbildung 4.2) (Feinmechanische Entwicklungswerkstatt M. Küsel-Feldker, Köln).

Das Modell umfasst insgesamt sieben Markerpositionen mit zueinander bekannten Abständen. Jeder der Marker simuliert die Lage eines anatomischen Punktes, der für die funktionale Lageberechnung des HGM benötigt wird. Die Markerpositionen können wahlweise mit retroreflektierenden Markern zur Durchführung von Bewegungsanalysen oder mit ölgefüllten Markern versehen werden, die in Kern-



Abbildung 4.2: Mechanisches Modell zur Fehlerquantifizierung von Mess- und Auswertroutinen

spinaufnahmen sichtbar sind. Das Modell beinhaltet ein Kugelgelenk mit bekannter Lage des Drehzentrums, das das Hüftgelenk simuliert. Das Kugelgelenk umfasst einen Bewegungsumfang von 60°. Im Drehzentrum befindet sich eine mit Öl gefüllte Kapsel, die die simulierte Lage des HGM in den Kernspinaufnahmen visualisiert. Die MRT Aufnahmen wurden mit demselben Protokoll, das für die Probanden verwendet wurde, durchgeführt. Die für die funktionale Lageberechnung des Drehzentrums benötigte Kalibrationsbewegung wurde am Modell manuell ausgeführt und im Institut für Biomechanik und Orthopädie der DSHS Köln aufgezeichnet.

Das komplette Versuchsprotokoll war vor Beginn der Studie von der Ethikkommission der DSHS Köln geprüft und genehmigt worden.

4.2 Merkmalsstichprobe

Nachfolgend werden die zur Analyse herangezogenen Parameter definiert.

In Übereinstimmung mit offiziellen Empfehlungen der International Society of Biomechanics (Wu *et al.* 2002) wurde das wie folgt definierte beckenbezogene Koordinatensystem verwendet (siehe Abbildung 2.1 auf Seite 11):

z-Achse parallel zur Verbindungslinie zwischen LSIAS und RSIAS, nach rechts zeigend

- x-Achse in der Ebene liegend, die durch RSIAS, LSIAS und den Mittelpunkt zwischen rechter und linker SIPS definiert ist, orthogonal zur z-Achse, nach anterior zeigend
- y-Achse orthogonal zu z und x, nach cranial zeigend

Ursprung Mittelpunkt der Verbindungslinie zwischen RSIAS und LSIAS¹

Die verwendete Einheit zur Darstellung der einzelnen Koordinaten ist mm.

4.2.1 Parameter zur Quantifizierung der MRT - Messgenauigkeit

Wie in vorstehendem Unterkapitel 4.1. erläutert, wurde zur Fehlerquantifizierung ein mechanisches Modell mit nach Konstruktion bekannten Maßen in die Untersuchung einbezogen. $(x_{mech}^{mod}, y_{mech}^{mod}, z_{mech}^{mod})$ bezeichne die nach Konstruktion bekannte dreidimensionale Lage des Drehzentrums im segmentbezogenen Koordinatensystem. $(x_{MRT}^{mod}, y_{MRT}^{mod}, z_{MRT}^{mod})$ bezeichne die mittels MRT bestimmte Lage des Drehzentrums im segmentbezogenen Koordinatensystem. Zur Fehlerquantifizierung der MRT Untersuchung wurden folgende Parameter herangezogen:

$$\Delta x_{MRT}^{mod} := x_{MRT}^{mod} - x_{mech}^{mod}, [mm]$$
$$\Delta y_{MRT}^{mod} := y_{MRT}^{mod} - y_{mech}^{mod}, [mm]$$
$$\Delta z_{MRT}^{mod} := z_{MRT}^{mod} - z_{mech}^{mod}, [mm]$$
$$\Delta d_{MRT}^{mod} := \sqrt{\left(\Delta x_{MRT}^{mod}\right)^2 + \left(\Delta y_{MRT}^{mod}\right)^2 + \left(\Delta z_{MRT}^{mod}\right)^2}, [mm]$$

Der Vektor $(\Delta x_{MRT}^{mod}, \Delta y_{MRT}^{mod}, \Delta z_{MRT}^{mod})$ beschreibt ein Maß für die Messgenauigkeit, mit der die Lage des HGM mittels der UprightTM- MRT Untersuchung in den einzelnen Koordinaten bestimmt werden kann. Der Parameter Δd_{MRT}^{mod} gibt eine Abschätzung der Messgenauigkeit der durchgeführten UprightTM- MRT Untersuchung in der Raumdiagonalen.

¹ Von Wu *et al.* (2002) wird der rechte bzw. linke HGM als Ursprung empfohlen. Der hier gewählte Ursprung soll Vergleichbarkeit mit zahlreichen Veröffentlichungen (u.a. Bell *et al.* 1990, Davis 1991, Harrington *et al.* 2007, Leardini *et al.* 1999) gewährleisten, die ebenfalls den genannten Ursprung des beckenbezogenen Koordinatensystems wählen.

4.2.2 Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Idealbedingungen

Als wesentliches Ziel der Studie wurde in Kapitel 3 der Vergleich zwischen der Präzision funktionaler Methoden unter realen Studienbedingungen und ihrer potentiellen Präzision unter Idealbedingungen ohne Messartefakte genannt. Die Betrachtung der Literatur zeigt (siehe Kapitel 2.3), dass unter Idealbedingungen die Methoden SCoRE und S4 zur Lagebestimmung des HGM empfohlen werden. Diese wurden für die vorliegende Arbeit als Algorithmen implementiert und sowohl am mechanischen Modell als auch an Probanden angewendet. Die Anwendung der Algorithmen am mechanischen Modell dient der Fehlerquantifizierung unter Idealbedingungen ohne Artefakte durch Hautverschiebung. Durch die Anwendung der Algorithmen auf probandenbezogene Daten soll die jeweilige Präzision unter Einfluss von realen Messbedingungen überprüft werden.

 $(x_{SCoRE}^{mod}, y_{SCoRE}^{mod}, z_{SCoRE}^{mod})$ bezeichne die am Modell mittels der Methode SCo-RE bestimmte Lage des Drehzentrums im segmentbezogenen Koordinatensystem. Zur Fehlerquantifizierung der Methode SCoRE unter Idealbedingungen wurden folgende Parameter herangezogen:

$$\Delta x_{SCoRE}^{mod} := x_{SCoRE}^{mod} - x_{mech}^{mod}, [mm]$$

$$\Delta y_{SCoRE}^{mod} := y_{SCoRE}^{mod} - y_{mech}^{mod}, [mm]$$

$$\Delta z_{SCoRE}^{mod} := z_{SCoRE}^{mod} - z_{mech}^{mod}, [mm]$$

$$\Delta d_{SCoRE}^{mod} := \sqrt{\left(\Delta x_{SCoRE}^{mod}\right)^2 + \left(\Delta y_{SCoRE}^{mod}\right)^2 + \left(\Delta z_{SCoRE}^{mod}\right)^2}, [mm]$$

Der Vektor ($\Delta x_{SCoRE}^{mod}, \Delta y_{SCoRE}^{mod}, \Delta z_{SCoRE}^{mod}$) beschreibt ein Maß für die Präzision, mit der die Lage des HGM mittels der Methode SCoRE unter Idealbedingungen in den einzelnen Koordinaten bestimmt werden kann. Der Parameter Δd_{SCoRE}^{mod} gibt eine Abschätzung der Präzision, mit der die Lage des HGM mittels der Methode SCoRE unter Idealbedingungen bestimmt werden kann, in der Raumdiagonalen. Die Parameter $\Delta x_{S4}^{mod}, \Delta y_{S4}^{mod}, \Delta z_{S4}^{mod}$ und Δd_{S4}^{mod} sind analog definiert.

4.2.3 Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden unter Studienbedingungen

Für die untersuchten Probanden dient der mittels MRT bestimmte HGM als Referenzwert. Um Fehler funktionaler Methoden unter realen Studienbedingungen zu quantifizieren, wurden die folgenden Parameter definiert:

$$\Delta x_{SCoRE} := x_{SCoRE} - x_{MRT}, [\text{mm}]$$

$$\Delta y_{SCoRE} := y_{SCoRE} - y_{MRT}, [mm]$$
$$\Delta z_{SCoRE} := z_{SCoRE} - z_{MRT}, [mm]$$
$$\Delta d_{SCoRE} := \sqrt{\left(\Delta x_{SCoRE}\right)^2 + \left(\Delta y_{SCoRE}\right)^2 + \left(\Delta z_{SCoRE}\right)^2}, [mm]$$

Hierbei bezeichne $(x_{SCoRE}, y_{SCoRE}, z_{SCoRE})$ die mittels der Methode SCoRE bestimmte Lage des HGM im segmentbezogenen Koordinatensystem. Der Vektor $(x_{MRT}, y_{MRT}, z_{MRT})$ bezeichne die mittels UprightTM- MRT bestimmte Lage des HGM im segmentbezogenen Koordinatensystem. Die Parameter $\Delta x_{S4}, \Delta y_{S4}, \Delta z_{S4}$ und Δd_{S4} sind analog definiert.

4.2.4 Parameter zur Beschreibung der funktionalen Kalibrationsbewegung

Die Betrachtung der Literatur zeigt die Abhängigkeit der Präzision funktionaler Methoden von der Ausführung der Kalibrationsbewegung (siehe Kapitel 2.3). Hierbei scheint zum einen der Bewegungsumfang ausschlaggebend, zum anderen sollte das Knie während Ausführung der kompletten Bewegung möglichst gestreckt bleiben, um Markerverschiebungen durch Hautbewegung zu vermeiden.

Als Maß für den ausgeführten Bewegungsumfang werden in der vorliegenden Studie die Bewegungsumfänge des Hüftgelenks in Sagittalebene (z) und Frontalebene (x) während der Kalibrationsbewegung betrachtet. Diese wurden durch die Parameter

$$HRoM(z) := HW_{MRT}^{max}(z) - HW_{MRT}^{min}(z), [^{\circ}]$$
$$HRoM(x) := HW_{MRT}^{max}(x) - HW_{MRT}^{min}(x), [^{\circ}]$$

quantifiziert. Hierbei bezeichne $HW_{MRT}^{max}(z)$ das Maximum des Hüftwinkels in der Sagittalebene auf Basis des mittels MRT bestimmten HGM während der Kalibrationsbewegung:

$$HW_{MRT}^{max}(z) := max\{HW_{MRT}^{t}(z)/t = 1...T\}, [^{\circ}]$$

T bezeichne die Anzahl aufgenommener Messpunkte während der funktionalen Kalibrationsbewegung, $HW_{MRT}^t(z)$, [°] bezeichne den Hüftwinkel in der Sagittalebene auf Basis des mittels MRT bestimmten HGM zum Zeitpunkt t (t = 1...T). $HW_{MRT}^{min}(z)$, $HW_{MRT}^{max}(x)$ und $HW_{MRT}^{min}(x)$ sind analog definiert.

Zur Quantifizierung der Kniebeugung während der Kalibrationsbewegung wird die mittlere (root mean square, rms) Kniebewegung in der Sagittalebene betrachtet. Diese wird anhand des Parameters

$$KB(z) := \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^{T} \left(KW_{MRT}^{t}(z) - KW_{MRT}^{1}(z) \right)^{2}, [^{\circ}]}$$

beschrieben. Hierbei bezeichne $KW_{MRT}^t(z)$, [°] den Kniewinkel in der Sagittalebene, der auf Basis des mittels MRT bestimmten HGM berechnet wurde, zum Zeitpunkt t (t = 1...T). T bezeichne die Anzahl aufgenommener Messpunkte während der funktionalen Kalibrationsbewegung.

Zur Quantifizierung des Einflusses von Kniebeugung und Hüftbewegungsumfang auf die Präzision der implementierten funktionalen Methoden wurden Korrelationen zwischen HRoM(z), HRoM(x), KB(z) und Δx_{SCoRE} , Δy_{SCoRE} , Δz_{SCoRE} , Δd_{SCoRE} , Δx_{S4} , Δy_{S4} , Δz_{S4} , Δd_{S4} berechnet.

4.2.5 Parameter zur Fehlerquantifizierung prädiktiver Methoden

Nach dem aktuellen Stand der Literatur finden sich zu den prädiktiven Methoden BEL1, BEL2 und DAV differierende Fehlerangaben, die zum Teil auf Untersuchungen von geringen Probandenanzahlen beruhen. Die Methoden HAR1 und SEI2 wurden bislang lediglich in der Stichprobe, aus der die durchschnittliche Berechnungsvorschrift gewonnen wurde, validiert. Zu den Methoden HAR2, HIC und LEA sind keine Fehlerabschätzungen veröffentlicht. Die Methoden AND und SEI1 beziehen das anatomische Maß der Beckenhöhe ein. Die Einbeziehung der Beckenhöhe als Abstand zwischen Symphysis pubica und Spina iliaca anterior superior scheint im Rahmen einer routinemäßig durchgeführten Bewegungsanalyse wenig praktikabel, da sie die Palpierung der Symphysis pubica erfordert. Daher werden diese beiden Methoden in der vorliegenden Arbeit nicht weiter analysiert. Zur Fehlerquantifizierung prädiktiver Methoden wurden analog zur Validierung der funktionalen Methoden folgende Parameter herangezogen:

$$\Delta x_{BEL1} := x_{BEL1} - x_{MRT}, [mm]$$

$$\Delta y_{BEL1} := y_{BEL1} - y_{MRT}, [mm]$$

$$\Delta z_{BEL1} := z_{BEL1} - z_{MRT}, [mm]$$

$$\Delta d_{BEL1} := \sqrt{\left(\Delta x_{BEL1}\right)^2 + \left(\Delta y_{BEL1}\right)^2 + \left(\Delta z_{BEL1}\right)^2}, [mm]$$

Hierbei bezeichne $(x_{BEL1}, y_{BEL1}, z_{BEL1})$ die mittels der Methode BEL1 bestimmte Lage des HGM im segmentbezogenen Koordinatensystem. Die entsprechenden Parameter für die Methoden BEL2, DAV, HAR1, HAR2, HIC, LEA und SEI2 sind analog definiert.

4.2.6 Parameter zur Quantifizierung der Fehlerauswirkungen auf Bewegungsanalysen

Zur Quantifizierung der Auswirkungen verschiedener HGM - Bestimmungsmethoden auf Bewegungsanalysen werden Winkelverläufe und Momente von Knie und Hüfte betrachtet. Basierend auf den jeweiligen HGM-Koordinaten der unterschiedlichen Methoden wurden Winkelverläufe und Momente während der Stützphase von Gang, zügigem Gang und Lauf berechnet. Als Fehlerquantifizierung werden Differenzen der funktionalen und prädiktiven Methoden zur MRT-basierten Methode betrachtet: KW^t_{MRT} bezeichne den Kniewinkel zum Zeitpunkt t, der mit dem mittels MRT bestimmten HGM berechnet wurde. Analog bezeichne KW^t_{SCoRE} den Kniewinkel zum Zeitpunkt t, der mit dem mittels SCoRE-Methode bestimmten HGM berechnet wurde.

Der Parameter

$$\Delta KW_{SCoRE}^t := |KW_{SCoRE}^t - KW_{MRT}^t|, [^\circ]$$

beschreibt die absolute Differenz beider Kniewinkel zum Zeitpunkt t der Stützphase.

Als Fehlerquantifizierung der Methode SCoRE dienen die mittleren absoluten Differenzen

$$\Delta_{mean} KW_{SCoRE} := \frac{1}{T} \sum_{t=1}^{T} \Delta KW_{SCoRE}^{t}, [^{\circ}]$$

sowie die maximalen absoluten Differenzen

$$\Delta_{max}KW_{SCoRE} = max\{\Delta KW_{SCoRE}^t / t = 1, \dots, T\}, [\circ]$$

der Stützzeit T.

Analog sind die entsprechenden Parameter für Hüftwinkel (HW) und Hüftmoment (HM) definiert; ebenso analog erfolgt die Definition der genannten Parameter für die weiteren HGM-Bestimmungsmethoden.

Die beschriebenen Parameter zur Quantifizierung der Auswirkungen fehlerhafter HGM-Bestimmung auf Winkel und Momente wurden jeweils in den drei Koordinaten x (Abduktion - Adduktion), y (Außenrotation - Innenrotation) und z (Flexion - Extension) berechnet.

Eine Ubersicht aller vorstehend beschriebenen Parameter wird in den Tabellen 4.1 und 4.2 auf den Seiten 47 und 48 aufgelistet.

Parameter	Einheit	Beschreibung						
Quantifizierung der MRT - Messgenauigkeit								
Δx^{mod}_{MRT}	mm	MRT - Messfehler in antero-posteriorer Richtung am mechanischen Modell						
Δy^{mod}_{MRT}	mm	MRT - Messfehler in vertikaler Richtung am mechanischen Modell						
Δz_{MRT}^{mod}	mm	MRT - Messfehler in lateral-medialer Richtung am mechanischen Modell						
Δd_{MRT}^{mod}	mm	MRT - Messfehler in der Raumdiagonalen am mechanischen Modell						
Fehler	quantifizier	ung funktionaler Methoden unter Idealbedingungen						
Δx^{mod}_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in antero-posteriorer Richtung der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ am mechanischen Modell						
Δy^{mod}_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in vertikaler Richtung der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ am mechanischen Modell						
Δz^{mod}_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in lateral-medialer Richtung der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ am mechanischen Modell						
Δd^{mod}_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in der Raumdiagonalen der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ am mechanischen Modell						
Fehlerqu	uantifizieru	ng funktionaler Methoden unter Studienbedingungen						
Δx_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in antero-posteriorer Richtung der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ an Probanden						
Δy_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in vertikaler Richtung der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ an Probanden						
Δz_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in lateral-medialer Richtung der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ an Probanden						
Δd_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in der Raumdiagonalen der Methode $METH \in \{SCoRE, S4\}$ an Probanden						

Tabelle 4.1: Parameterauflistung der Merkmalsstichprobe. METH steht als Abkürzung für die verwendete HGM-Bestimmungsmethode.

Beschreibung der funktionalen Kalibrationsbewegung							
HRoM(z)	0	Bewegungsumfang des Hüftgelenks in der Sagittalebene während der funktionalen Kalibrationsbewegung					
HRoM(x)	0	Bewegungsumfang des Hüftgelenks in der Frontalebene während der funktionalen Kalibrationsbewegung					
KB(z)	0	rms-Kniebewegung in der Sagittalebene während der funk- tionalen Kalibrationsbewegung					
	Fehlerqu	antifizierung prädiktiver Methoden					
Δx_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in anteroposteriorer Richtung der Methode $METH \in \{BEL1, BEL2, DAV, HAR1, HAR2, HIC, LEA, SEI2\}$					
Δy_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in vertikaler Richtung der Methode $METH \in \{BEL1, BEL2, DAV, HAR1, HAR2, HIC, LEA, SEI2\}$					
Δz_{METH}	mm	Fehler der berechneten HGM-Lage in lateral- medialer Richtung der Methode $METH \in \{BEL1, BEL2, DAV, HAR1, HAR2, HIC, LEA, SEI2\}$					
Δd_{METH}	mm	FehlerderberechnetenHGM-LageinderRaumdiagonalenderMethode $METH \in \{BEL1, BEL2, DAV, HAR1, HAR2, HIC, LEA, SEI2\}$					
Quantifi	zierung der	Fehlerauswirkungen auf Bewegungsanalysen					
$\Delta_{mean} K W_{METH}$	0	mittlerer Fehler in berechneten Kniewinkeln basierend auf der Methode $METH \in \{DAV, HAR2, SCoRE\}$					
$\Delta_{max} KW_{METH}$	0	maximaler Fehler in berechneten Kniewinkeln basierend auf der Methode $METH \in \{DAV, HAR2, SCoRE\}$					
$\Delta_{mean} H W_{METH}$	0	mittlerer Fehler in berechneten Hüftwinkeln basierend auf der Methode $METH \in \{DAV, HAR2, SCoRE\}$					
$\Delta_{max}HW_{METH}$	0	maximaler Fehler in berechneten Hüftwinkeln basierend auf der Methode $METH \in \{DAV, HAR2, SCoRE\}$					
$\Delta_{mean} H M_{METH}$	$\frac{Nm}{kg}$	mittlerer Fehler in berechneten Hüftmomenten basierend auf der Methode $METH \in \{DAV, HAR2, SCoRE\}$					
$\Delta_{max} H M_{METH}$	$\frac{Nm}{kg}$	maximaler Fehler in berechneten Hüftmomenten basierend auf der Methode $METH \in \{DAV, HAR2, SCoRE\}$					

Tabelle 4.2: Parameterauflistung der Merkmalsstichprobe (Forts. von Tab. 4.1).

4.3 Messmethodik

Im folgenden Abschnitt werden Messverfahren und -geräte gekennzeichnet, die zur Validierung prädiktiver und funktionaler Methoden zur Lagebestimmung des HGM Anwendung fanden.

4.3.1 Kinemetrie und Dynamometrie

Die dreidimensionalen kinematischen Daten der funktionalen Kalibrationsbewegung, sowie von Gang und Lauf wurden mit dem System Vicon Nexus (Vicon Nexus 1.3.109, © 2009 Vicon Motion Systems Ltd.) erfasst.

Zur Datenerfassung wurde ein System von acht Kameras mit einer Aufnahmefrequenz von 200 Hz verwendet. Die speziell für die Durchführung von Bewegungsanalysen entwickelten Kameras senden infrarotes Licht aus, welches von reflektierenden Markern, die an definierten Positionen am Körper des Probanden angebracht sind, zurückgeworfen wird. Diese Reflexionen werden von den Kameras registriert und an die Datenstation weitergeleitet. Durch ein zuvor kalibriertes Messvolumen wird die Lage der Marker im Raum bestimmt.

Als Marker dienten mit retroreflektierender Folie beklebte Kunststoffkugeln, die einen Durchmesser von 14 mm aufwiesen. Diese wurden mit einem Plastikplättchen verschraubt und an bestimmten anatomischen Punkten, entsprechend des Markersets (s.u.), am Körper befestigt.

Das verwendete Markerset bestand aus 18 Markern, die nach Palpation der folgenden anatomischen Punkte der unteren Extremität mit doppelseitigem Klebeband angebracht wurden (siehe auch Abbildung 4.3):

- linke und rechte Spina iliaca posterior superior (LSIPS, RSIPS)
- linke und rechte Spina iliaca anterior superior (LSIAS, RSIAS)
- rechter *Trochanter major* (RTRO)
- rechte *Femurkondylen* lateral und medial (RKNE, RKNM)
- rechter Oberschenkel (RTHI) auf der Verbindungslinie zwischen RTRO und RKNE
- rechter Malleolus lateralis und medialis (RMAL, RMAM)
- rechter Unterschenkel (RTIB) auf der Verbindungslinie zwischen RKNE und RMAL
- rechter *Calcaneus* posterior, lateral und medial (RHEE, RCAL, RCAM)

- rechter Vorfuß zwischen zweitem und drittem *Caput metatarsale* (RTOE)
- linke *Femurkondylen* lateral und medial (LKNE, LKNM)
- linker Oberschenkel (LTHI) auf der Verbindungslinie zwischen linkem *Trochanter major* und LKNE.



Abbildung 4.3: Applizierte retroreflektierende Marker entsprechend des verwendeten Markersets

Zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte (F_x, F_y, F_z) bei Gang und Lauf wurde eine 90 × 60 cm² große Kistler[®]-Kraftmessplatte (Typ 9287, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz) verwendet. Diese war mittig in der 15 m langen Teststrecke des Labors in den Boden eingelassen und mit demselben Bodenbelag belegt wie die gesamte Teststrecke. Die Erfassung der Bodenreaktionskräfte erfolgte mit einer Aufnahmefrequenz von 1000 Hz. Die dynamischen Daten der Kraftmessplatte wurden als Analogsignal synchron zu den optischen Daten der acht Kameras durch die eingesetzte Datenstation aufgezeichnet.

Zur Geschwindigkeitskontrolle der Gang- und Laufversuche wurden zwei Doppellichtschranken verwendet. Diese wurden im Abstand von zwei Metern an der Messstrecke auf Höhe der Kraftmessplatte montiert.

4.3.2 MRT

Die Kernspinaufnahmen zur Lagebestimmung des HGM erfolgten unter Verwendung einer Beckenspule in einem 0,6 Tesla UprightTM-MRT (Fonar, Melville, New York, USA).

Um die dreidimensionale Lage definierter Punkte im Rahmen der durch die Pixelgröße limitierten Messgenauigkeit erfassen zu können, wurden zwei orthogonal zueinander geschichtete Aufnahmen getätigt. Somit konnten durch die Schichtdicke bedingte Messungenauigkeiten vermieden werden.

Zur optimalen Darstellung der knöchernen Strukturen bei möglichst geringer Aufnahmedauer wurden eine axiale T2 TSE (Turbo-Spin-Echo) Sequenz (TE: 120 ms, TR: 1245 ms, Matrix: 232 232, TSE Faktor: 11, Schichtdicke: 5 mm, Schichtabstand: 5 mm, field of view: 37 x 37 cm², Pixelgröße 1, 6379 × 1, 6379 mm²) und eine koronare T2 TSE Sequenz (TE: 120 ms, TR: 1992 ms, Matrix: 232 232, TSE Faktor: 11, Schichtdicke: 5 mm, Schichtabstand: 5 mm, field of view: 37 x 37 cm², Pixelgröße 1, 6379 × 1, 6379 mm²) verwendet.

Die für die Definition des beckenbezogenen Koordinatensystems erforderlichen Markerpositionen RSIPS, LSIPS, RSIAS und LSIAS wurden vor der Messung mit ölgefüllten Markern (Durchmesser 14 mm) versehen, die der Identifikation der genannten Punkte in den MRT Aufnahmen dienten.

4.4 Versuchsdurchführung

Das Vorgehen bei Vorbereitung und Durchführung der Messungen wird im folgenden Abschnitt behandelt. Die Untersuchung bestand für jeden Probanden aus zwei Messterminen, die an aufeinander folgenden Tagen durchgeführt wurden. Am ersten Messtag wurde die MRT Untersuchung durchgeführt, am zweiten Messtag wurden die Daten der Bewegungsanalysen (Kalibrationsbewegung zur funktionalen Lagebestimung des HGM, Gang und Lauf) erhoben.

Vor Beginn der Untersuchung wurde jeder Proband schriftlich und mündlich über den Ablauf der Studie informiert, über mögliche Risiken aufgeklärt und hatte schriftlich sein Einverständnis über die Teilnahme zu erklären.

4.4.1 MRT Untersuchung

Zu Beginn des Untersuchungstermins wurden die für die Definition des beckenbezogenen Koordinatensystems benötigten anatomischen Punkte (LSIPS, RSIPS, LSIAS, RSIAS) palpiert und ihre Lage mit wasserfestem Stift angezeichnet (siehe Abbildung 4.4 oben). Anschließend wurden die angezeichneten Punkte mit ölgefüllten Markern versehen (Abbildung 4.4 unten links). Der gemarkerte Proband positionierte sich in aufrechter Haltung im MRT. Jeder Proband wurde angewiesen, während der Messung möglichst regungslos zu verharren, um Artefakte zu minimieren. Zur Orientierung war es den Probanden möglich, sich an einem waagerecht vor ihnen befestigten Bügel festzuhalten.

Der individuell benötigte Messausschnitt wurde für den im MRT stehenden Probanden ermittelt, so dass die applizierten Marker und der Femurkopf auf den Aufnahmen erfasst wurden. Anschließend wurden in unmittelbarer Folge die koronare und die axiale Sequenz durchgeführt. Die Messdauer, während der der Proband im MRT stand, betrug insgesamt zwischen 15 und 20 Minuten.



Abbildung 4.4: Anzeichnen der Markerposition (oben), applizierter ölgefüllter Marker (unten links), applizierter retroreflektierender Marker (unten rechts)

4.4.2 Bewegungsanalysen

In Vorbereitung auf die Messung wurden die am Vortag angezeichneten vier Beckenpunkte mit reflektierenden Markern versehen (Abbildung 4.4 unten rechts). Die übrigen Punkte des benötigten Markersets (siehe Abschnitt 4.3.1) wurden palpiert und ebenfalls mit reflektierenden Markern gekennzeichnet. Alle Marker wurden mittels doppelseitigem Klebeband auf der Haut angebracht.

Zu Beginn der Messreihe wurde von jedem Probanden eine Referenzmessung in sitzender Position erfasst (Abbildung 4.5). Hierzu nahm der Proband auf einem speziell konzipierten Referenzstuhl Platz, mit dessen Hilfe Knie und Hüfte im 90° Winkel im Raum ausgerichtet wurden, bevor die Daten (mindestens 200 Bilder) mit Vicon Nexus (Vicon Nexus 1.3.109, © 2009 Vicon Motion Systems Ltd.) aufgezeichnet wurden.



Abbildung 4.5: Referenzmessung, in der Knie und Hüfte anhand eines Referenzstuhls im 90° Winkel ausgerichtet sind

Zur Bestimmung der Masse des Probanden wurde anschließend eine weitere Referenzmessung durchgeführt, während der der Proband ruhig auf der Kraftmessplatte stand. Diese Standreferenzmessung diente weiterhin der Erfassung anatomischer Maße, die zur prädiktiven Lageberechnung des HGM benötigt wurden.

Im Versuchsablauf folgte die Aufnahme der Kalibrationsbewegungen, die zur funktionalen Lageberechnung des Hüftgelenkmittelpunktes benötigt wurden. Hierzu führte der Proband zunächst mit dem linken, anschließend mit dem rechten Bein, eine "star-arc"Bewegung aus (siehe Kapitel 2.3): das jeweilige Schwungbein wurde vorgespreizt, vor-seitgespreizt, seitgespreizt, rück-seitgespreizt, rückgespreizt und anschließend in einer halbkreisförmigen Schwungbewegung geführt. Der Proband wurde angewiesen, den mit gestrecktem Knie maximal möglichen Bewegungsumfang auszuführen.

Anschließend wurden die Daten zur Durchführung der Gang- und Laufanalysen aufgezeichnet. Diese wurden während der Fortbewegung des Probanden über die 15 m lange Laborstrecke aufgenommen. Die beiden Bedingungen Gang und zügiger Gang erfolgten in selbstgewählter Geschwindigkeit, die mithilfe der installierten Lichtschranken aufgezeichnet wurde. Es wurde je ein charakteristischer Versuch Gang und zügiger Gang aufgezeichnet.

Die Bedingung Lauf wurde unter kontrollierter Geschwindigkeit durchgeführt. Zur Simulation eines durchschnittlichen Joggingtempos wurde für weibliche Probanden eine Geschwindigkeit von $3, 0 \pm 0, 2$ m/s und für männliche Probanden eine Geschwindigkeit von $3, 5 \pm 0, 2$ m/s vorgegeben. Es wurden für jeden Probanden fünf Laufversuche aufgezeichnet.

Alle Gang- und Laufversuche erfolgten barfuß. Ein Versuch wurde als gültig erklärt, wenn der Proband in rhythmischer Fortbewegung ohne erkennbare Unregelmäßigkeiten mit dem rechten Fuß die Kraftmessplatte traf.

4.5 Personenstichprobe

Für die beschriebene Studie wurden insgesamt 27 Probanden im Alter von 16 bis 42 Jahren rekrutiert. Untersucht wurden 15 männliche Probanden (m01 bis m15) und 12 weibliche Probanden (w16 bis w27). Von jedem Probanden wurde jeweils die rechte und linke Seite für die Lagebestimmung des HGM einbezogen, so dass insgesamt 54 Hüftgelenkmittelpunkte (30 σ , 24 φ) zur Verfügung standen.

Im Zeitraum der Untersuchung betrug das durchschnittliche Alter der untersuchten Frauen 26 ± 6 Jahre, das der Männer 27 ± 6 Jahre. Die weiblichen Probanden verfügten über eine Körperhöhe von 169 ± 6 cm und eine Körpermasse von 58,9 ± 5,4 kg; die männlichen Probanden verfügten über eine Körperhöhe von 180 ± 8 cm und eine Körpermasse von 74,1 ± 8,6 kg. Tabelle 4.3 stellt anthropometrische Merkmale der Probanden zusammen.

Alle Teilnehmer waren sportlich aktiv und während der Untersuchung frei von Verletzungen und Beschwerden der unteren Extremität. Alle waren geistig zurechnungsfähig, verstanden die Aufklärungen über das Untersuchungsdesign und nahmen freiwillig an der Studie teil.

4.6 Analyseverfahren

Im folgenden Abschnitt werden die durchgeführten Verfahren der Datenauswertung, sowie mathematische Rechenschritte, die in der Datenanalyse Anwendung

Proband	Körperhöhe	Körpermasse	Alter am Untersu-
(ID)	$[\mathbf{cm}]$	[kg]	chungstag [Jahren]
m01	176	87,5	31
m02	187	70,1	25
m03	179	$71,\!6$	30
m04	184	78,5	26
m05	186	74,0	28
m06	186	70,1	29
m07	180	81,8	31
m08	173	72,7	24
m09	182	$73,\!3$	42
m10	177	71,5	16
m11	172	58,4	22
m12	198	90,3	24
m13	163	59,5	26
m14	180	$77,\!6$	23
m15	177	75,3	29
		H 0 0	
w16	165	56,6	36
w17	178	64,8	38
w18	163	56,4	24
w19	158	57,9	26
w20	175	68,3	25
w21	174	66,5	21
w22	178	62,1	23
w23	169	51,1	29
w24	162	$53,\!4$	21
w25	169	$53,\!5$	25
w26	172	58,1	20
w27	168	58,9	28

Tabelle 4.3: Anthropometrische Merkmale der Probanden

fanden, detailliert beschrieben.

4.6.1 Definition des beckenbezogenen Koordinatensystems

Die Definition eines beckenbezogenen Koordinatensystems ist erforderlich, um Relativbewegungen zwischen Becken und *Femur* zu analysieren, die der funktionalen Lageberechnung des HGM zugrunde liegen. Eine Koordinatentransformation aller Daten aus dem Koordinatensystem der kanonischen Basis in ein beckenbezogenes Koordinatensystem bewirkt, dass das Becken als stationär behandelt werden kann und nur Relativbewegungen des *Femur* zum Becken betrachtet werden. Darüber hinaus wird das beckenbezogene Koordinatensystem benötigt, um die Vergleichbarkeit verschiedener HGM-Bestimungsmethoden zu erreichen.

Die Lage des HGM wurde in der vorliegenden Arbeit mittels MRT und über funktionale bzw. prädiktive Methoden bestimmt. Die Darstellung der jeweils ermittelten HGM-Lage in einem beckenbezogenen Koordinatensystem gewährleistet die Vergleichbarkeit der ermittelten HGM-Koordinaten.

In nachstehender Beschreibung der Definition des Koordinatensystems werden folgende Konventionen verwendet: Ein beliebiger Punkt A bestehe aus den Koordinaten (a_1, a_2, a_3) . Der Ortsvektor \vec{a} des Punktes $A(a_1, a_2, a_3)$ ist somit gegeben

durch
$$\vec{a} = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix}$$
. Es bezeichne $\|\vec{a}\|$ die euklidische Norm $\sqrt{a_1^2 + a_2^2 + a_3^2}$.

LSIAS, RSIAS, LSIPS und RSIPS bezeichne die dreidimensionalen Koordinaten im Koordinatensystem der kanonischen Basis der anatomischen Punkte linke und rechte Spina iliaca anterior superior und linke und rechte Spina iliaca posterior superior.

Der Ursprung O^{Becken} des beckenbezogenen Koordinatensystems wird auf den Mittelpunkt von LSIAS und RSIAS gesetzt, also gilt:

$$\vec{o}^{Becken} = \begin{pmatrix} o_1^{Becken} \\ o_2^{Becken} \\ o_3^{Becken} \end{pmatrix} := \frac{1}{2} * \begin{pmatrix} lsias_1 + rsias_1 \\ lsias_2 + rsias_2 \\ lsias_3 + rsias_3 \end{pmatrix}$$

Die Basisvektoren $\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}$ des beckenbezogenen Koordinatensystems werden wie folgt definiert:

Der Vektor \vec{z} als Einheits-Richtungsvektor von links nach rechts ist gegeben durch

$$\vec{z} := \frac{r \vec{sias} - l \vec{sias}}{\|r \vec{sias} - l \vec{sias}\|}$$

Der Vektor \vec{x} dient als Hilfsvektor in der Ebene, die durch LSIAS, RSIAS und den Mittelpunkt von RSIPS und LSIPS definiert ist:

$$\vec{x} := \frac{1}{2} * \left(\begin{array}{c} lsias_1 + rsias_1 \\ lsias_2 + rsias_2 \\ lsias_3 + rsias_3 \end{array} \right) - \frac{1}{2} * \left(\begin{array}{c} lsips_1 + rsips_1 \\ lsips_2 + rsips_2 \\ lsips_3 + rsips_3 \end{array} \right)$$

Der Vektor \vec{y} als vertikaler Einheits-Richtungsvektor, der orthogonal auf \vec{z} und \vec{x} steht, ist gegeben durch

$$\vec{y} := \frac{\vec{z} \times \vec{\tilde{x}}}{\|\vec{z} \times \vec{\tilde{x}}\|}$$

Der Vektor \vec{x} als Einheits-Richtungsvektor, der orthogonal zu \vec{y} und \vec{z} steht und von posterior nach anterior zeigt, ist definiert durch

$$\vec{x} := \frac{\vec{y} \times \vec{z}}{\|\vec{y} \times \vec{z}\|}$$

Somit ist die Basis $\mathcal{B}^{Becken} = \{\vec{x}, \vec{y}, \vec{z}\}$ des beckenbezogenen Koordinatensystems wohldefiniert.

Die Matrix B sei aus den Basisvektoren \vec{x}, \vec{y} und \vec{z} definiert als

$$B := \begin{pmatrix} x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3 & y_3 & z_3 \end{pmatrix}$$

und stellt die Basiswechselmatrix zur Koordinatentransformation aus dem beckenbezogenen in das globale Koordinatensystem dar.

Die Basiswechselmatrix zur Koordinatentransformation aus dem globalen in das beckenbezogene Koordinatensystem ist somit gegeben durch B^{-1} . Da die Basis \mathcal{B}^{Becken} nach Definition eine Orthonormalbasis ist, gilt

$$B^{-1} = B^{t} = \begin{pmatrix} x_{1} & x_{2} & x_{3} \\ y_{1} & y_{2} & y_{3} \\ z_{1} & z_{2} & z_{3} \end{pmatrix}$$

Folglich ist die Koordinatentransformation des Punktes $P(p_1, p_2, p_3)$ aus dem kanonischen (globalen) in das beckenbezogene Koordinatensystem gegeben durch

$$\vec{\tilde{p}} := B^t * (\vec{p} - \vec{o}^{Becken}) = \begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 \\ y_1 & y_2 & y_3 \\ z_1 & z_2 & z_3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} o_1^{Becken} \\ o_2^{Becken} \\ o_3^{Becken} \end{pmatrix})$$

wobei $\tilde{P}(\tilde{p}_1, \tilde{p}_2, \tilde{p}_3)$ die Koordinaten des Punktes $P(p_1, p_2, p_3)$ bezüglich des beckenbezogenen Koordinatensystems beschreibt.

4.6.2 MRT Auswertung

Zur Bestimmung der Parameter x_{MRT} , y_{MRT} , z_{MRT} und x_{MRT}^{mod} , y_{MRT}^{mod} , z_{MRT}^{mod} , wurden aus den im DICOM Format digital vorliegenden MRT Aufnahmen zunächst Pixelkoordinaten der markierten anatomischen Punkte und des rechten und linken HGM bestimmt. Die axial geschichteten Aufnahmen wurden zur medio-lateralen und antero-posterioren Koordinatenbestimmung verwendet. Aus den koronar geschichteten Aufnahmen wurden die vertikalen Koordinaten von LSIPS, RSIPS, LSIAS, RSIAS und HGM ermittelt.

Zur Ermittelung der genannten Punkte wurde zunächst der jeweilige Marker in allen Schichten, in denen er auf den MRT Aufnahmen sichtbar war, durch einen Kreis angenähert. Dieser wurde manuell in dem Bildbearbeitungsprogramm JiveX (JiveX DICOM Viewer Light Version 4.1.1) über den entsprechenden Marker gelegt. Anschließend wurde für jeden Marker die Schicht ausgewählt, die den maximalen Kreisumfang beinhaltete. Der Mittelpunkt dieses Kreises wurde in der Aufnahme dieser Schicht abgelesen. Zur Bestimmung der HGM-Koordinaten wurde analog vorgegangen (Abbildung 4.6).

Die ermittelten Pixelkoordinaten wurden mit der Pixelgröße (1,6379 mm) multipliziert und somit in mm-Koordinaten umgerechnet. Anhand der errechneten Koordinaten von LSIPS, RSIPS, LSIAS und RSIAS wurde das beckenbezogene Koordinatensystem erstellt. Anschließend wurde jeder Punkt gemäß der vorstehend beschriebenen Koordinatentransformation in das beckenbezogene Koordinatensystem transformiert. Die z-Koordinaten des linken HGM wurden für jeden Probanden mit -1 multipliziert, um Vergleichbarkeit zu den Daten der rechten Hüftgelenkmittelpunkte zu erlangen.

Alle Berechnungen erfolgten mit Excel[®] (Microsoft[®] Excel[®] 2008 für Mac Version 12.0) oder Matlab[®] (The MathWorksTM Matlab[®] & Simulink[®] Version 7.8.0.347).

4.6.3 Prädiktive Lageberechnungen

Aus den aufgenommenen Daten der Standreferenzmessung wurden die anatomischen Maße Beinlänge (BL), Beckenbreite (BB) und Beckentiefe (BT) wie folgt bestimmt:

$$BL := \|r\vec{sas} - r\vec{mam}\|$$
$$BB := \|r\vec{sas} - l\vec{sas}\|$$
$$BT := \|\frac{1}{2} * (r\vec{sas} + l\vec{sas}) - \frac{1}{2} * (r\vec{sips} + l\vec{sips})\|$$

Zur prädiktiven Lagebestimmung des HGM wurden die von jedem Probanden erfassten anatomischen Maße in die entsprechenden Gleichungen der Methoden



Abbildung 4.6: Bestimmung der vertikalen Koordinaten des linken HGM anhand der koronaren MRT Aufnahmen eines Probanden

BEL1, BEL2, DAV, HAR1, HAR2, HIC, LEA und SEI2 eingesetzt (eine Ubersicht der Berechnungsformeln ist in Tabelle 2.1 auf Seite 12 zu finden). Da die beschriebenen Gleichungen bereits auf dem genannten Koordinatensystem beruhen, war keine weitere Koordinatentransformation erforderlich.

Durch die Berechnung der entsprechenden Gleichungen wurden so die Parameter

 $(x_{BEL1}, y_{BEL1}, z_{BEL1}), (x_{BEL2}, y_{BEL2}, z_{BEL2}), (x_{DAV}, y_{DAV}, z_{DAV}), (x_{HAR1}, y_{HAR1}, z_{HAR1}), (x_{HAR2}, y_{HAR2}, z_{HAR2}), (x_{HIC}, y_{HIC}, z_{HIC}), (x_{LEA}, y_{LEA}, z_{LEA})$ und $(x_{SEI2}, y_{SEI2}, z_{SEI2})$ bestimmt.

Die Berechnungen erfolgten in Excel[®] (Microsoft[®] Excel[®] 2008 für Mac Version 12.0).

4.6.4 Funktionale Lageberechnungen

Zur funktionalen Lageberechnung des HGM mittels der Methoden S4 und SCo-RE wurden zunächst die aufgenommenen Daten der Kalibrationsbewegung auf Vollständigkeit geprüft, gefiltert und die Daten der gesamten "star-arc" Bewegung im ASCII Format exportiert. Die Bearbeitung erfolgte in Vicon Nexus (Vicon Nexus 1.3.109, © 2009 Vicon Motion Systems Ltd.).

Zur Berechnung des HGM mittels der Methode **S4** wurde wie folgt vorgegangen: Die exportierten Daten der gemessenen funktionalen Kalibrationsbewegungen wurden für weitere Berechnungen in Matlab[®] (The MathWorksTM Matlab[®] & Simulink[®] Version 7.8.0.347) eingelesen. Anhand der Koordinaten der Punkte LSIPS, RSIPS, LSIAS und RSIAS wurde das beschriebene beckenbezogene Koordinatensystem erstellt. Anschließend wurden die Koordinaten der Beckenmarker (LSIPS, RSIPS, LSIAS, RSIAS) und der Femurmarker des Schwungbeins (RTHI, RKNE, RKNM bzw. LTHI, LKNE, LKNM) der in 4.6.1 beschriebenen Koordinatentransformation unterzogen. Die Berechnungen des beckenbezogenen Koordinatensystems sowie die Koordinatentransformationen erfolgten für jeden aufgenommenen Zeitpunkt, so dass nach der Koordinatentransformation das Becken als stationär betrachtet werden und Relativbewegungen zwischen Becken und *Femur* analysiert werden konnten.

Es folgte die Minimierung (Startwert bei Probanden: Koordinaten des HGM nach HAR2, Startwert bei mechanischem Modell: Ursprung des beckenbezogenen Koordinatensystems; fminsearch) der Funktion

$$f_{S4}(\vec{c}) = \sum_{j=1}^{3} \sum_{i=1}^{T} \left(\|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\|^2 - r_j^2 \right)^2$$
(4.1)

 \vec{c} Ortsvektor des HGM (= Lösung des Minimierungsproblems)

- T Anzahl der aufgenommen Zeitpunkte
- $\vec{p_{i1}}$ Ortsvektor von RTHI bzw. LTHI zum *i*-ten Zeitpunkt
- $\vec{p_{i2}}$ Ortsvektor von RKNE bzw. LKNE zum *i*-ten Zeitpunkt
- $\vec{p_{i3}}$ Ortsvektor von RKNM bzw. LKNM zum *i*-ten Zeitpunkt
- r_j Radius der Sphäre, auf der sich der j-te Marker bewegt (j = 1, 2, 3), mit

$$r_j = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^{T} \|\vec{p_{ij}} - \vec{c}\|$$

Wie Gleichung (4.1) zu entnehmen ist, wurden die drei Marker des Schwungbeins (RTHI, RKNE, RKNM bzw. LTHI, LKNE, LKNM) separat dem Minimierungsproblem zugrunde gelegt und für jeden Marker einzeln eine Sphäre definiert.

Die Lösung \vec{c} des aus (4.1) abgeleiteten Minimierungsproblems stellt die berechnete Lage des HGM dar und diente zur Bestimmung der Parameter (x_{S4}, y_{S4}, z_{S4}).

Die Lageberechnung des HGM mittels der Methode **SCoRE** erfolgte wie nachstehend beschrieben: Die Daten der gemessenen funktionalen Kalibrationsbewegungen wurden für weitere Berechnungen in Matlab[®] (The MathWorksTM Matlab[®] & Simulink[®] Version 7.8.0.347) eingelesen. Anhand der Koordinaten der Punkte LSIPS, RSIPS, LSIAS und RSIAS wurde das in Abschnitt 4.6.1 beschriebene beckenbezogene Koordinatensystem erstellt. Anhand der Koordinaten der markierten Oberschenkelpunkte des Schwungbeins (RTHI, RKNE, RKNM bzw. LTHI, LKNE, LKNM) wurde ein femurbezogenes Koordinatensystem erstellt. Nachfolgend wird die Definition des femurbezogenen Koordinatensystems für das rechte Bein als Schwungbein beschrieben. Die Definition für den Fall, dass das linke Bein Schwungbein ist, erfolgt analog.

Der Ursprung O^{Femur} des femurbezogenen Koordinatensystems wird auf den Mittelpunkt der markierten *Femurkondylen* gesetzt, also gilt:

$$o^{\vec{Femur}} = \begin{pmatrix} o_1^{Femur} \\ o_2^{Femur} \\ o_3^{Femur} \end{pmatrix} := \frac{1}{2} * \begin{pmatrix} rknm_1 + rkne_1 \\ rknm_2 + rkne_2 \\ rknm_3 + rkne_3 \end{pmatrix}$$

Die Basisvektoren $\vec{u}, \vec{v}, \vec{w}$ des femurbezogenen Koordinatensystems werden wie folgt definiert:

Der Vektor \vec{w} als Einheits-Richtungsvektor von lateral nach medial ist gegeben durch

$$\vec{w} := \frac{r\vec{knm} - r\vec{kne}}{\|r\vec{knm} - r\vec{kne}\|}$$

Der Vektor \vec{v} dient als Hilfsvektor in der Ebene, die durch RKNE, RKNM und RTHI definiert ist:

$$\vec{\tilde{v}} := \left(\begin{array}{c} rkne_1 - rthi_1 \\ rkne_2 - rthi_2 \\ rkne_3 - rthi_3 \end{array} \right)$$

Der Vektor \vec{u} als Einheits-Richtungsvektor von posterior nach anterior, der orthogonal auf \vec{w} und \vec{v} steht, ist gegeben durch

$$\vec{u} := \frac{\vec{w} \times \vec{\tilde{v}}}{\|\vec{w} \times \vec{\tilde{v}}\|}$$

Der Vektor \vec{v} als Einheits-Richtungsvektor, der orthogonal zu \vec{w} und \vec{u} steht und die segmentbezogen vertikale Richtung vorgibt, ist gegeben durch

$$\vec{v} := \frac{\vec{w} \times \vec{u}}{\|\vec{w} \times \vec{u}\|}$$

Somit ist die Basis $\mathcal{B}^{Femur} = \{\vec{u}, \vec{v}, \vec{w}\}$ des femurbezogenen Koordinatensystems wohldefiniert.

Die Matrix W sei aus den Basisvektoren \vec{u}, \vec{v} und \vec{w} definiert als

$$W := \left(\begin{array}{ccc} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ u_3 & v_3 & w_3 \end{array}\right)$$

und stellt die Basiswechselmatrix zur Koordinatentransformation aus dem femurbezogenen in das globale Koordinatensystem dar.

Es folgte die Minimierung (Startwert bei Probanden: Koordinaten des HGM nach HAR2, Startwert bei mechanischem Modell: Ursprung des beckenbezogenen Koordinatensystems; fminunc) der Funktion

$$f_{SCoRE}(c_1, c_2) = \sum_{i=1}^{T} \left\| B_i \vec{c_1} + o^{B\vec{ecken}} - (W_i \vec{c_2} + o^{F\vec{emur}}) \right\|^2$$
(4.2)

- $\vec{c_1}$ Ortsvektor des HGM im beckenbezogenen Koordinatensystem
- $\vec{c_2}$ Ortsvektor des HGM im femurbezogenen Koordinatensystem

- T Anzahl der aufgenommen Zeitpunkte
- (B_i, o^{Becken}) Koordinatentransformation (Basiswechselmatrix, Translationsvektor) aus dem beckenbezogenen in das globale Koordinatensystem zum *i*-ten Zeitpunkt
- (W_i, o^{Femur}) Koordinatentransformation (Basiswechselmatrix, Translationsvektor) aus dem femurbezogenen in das globale Koordinatensystem zum *i*-ten Zeitpunkt

Die Lösung $(\vec{c_1}, \vec{c_2})$ des Minimierungsproblems (13) entspricht den Ortsvektoren des errechneten Hüftgelenkmittelpunktes im beckenbezogenen und femurbezogenen Koordinatensystem. Der Vektor $\vec{c_2}$ wurde anschließend mittels der Koordinatentransformation

$$\vec{\tilde{c}_2} := W_i \vec{c}_2 + o^{F \vec{emur}}$$

aus dem femurbezogenen in das globale Koordinatensystem und mittels der Transformation

$$\vec{\hat{c}_2} := B_i^t (\vec{\tilde{c}_2} - o^{B\vec{ecken}})$$

aus dem globalen in das beckenbezogene Koordinatensystem transformiert.

Für jeden Probanden wurden die Koordinaten des jeweiligen Mittelwertes

$$\vec{c} := \frac{1}{2}(\vec{c_1} + \vec{c_2})$$

zur Bestimmung der Parameter $(x_{SCoRE}, y_{SCoRE}, z_{SCoRE})$ verwendet.

Um Vergleichbarkeit zwischen den Daten des rechten und linken Hüftgelenkmittelpunktes zu erlangen, wurden alle berechneten z-Koordinaten der linken Hüftgelenkmittelpunkte mit -1 multipliziert.

4.6.5 Gang- und Laufanalysen

Die Daten wurden in Vicon Nexus (Vicon Nexus 1.3.109, ⓒ 2009 Vicon Motion Systems Ltd.) auf Vollständigkeit geprüft und mit einem Woltring Filter gefiltert. Die zur weiteren Auswertung benötigte Datenlänge (Stützphase plus 20 Bilder vor Fußaufsatz und 20 Bilder nach Abheben des Fußes) wurde ausgewählt.

Anschließend wurden die Daten im ASCII Format exportiert und zur Berechnung von Kniewinkelverläufen, Hüftwinkelverläufen und Hüftmomenten in Body-Builder (Vicon BodyBuilder, Version 3.6 - build 141, © 1995 - 2005 OMG Plc.) eingelesen. Die Berechnung der genannten Winkel und Momente wurde mit verschiedenen Modellen vorgenommen, die sich durch die Lagebestimmung des HGM unterscheiden. Die Berechnung der Momente erfolgte unter Normierung auf die Körpermasse des jeweiligen Probanden.

Die Daten wurden anschließend im ASCII Format exportiert und zur weiteren Bearbeitung in Matlab[®] (The MathWorksTM Matlab[®] & Simulink[®] Version 7.8.0.347) eingelesen. Winkelverläufe und Momente wurden auf die Dauer der Stützphase normalisiert. Die Daten der fünf Laufversuche wurden für jeden Probanden gemittelt. Es folgte die Berechnung der mittleren und maximalen Differenzen der Kniewinkelverläufe ($\Delta_{mean}KW$ und $\Delta_{max}KW$), der Hüftwinkelverläufe ($\Delta_{mean}HW$ und $\Delta_{max}HW$) sowie der Hüftmomente ($\Delta_{mean}HM$ und $\Delta_{max}HM$). Diese wurden für die Modelle DAV, HAR2 und SCoRE als Differenz zum Modell, das den mittels MRT bestimmten HGM zugrunde legt, für Gang, zügigen Gang und Lauf berechnet.

4.6.6 Statistische Verfahren

Die gesamte statistische Auswertung der vorliegenden Arbeit erfolgte im Softwarepaket SPSS für Mac (SPSS Statistics 17.0).

Alle berechneten Parameter wurden anhand eines Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung geprüft.

Die Herausarbeitung von überzufälligen Unterschieden zwischen zwei metrisch skalierten Variablen geschah anhand von T-Tests bei verbundenen Stichproben. Überzufällige Unterschiede einer Variable zwischen Untergruppen der Personenstichprobe wurden anhand von T-Tests bei unabhängigen Stichproben erarbeitet. Im Vergleich von drei oder mehr Variablen wurden überzufällige Unterschiede anhand von Varianzanalysen (ANOVA) mit Post Hoc Tests (Bonferroni) belegt.

Zur Quantifizierung des (linearen) Zusammenhangs zweier Variablen wurden Korrelationskoeffizienten nach Pearson berechnet.

Das Signifikanzniveau α wurde auf 0,05 gesetzt, das heißt Unterschiede wurden als statistisch signifikant bezeichnet, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit einen Fehler erster Art zu begehen unter 5 % lag.

Kapitel 5 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt sind die wesentlichen Ergebnisse der vorgestellten Studie zusammengestellt. Zunächst werden Fehler der angewendeten Mess- und Analyseverfahren abgeschätzt. Es folgen Fehlerquantifizierungen der genannten acht prädiktiven und zwei funktionalen Methoden zur Lagebestimmung des HGM. Daran schließt sich die Präsentation der Parameter zur Beschreibung von Gang- und Laufanalysen auf der Basis unterschiedlich bestimmter Hüftgelenkmittelpunkte an.

Alle berechneten Parameter der vorliegenden Studie wiesen eine Normalverteilung auf, so dass statistische Tests, die eine Normalverteilung voraussetzen (T-Test, ANOVA) ohne Verletzungen der Voraussetzungen angewendet werden konnten.

5.1 Fehlerquantifizierung der Mess- und Analyseverfahren

Als Referenz zur Validierung der unterschiedlichen HGM - Bestimmungsmethoden wurde in der vorliegenden Arbeit der mittels MRT bestimmte HGM verwendet. Jedoch unterlag auch diese Bestimmungsmethode einer begrenzten Messgenauigkeit.

Zur Quantifizierung dieser Messgenauigkeit wurden, wie in den Abschnitten 4.1 und 4.2 beschrieben, die Parameter Δx_{MRT}^{mod} , Δy_{MRT}^{mod} , Δz_{MRT}^{mod} und Δd_{MRT}^{mod} anhand des mechanischen Modells bestimmt. Nachfolgende Tabelle 5.1 beschreibt die genannten Parameter zur Fehlerquantifizierung der HGM-Lagebestimmung mittels der durchgeführten MRT Untersuchung.

Wie Tabelle 5.1 zu entnehmen ist, wurde am Modell die Lage des Drehzentrums mittels MRT 1,9 mm zu weit posterior, 1,1 mm zu weit inferior und 1,6 mm zu weit medial bestimmt. In der Raumdiagonalen ergab sich somit ein Fehler von 2,8 mm. Tabelle 5.1: Fehler der durchgeführten MRT -Untersuchung und -Auswertung anhand der Analyse des mechanischen Modells

Δx_{MRT}^{mod} [mm]	Δy_{MRT}^{mod} [mm]	Δz_{MRT}^{mod} [mm]	Δd_{MRT}^{mod} [mm]
-1,9	-1, 1	-1, 6	2, 8

5.2 Validierung prädiktiver Methoden

Die durchschnittlichen Fehler prädiktiver Methoden werden als Mittelwert \pm Standardabweichung für die untersuchten männlichen (n = 30) und weiblichen (n = 24) Probanden in nachstehender Tabelle 5.2 aufgeführt.

Signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtergruppen sind in Tabelle 5.3 auf Seite 68 gekennzeichnet. Hierbei bezeichnet jeder Stern (*) einen signifikanten Unterschied in dem entsprechenden Parameter der Tabelle zwischen den untersuchten männlichen und weiblichen Probanden mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von unter 5%. Wie Tabelle 5.3 zu entnehmen ist, traten für jede der beschriebenen prädiktiven Methoden geschlechtsspezifische Unterschiede in der Präzision der HGM-Lagebestimmung auf.

Die Präzision der x-Koordinate (anterior-posterior) zeigte sich mit den Methoden HAR1, HAR2 und LEA für die untersuchten Männer höher als für die weiblichen Probanden. Mit Ausnahme der Methoden BEL2 und DAV wurde sowohl bei Männern als auch bei Frauen der HGM durchschnittlich zu weit posterior geschätzt. Die Methoden BEL2 und DAV schätzten die durchschnittliche Lage des HGM systematisch zu weit anterior.

Bezüglich der y-Koordinate (vertikale Richtung) traten mit allen betrachteten prädiktiven Methoden geschlechtsspezifische Unterschiede in der Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes auf. Die Methoden BEL1, BEL2, HAR1 und SEI2 schätzten die Lage des HGM systematisch zu weit proximal und wiesen für die untersuchten Männer geringere Fehler auf als für die untersuchten Frauen. Die Methoden DAV und HIC schätzten die HGM-Lage systematisch zu weit distal und wiesen für die untersuchten Frauen geringere Fehler auf als für die untersuchten Männer. Die Methoden HAR2 und LEA schätzten die HGM-Lage bei den untersuchten Frauen im Durschschnitt zu weit proximal, bei den untersuchten Männern hingegen zu weit distal.

In lateral-medialer Richtung wurde die HGM-Lage mit den Methoden BEL1, BEL2, HAR2 und SEI2 in der weiblichen Stichprobe durchschnittlich zu weit medial und in der männlichen Stichprobe zu weit lateral geschätzt. Die Methoden DAV und HAR1 wiesen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtergrup-

	$\Delta x_{BEL1} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta y_{BEL1} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta z_{BEL1} \; [\mathrm{mm}]$	Δd_{BEL1} [mm]
ç o	$\begin{array}{c} -4,7\pm 8,1 \\ -4,5\pm 6,1 \end{array}$	$\begin{array}{c} 14,9\pm 8,6\\ 8,4\pm 7,5\end{array}$	$-2, 3 \pm 8, 5$ $2, 4 \pm 7, 4$	$\begin{array}{c} 20,2\pm 6,9\\ 14,8\pm 4,7 \end{array}$
	$\Delta x_{BEL2} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta y_{BEL2} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta z_{BEL2} \; [\mathrm{mm}]$	Δd_{BEL2} [mm]
ç o™	$\begin{array}{c} 2,5\pm 7,7\\ 3,2\pm 5,8 \end{array}$	$\begin{array}{c} 14,9\pm 8,6\\ 8,4\pm 7,5 \end{array}$	$-2, 3 \pm 8, 5$ $2, 4 \pm 7, 4$	$\begin{array}{c} 19,6\pm7,1\\ 14,3\pm4,8 \end{array}$
	Δx_{DAV} [mm]	Δy_{DAV} [mm]	Δz_{DAV} [mm]	Δd_{DAV} [mm]
ç o™	$\begin{array}{c} 10,6\pm 8,4\\ 9,3\pm 6,3 \end{array}$	$\begin{array}{c} -3,6\pm 8,3 \\ -12,8\pm 7,2 \end{array}$	$\begin{array}{c} -9,6\pm 9,1\\ -5,7\pm 8,5\end{array}$	$\begin{array}{c} 19,6\pm 6,9\\ 20,1\pm 6,0\end{array}$
	$\Delta x_{HAR1} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta y_{HAR1} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta z_{HAR1} \; [\mathrm{mm}]$	Δd_{HAR1} [mm]
ç o™	$-5, 1 \pm 6, 6$ $-1, 9 \pm 4, 4$	$\begin{array}{c} 11,5\pm 8,3\\ 5,2\pm 6,5\end{array}$	$8,2\pm 7,3\ 10,3\pm 7,0$	$\begin{array}{c} 18,4\pm 6,9\\ 14,7\pm 5,6\end{array}$
	$\Delta x_{HAR2} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta y_{HAR2} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta z_{HAR2} \; [\mathrm{mm}]$	Δd_{HAR2} [mm]
ç ♂	Δx_{HAR2} [mm] -5, 1 ± 6, 6 -1, 9 ± 4, 4	Δy_{HAR2} [mm] 4,0 ± 8,6 -2,5 ± 7,5	$\Delta z_{HAR2} \text{ [mm]}$ -2, 3 ± 8, 2 2, 0 ± 7, 2	Δd_{HAR2} [mm] 13,6±6,4 10,5±5,3
Ç ♂ ⁷	$\Delta x_{HAR2} \text{ [mm]}$ -5,1±6,6 -1,9±4,4 $\Delta x_{HIC} \text{ [mm]}$	$\Delta y_{HAR2} \text{ [mm]}$ $4,0 \pm 8,6$ $-2,5 \pm 7,5$ $\Delta y_{HIC} \text{ [mm]}$	$\Delta z_{HAR2} \text{ [mm]}$ $-2,3 \pm 8,2$ $2,0 \pm 7,2$ $\Delta z_{HIC} \text{ [mm]}$	$\Delta d_{HAR2}[\text{mm}]$ $13, 6 \pm 6, 4$ $10, 5 \pm 5, 3$ $\Delta d_{HIC}[\text{mm}]$
♀ ♂ ♂ ♀	$\Delta x_{HAR2} \text{ [mm]} -5, 1 \pm 6, 6 -1, 9 \pm 4, 4 \Delta x_{HIC} \text{ [mm]} -4, 7 \pm 8, 1 -4, 5 \pm 6, 1 \\ $	$\Delta y_{HAR2} \text{ [mm]} 4,0 \pm 8,6 -2,5 \pm 7,5 \Delta y_{HIC} \text{ [mm]} -4,5 \pm 9,2 -12,3 \pm 8,3 \\ $	$\Delta z_{HAR2} \text{ [mm]} \\ -2,3 \pm 8,2 \\ 2,0 \pm 7,2 \\ \Delta z_{HIC} \text{ [mm]} \\ 0,1 \pm 8,6 \\ 5,0 \pm 7,6 \\ \end{array}$	$\Delta d_{HAR2}[\text{mm}]$ 13, 6 ± 6, 4 10, 5 ± 5, 3 $\Delta d_{HIC}[\text{mm}]$ 14, 3 ± 7, 4 16, 5 ± 9, 2
♀ ♂ ℃	$\Delta x_{HAR2} \text{ [mm]} -5, 1 \pm 6, 6 -1, 9 \pm 4, 4 \Delta x_{HIC} \text{ [mm]} -4, 7 \pm 8, 1 -4, 5 \pm 6, 1 \Delta x_{LEA} \text{ [mm]}$	$\Delta y_{HAR2} \text{ [mm]} 4,0 \pm 8,6 -2,5 \pm 7,5 \Delta y_{HIC} \text{ [mm]} -4,5 \pm 9,2 -12,3 \pm 8,3 \Delta y_{LEA} \text{ [mm]}$	$\Delta z_{HAR2} \text{ [mm]} \\ -2,3 \pm 8,2 \\ 2,0 \pm 7,2 \\ \Delta z_{HIC} \text{ [mm]} \\ 0,1 \pm 8,6 \\ 5,0 \pm 7,6 \\ \Delta z_{LEA} \text{ [mm]}$	$\Delta d_{HAR2}[\text{mm}]$ $13, 6 \pm 6, 4$ $10, 5 \pm 5, 3$ $\Delta d_{HIC}[\text{mm}]$ $14, 3 \pm 7, 4$ $16, 5 \pm 9, 2$ $\Delta d_{LEA}[\text{mm}]$
Q Q Q Q Q Q Q	$\Delta x_{HAR2} \text{ [mm]} -5, 1 \pm 6, 6 -1, 9 \pm 4, 4 \Delta x_{HIC} \text{ [mm]} -4, 7 \pm 8, 1 -4, 5 \pm 6, 1 \Delta x_{LEA} \text{ [mm]} -8, 0 \pm 6, 8 -4, 9 \pm 4, 5 \\ $	$\begin{array}{l} \Delta y_{HAR2} \ [\text{mm}] \\ 4,0\pm 8,6 \\ -2,5\pm 7,5 \end{array} \\ \Delta y_{HIC} \ [\text{mm}] \\ -4,5\pm 9,2 \\ -12,3\pm 8,3 \end{array} \\ \Delta y_{LEA} \ [\text{mm}] \\ 3,5\pm 7,9 \\ -3,7\pm 6,2 \end{array}$	$\Delta z_{HAR2} \text{ [mm]} \\ -2, 3 \pm 8, 2 \\ 2, 0 \pm 7, 2 \\ \Delta z_{HIC} \text{ [mm]} \\ 0, 1 \pm 8, 6 \\ 5, 0 \pm 7, 6 \\ \Delta z_{LEA} \text{ [mm]} \\ 2, 5 \pm 8, 7 \\ 7, 6 \pm 7, 7 \\ \end{array}$	$\begin{split} \Delta d_{HAR2} [\text{mm}] \\ 13, 6 \pm 6, 4 \\ 10, 5 \pm 5, 3 \end{split} \\ \Delta d_{HIC} [\text{mm}] \\ 14, 3 \pm 7, 4 \\ 16, 5 \pm 9, 2 \end{split} \\ \Delta d_{LEA} [\text{mm}] \\ 14, 7 \pm 6, 5 \\ 13, 1 \pm 6, 1 \end{split}$
♀ °° ♀ °°	$\Delta x_{HAR2} \text{ [mm]} -5, 1 \pm 6, 6 -1, 9 \pm 4, 4 \Delta x_{HIC} \text{ [mm]} -4, 7 \pm 8, 1 -4, 5 \pm 6, 1 \Delta x_{LEA} \text{ [mm]} -8, 0 \pm 6, 8 -4, 9 \pm 4, 5 \Delta x_{SEI2} \text{ [mm]}$	$\begin{array}{l} \Delta y_{HAR2} \ [\text{mm}] \\ 4,0\pm 8,6 \\ -2,5\pm 7,5 \end{array} \\ \Delta y_{HIC} \ [\text{mm}] \\ -4,5\pm 9,2 \\ -12,3\pm 8,3 \end{array} \\ \Delta y_{LEA} \ [\text{mm}] \\ 3,5\pm 7,9 \\ -3,7\pm 6,2 \end{array}$	$\begin{array}{l} \Delta z_{HAR2} \ [\text{mm}] \\ -2,3\pm 8,2 \\ 2,0\pm 7,2 \end{array} \\ \Delta z_{HIC} \ [\text{mm}] \\ 0,1\pm 8,6 \\ 5,0\pm 7,6 \end{array} \\ \Delta z_{LEA} \ [\text{mm}] \\ 2,5\pm 8,7 \\ 7,6\pm 7,7 \end{array}$	$\begin{array}{l} \Delta d_{HAR2}[\text{mm}] \\ 13,6\pm 6,4 \\ 10,5\pm 5,3 \end{array} \\ \\ \Delta d_{HIC}[\text{mm}] \\ 14,3\pm 7,4 \\ 16,5\pm 9,2 \end{array} \\ \\ \Delta d_{LEA}[\text{mm}] \\ 14,7\pm 6,5 \\ 13,1\pm 6,1 \end{array}$

Tabelle 5.2: Durchschnittliche Fehler (Mittelwert \pm Standardabweichung) prädiktiver Methoden für weibliche und männliche Probanden

pen auf und schätzten die Lage des HGM systematisch zu weit medial (DAV) bzw. lateral (HAR1). Die Methoden HIC und LEA schätzten die HGM-Lage systematisch zu weit lateral und wiesen in der weiblichen Stichprobe signifikant geringere Fehler auf als in der männlichen Stichprobe.

Tabelle 5.3: Signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied des entsprechenden Parameters zwischen den Geschlechtergruppen.

	Δx	Δy	Δz	Δd
BEL1		*	*	*
BEL2		*	*	*
DAV		*		
HAR1	*	*		*
HAR2	*	*	*	
HIC		*	*	
LEA	*	*	*	
SEI2		*	*	*
S4				
SCoRE				

Bezüglich der Raumdiagonalen traten anhand prädiktiver Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes durchschnittliche Fehler zwischen 10,5 mm (HAR2, σ) und 22,0 mm (SEI2, φ) auf. Die Methoden BEL1, BEL2, HAR1 und SEI2 wiesen bei den männlichen Probanden signifikant kleinere Fehler auf als bei den weiblichen Probanden.

Die Tabellen 5.4, 5.5, 5.6 und 5.7 auf den Seiten 69 bis 70 listen signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen HGM-Bestimmungsmethoden auf. Wie diesen Tabellen zu entnehmen ist, fanden sich in x-, y- und z-Koordinaten sowohl für die männlichen als auch für die weiblichen Probanden signifikante Unterschiede zwischen den prädiktiven Methoden.

Die Präzision bezüglich der Raumdiagonalen lag in der weiblichen Stichprobe mit der Methode HAR2 signifikant höher als mit den Methoden BEL1 und SEI2. Die Methode SEI2 wies in der weiblichen Stichprobe in der Raumdiagonalen signifikant höhere Fehler auf als die Methoden HAR2, HIC und LEA.

In der untersuchten männlichen Stichprobe wies die Methode HAR2 präzisere Ergebnisse in der Raumdiagonalen auf als die Methoden DAV, HIC und SEI2. Die Methode DAV zeigte bei den männlichen Probanden in der Raumdiagonalen signifikant höhere Fehler als die Methoden BEL2, HAR2 und LEA.

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		♂,♀	♂,♀					്	♂,♀	
BEL2	♂,♀		♂, ♀	♂,♀	♂,♀	♂, ♀	♂,♀	♂,♀		ೆ, ♀
DAV	♂,♀	♂,♀		♂,♀	♂,♀	♂,♀	♂,♀	♂,♀		್, ♀
HAR1		♂,♀	♂, ♀					്	♂,♀	o [™]
HAR2		♂,♀	♂,♀					്	♂,♀	o [™]
HIC		♂,♀	♂, ♀					്	♂,♀	
LEA		♂,♀	♂, ♀						♂,♀	
SEI2	്	♂,♀	♂, ♀	്	്	്			♂,♀	
S4	♂,♀			♂,♀	♂,♀	♂,♀	♂,♀	♂,♀		ೆ, ♀
SCoRE		♂,♀	♂, ♀	ď	്				♂,♀	

Tabelle 5.4: Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der x-Koordinate (Δx)

Tabelle	5.5:	Signifikante	Unterschiede	in	der	Präzision	der	HGM-
Bestimm	ungsm	ethoden bezüg	lich der y-Koor	dinat	te (Δy	<i>ı</i>)		

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1			♂, ♀		♂,♀	♂,♀	♂,♀		♂, ♀	Ŷ
BEL2			♂,♀		♂,♀	♂,♀	♂,♀		♂,♀	Ŷ
DAV	♂,♀	♂,♀		♂,♀	്		്	♂,♀	Ŷ	ೆ, ♀
HAR1			♂,♀		്	♂,♀	♂,♀		♂,♀	
HAR2	♂,♀	♂,♀	്	്		♂,♀		♂,♀	♂,♀	ď
HIC	♂,♀	♂,♀		♂,♀	♂,♀		♂,♀	♂,♀	Ŷ	₫, ♀
LEA	♂,♀	♂,♀	്	♂,♀		♂,♀		♂,♀	♂,♀	ď
SEI2			♂,♀		♂,♀	♂,♀	♂,♀		♂,♀	Ŷ
S4	♂,♀	♂,♀	Ŷ	♂,♀	♂,♀	Ŷ	♂,♀	♂,♀		♂,♀
SCoRE	Ŷ	Ŷ	♂,♀		്	♂,♀	്	ę	♂,♀	

Tabelle 5.6: Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der z-Koordinate (Δz)

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1			്	♂,♀					♂,♀	
BEL2			്	♂,♀					♂,♀	
DAV	്	്		♂,♀	്	♂,♀	♂,♀	്	♂,♀	Ŷ
HAR1	♂,♀	♂,♀	♂,♀		♂,♀	Ŷ		♂,♀		♂,♀
HAR2			്	♂,♀					♂,♀	
HIC			♂,♀	Ŷ					♂,♀	
LEA			♂,♀						Ŷ	
SEI2			്	♂,♀					♂,♀	
S4	♂,♀	♂,♀	♂,♀		♂,♀	♂,♀	Ŷ	♂,♀		♂,♀
SCoRE			Ŷ	♂,♀			്		♂,♀	

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1					Ŷ				o ^r	Ŷ
BEL2			്						o ^r	Ŷ
DAV		്			്		്			♂,♀
HAR1									o ^r	Ŷ
HAR2	Ŷ		്			്		♂,♀	o ^r	
HIC					്			Ŷ		
LEA			്					Ŷ	്	
SEI2					♂, ♀	Ŷ	Ŷ			Ŷ
S4	ੇ	്		്	്		്			♂,♀
SCoRE	Ŷ	Ŷ	♂,♀	Ŷ				Ŷ	♂,♀	

Tabelle 5.7: Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der Raumdiagonalen (Δd)

5.3 Validierung funktionaler Methoden

Wie in Kapitel 4 beschrieben, erfolgte die Fehlerquantifizierung funktionaler Methoden zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes am mechanischen Modell und an Probanden.

In Tabelle 5.8 werden die berechneten Parameter zur Fehlerquantifizierung der ermittelten Lage des Drehzentrums des mechanischen Modells aufgeführt. Im Vergleich der implementierten funktionalen Methoden lieferte die Methode S4 am mechanischen Modell in x-, y- und z-Koordinaten, sowie in der Raumdiagonalen präzisere Ergebnisse als die Methode SCoRE. Wie der Tabelle zu entnehmen ist, lagen die Fehler beider funktionalen Methoden am Modell im Bereich unter einem Millimeter.

Tabelle 5.8: Fehler funktionaler Methoden am mechanischen Modell

Δx_{S4}^{mod} [mm]	Δy_{S4}^{mod} [mm]	Δz_{S4}^{mod} [mm]	$\Delta d_{S4}^{mod} [\rm{mm}]$
0, 1	-0, 4	-0, 1	0,4
Δx_{SCoRE}^{mod} [mm]	Δy_{SCoRE}^{mod} [mm]	Δz_{SCoRE}^{mod} [mm]	$\Delta d_{SCoRE}^{mod}[\text{mm}]$
-0, 3	-0,7	0,5	0,9

Die berechneten Parameter zur Fehlerquantifizierung der ermittelten HGM-Lage an Probanden werden in Tabelle 5.9 aufgeführt. Wie Tabelle 5.3 auf Seite 68 zu entnehmen, fanden sich bei den angewendeten funktionalen Methoden keine

 $10, 8 \pm 5, 2$

 $13, 1 \pm 6, 6$

geschlechtsspezifischen signifikanten Unterschiede in der Präzision der berechneten HGM-Lage.

Die signifikanten Unterschiede zwischen den Berechnungsmethoden sind den Tabellen 5.4, 5.5, 5.6 und 5.7 auf den Seiten 69 bis 70 zu entnehmen.

	$\Delta x_{S4} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta y_{S4} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta z_{S4} \; [\mathrm{mm}]$	Δd_{S4} [mm]
ç ♂	$5, 2 \pm 6, 1$ $5, 2 \pm 7, 0$	$-13,8\pm7,0\\-14,1\pm10,7$	$\begin{array}{c} 10,1\pm 4,2\\ 12,5\pm 4,9 \end{array}$	$\begin{array}{c} 19,2\pm7,2\\ 21,8\pm9,6 \end{array}$
	$\Delta x_{SCoRE} \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta y_{SCoRE} \ [mm]$	$\Delta z_{SCoRE} \ [mm]$	Δd_{SCoRE} [mm]

 $5,0\pm 5,8$

 $6, 8 \pm 7, 7$

ę

ð

 $-6,0\pm 5,3$

 $-7, 1 \pm 5, 7$

Tabelle 5.9: Durchschnittliche Fehler (Mittelwert \pm Standardabweichung) funktionaler Methoden für weibliche und männliche Probanden

Wie den genannten Tabellen zu entnehmen, unterschieden sich die Methoden S4 und SCoRE signifikant in x-, y-, und z-Koordinaten, sowie bezüglich der Raumdiagonalen.

 $-0,5\pm 4,9$

 $-0, 2 \pm 5, 3$

Bezüglich der x-Koordinate lag die mittels S4 berechnete HGM-Lage durchschnittlich zu weit anterior. Die mittels der Methode SCoRE berechnete HGM-Lage lag im Durchschnitt zu weit posterior.

In vertikaler Richtung berechnete die Methode S4 die HGM-Lage zu weit inferior. Die mittels SCoRE berechnete HGM-Lage lag durchschnittlich zu weit superior.

Bezüglich der z-Koordinate lag die mittels S4 berechnete HGM-Lage durchschnittlich zu weit lateral. Die mittels der Methode SCoRE berechnete HGM-Lage lag im Durchschnitt minimal zu weit medial.

In der Raumdiagonalen wies die Methode SCoRE mit 10,8 mm (φ) bzw. 13,1 mm (σ) eine signifikant höhere Präzision auf als die Methode S4 mit 19,2 mm (φ) bzw. 21,8 mm (σ) fehlerhafter Lagebestimmung des HGM.

Im Vergleich der funktionalen mit den prädiktiven Methoden zeigte sich die Präzision bezüglich der Raumdiagonalen in der weiblichen Stichprobe mit der Methode SCoRE signifikant höher als mit den Methoden BEL1, BEL2, DAV, HAR1, SEI2 (und S4). Die Methode S4 wies in der weiblichen Stichprobe in der Raumdiagonalen signifikant höhere Fehler auf als die Methode SCoRE, jedoch keine signifikanten Unterschiede zu den prädiktiven Methoden.

In der untersuchten männlichen Stichprobe wies die Methode SCoRE präzisere Ergebnisse in der Raumdiagonalen auf als die Methoden DAV (und S4). Die Methode S4 wies bei den männlichen Probanden in der Raumdiagonalen signifikant höhere Fehler auf als die Methoden BEL1, BEL2, HAR1, HAR2, LEA (und SCoRE).

Die berechneten Parameter zur Beschreibung von Kniebeugung und Bewegungsumfang des Hüftgelenkes während Ausführung der funktionalen Kalibrationsbewegung sind Tabelle 5.10 zu entnehmen.

Tabelle 5.10: Kniebeugung und Bewegungsumfang des Hüftgelenks während der funktionalen Kalibrationsbewegung (Mittelwert \pm Standardabweichung). Signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtergruppen werden durch einen Stern (*) gekennzeichnet.

	$KB(z)[^\circ]$	$HRoM(z)[^{\circ}]$	$HRoM(x)[^{\circ}]$
ç ♂	$7,4\pm 3,5 \\8,8\pm 4,1$	$\begin{array}{c} 95,5\pm7,4^{*} \\ 88,5\pm14,1^{*} \end{array}$	$54,8\pm 2,9\\53,0\pm 7,3$

Wie Tabelle 5.10 zu entnehmen ist, lag der ausgeführte Bewegungsumfang des Hüftgelenkes in der Sagittalebene (HRoM(z)) innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höher als innerhalb der untersuchten männlichen Stichprobe. Das Maß der Kniebeugung (KB(z)), sowie der Bewegungsumfang des Hüftgelenkes in der Frontalebene (HRoM(x)) unterschieden sich nicht signifikant zwischen den Geschlechtergruppen.

Die Korrelationen zwischen den Parametern zur Quantifizierung von Kniebeugung bzw. Hüftbewegungsumfang und fehlerhafter HGM-Lagebestimmung der funktionalen Methoden sind in Tabelle 5.11 aufgeführt.

Tabelle 5.11 zeigt, dass innerhalb der weiblichen Stichprobe andere Parameter signifikant korrelierten als innerhalb der männlichen Stichprobe. Innerhalb der weiblichen Stichprobe zeigte der Hüftbewegungsumfang in der Frontalebene signifikante Korrelationen mit der Präzision der Methode S4 in x-Koordinate (positiv), y-Koordinate (negativ) und der Raumdiagonalen (positiv). Innerhalb der männlichen Stichprobe fanden sich signifikante Korrelationen zwischen Kniebeugung bzw. Hüftbewegungsumfang in der Sagittalebene und Präzision der Methode S4 in der x-Koordinate (jeweils negativ).

Bezüglich der Methode SCoRE zeigten sich innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikante Korrelationen zwischen Hüftbewegungsumfang in Sagittalebene bzw. Frontalebene und der Präzision der Methode in der x-Koordinate (jeweils negative Korrelationen). Die Kniebeugung korrelierte innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant positiv mit der Präzision der Methode SCoRE in der Raumdiagonalen.
		KB(z)	HRoM(z)	HRoM(x)
Δx_{S4}	ç o [™]	$0,141 \\ -0,469^{*}$	$0,189 \\ -0,409^{*}$	$0,460^{*}$ -0,281
Δy_{S4}	Ç o	$-0,125 \\ 0,100$	$-0,040 \\ 0,206$	$-0,520^{*}$ 0,146
Δz_{S4}	Ç o [™]	$0,122 \\ 0,061$	$0,117 \\ -0,313$	$-0,114 \\ -0,299$
Δd_{S4}	Ç o	$0,136 \\ -0,180$	$0,101 \\ -0,355$	$0,446^{*}$ -0,300
Δx_{SCoRE}	Ç o™	$-0,249 \\ -0,141$	$-0,496^{*}$ 0,024	$egin{array}{c} -0,621^* \ 0,164 \end{array}$
Δy_{SCoRE}	Ç o™	$0,241 \\ -0,024$	$0,296 \\ -0,342$	$0,295 \\ -0,391^*$
Δz_{SCoRE}	ç o™	$0,208 \\ -0,298$	$-0,399 \\ 0,036$	$-0,058 \\ 0,122$
Δd_{SCoRE}	ç o	$0,472^{*}$ 0,116	$0,329 \\ -0,193$	$0,323 \\ -0,330$

Tabelle 5.11: Korrelationen zwischen Kniebeugung bzw. Hüftbewegungsumfang und Fehlern der HGM-Lagebestimmung funktionaler Methoden. * kennzeichnet signifikante Korrelationen.

Innerhalb der männlichen Stichprobe korrelierte der Hüftbewegungsumfang in der Frontalebene signifikant negativ mit der Präzision der Methode SCoRE in der y-Koordinate.

5.4 Gang- und Laufanalysen auf der Basis unterschiedlich bestimmter Hüftgelenkmittelpunkte

Zur Quantifizierung der Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmung auf die Präzision durchgeführter Bewegungsanalysen wurden wie in Kapitel 4 beschrieben Gang- und Laufanalysen durchgeführt. Winkelverläufe und Momente von Knieund Hüftgelenk wurden auf der Basis der unterschiedlich bestimmten HGMe berechnet und mit den entsprechenden Winkeln und Momenten auf der Basis des mittels MRT bestimmten HGM verglichen.

Die so berechneten Parameter

 $\Delta_{mean}KW, \Delta_{max}KW,$ $\Delta_{mean}HW, \Delta_{max}HW,$ $\Delta_{mean}HM, \Delta_{max}HM$

(siehe Kapitel 4.2) werden im folgenden für die Methoden DAV, HAR2 und SCoRE dargestellt. Diese Methoden wurden aus den übrigen beschriebenen Methoden aufgrund folgender Aspekte ausgewählt: die Methode DAV wies in der vorliegenden Untersuchung (innerhalb der männlichen Stichprobe) die schlechteste Abschätzung der HGM-Lage auf und ist zur Durchführung von Ganganalysen weit verbreitet. Die Methoden HAR2 und SCoRE wurden als präziseste prädiktive bzw. funktionale Methode der vorliegenden Studie ausgewählt.

Die Tabellen 5.12 bis 5.20 listen die berechneten Parameter in den einzelnen Koordinaten x (Abduktion / Adduktion), y (Außenrotation / Innenrotation) und z (Flexion / Extension) auf. Signifikante Unterschiede zwischen den HGM - Bestimmungsmethoden sind in den Tabellen wie folgt gekennzeichnet:

- ^{*a*}: Signifikanter Unterschied des Parameters zum entsprechenden Parameter auf der Basis der Methode DAV
- ^b: Signifikanter Unterschied des Parameters zum entsprechenden Parameter auf der Basis der Methode HAR2
- ^c: Signifikanter Unterschied des Parameters zum entsprechenden Parameter auf der Basis der Methode SCoRE

		$\Delta_{mean} KW(x) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max}KW(x) \ [^{\circ}]$
DAV	♀ ♂	$egin{aligned} 0,5\pm 0,3^{b,c}\ 0,4\pm 0,2^{b,c} \end{aligned}$	$\begin{array}{c} 0,8\pm 0,4^{b,c} \\ 0,6\pm 0,5^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ♂	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a,c} \end{array}$
SCoRE	♀ ♂	$\begin{array}{c} 0,2\pm 0,1^{a} \\ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a}\ 0,3\pm 0,2^{a,b} \end{array}$
		$\Delta_{mean}KW(y)$ [°]	$\Delta_{max}KW(y)$ [°]
DAV	♀ ♂	$\begin{array}{c} 0,4\pm 0,3^{b,c} \\ 0,4\pm 0,3^{b,c} \end{array}$	$egin{aligned} 0,6\pm 0,3^{b,c}\ 0,6\pm 0,4^{b,c} \end{aligned}$
HAR2	♀ ♂	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a,c} \end{array}$
SCoRE	ç o™	$egin{array}{l} 0,1\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2^{a} \ 0,3\pm 0,2^{a,b} \end{array}$
		$\Delta_{mean}KW(z)$ [°]	$\Delta_{max} KW(z) \ [^{\circ}]$
DAV	ç ♂	$\begin{array}{c} 1,3\pm 0,7\\ 1,2\pm 0,5^{b} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,8\pm 0,9 \\ 1,5\pm 0,5^{b} \end{array}$
HAR2	ç o™	$\begin{array}{c} 1,2\pm 1,0\\ 0,6\pm 0,6^{a,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,8\pm 1,3\\ 0,8\pm 0,7^{a,c} \end{array}$
SCoRE	♀ ♂	$egin{array}{l} 1,2\pm 0,9 \ 1,1\pm 0,9^b \end{array}$	$1,7 \pm 1,4$ $1,6 \pm 1,2^{b}$

Tabelle 5.12: Kniewinkel Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^{*a*}: signifikanter Unterschied zu DAV, ^{*b*}: signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{*c*}: signifikanter Unterschied zu SCoRE

Tabelle 5.13: Hüftwinkel Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^{*a*}: signifikanter Unterschied zu DAV, ^{*b*}: signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{*c*}: signifikanter Unterschied zu SCoRE

		$\Delta_{mean}HW(x) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max}HW(x) \ [^{\circ}]$
DAV	♀ ♂	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,2^c \ 0,3\pm 0,3^{b,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0, 6 \pm 0, 3^c \ 0, 5 \pm 0, 5^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ∽	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,8 \ 0,1\pm 0,1^a \end{array}$	$egin{array}{l} 0,7\pm 1,3 \ 0,2\pm 0,1^a \end{array}$
SCoRE	ç ∽	$\begin{array}{c} 0,2\pm 0,1^{a} \\ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,2^{a} \end{array}$
		$\Delta_{mean}HW(y)$ [°]	$\Delta_{max}HW(y) \ [^\circ]$
DAV	ç o	$0, 4 \pm 0, 4$ $0, 3 \pm 0, 3$	$egin{array}{l} 0,6\pm 0,4 \ 0,5\pm 0,3^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ♂	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,3\ 0,1\pm 0,1 \end{array}$	$egin{array}{l} 0,6\pm 0,9 \ 0,2\pm 0,1^a \end{array}$
SCoRE	ç S	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2 \ 0,2\pm 0,1 \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2 \\ 0,3\pm 0,2^a \end{array}$
		$\Delta_{mean}HW(z)$ [°]	$\Delta_{max}HW(z) \ [^{\circ}]$
DAV	♀ ♂	$1, 3 \pm 0, 7$ $1, 3 \pm 0, 5^{b}$	$egin{array}{l} 1,9\pm 0,9 \\ 1,5\pm 0,5^b \end{array}$
HAR2	♀ ♂	$\begin{array}{c} 1,3\pm 1,0\\ 0,6\pm 0,6^{a,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,8\pm 1,4 \\ 0,8\pm 0,8^{a,c} \end{array}$
SCoRE	♀ ♂	$\begin{array}{c} 1,3\pm 0,9\\ 1,2\pm 0,9^{b} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,7\pm 1,3\\ 1,6\pm 1,2^{b} \end{array}$

Tabelle 5.14: Hüftmoment Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). a : signifikanter Unterschied zu DAV, b : signifikanter Unterschied zu HAR2, c : signifikanter Unterschied zu SCoRE

		$\Delta_{mean}HM(x) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max} HM(x) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç o ^r	$egin{array}{l} 0,05\pm 0,05\ 0,08\pm 0,05^{b,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0, 10 \pm 0, 08 \ 0, 13 \pm 0, 08^b \end{array}$
HAR2	ç o™	$\begin{array}{c} 0,05\pm 0,05\\ 0,03\pm 0,02^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,08\pm 0,07\\ 0,06\pm 0,03^{a} \end{array}$
SCoRE	ç ∂	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,03\\ 0,05\pm 0,04^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,07 \pm 0,05 \\ 0,09 \pm 0,08 \end{array}$
		$\Delta_{mean} HM(y) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(y)\left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç o™	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,01^{b,c} \\ 0,02\pm 0,02^{b} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,08\pm 0,02^{b,c}\ 0,05\pm 0,03^b \end{array}$
HAR2	ç o	$\begin{array}{c} 0,02\pm 0,01^{a} \\ 0,01\pm 0,01^{a,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,04\pm 0,03^a\ 0,03\pm 0,01^{a,c} \end{array}$
SCoRE	ç o	$\begin{array}{c} 0,02\pm 0,01^{a} \\ 0,02\pm 0,01^{b} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,02^{a} \\ 0,06\pm 0,03^{b} \end{array}$
		$\Delta_{mean}HM(z) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(z) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç o™	$\begin{array}{c} 0,16\pm 0,05^{b,c} \\ 0,15\pm 0,06^{b,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,27\pm 0,09^{b,c}\ 0,26\pm 0,11^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ♂	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,04^{a} \\ 0,03\pm 0,02^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,08\pm 0,06^{a} \ 0,07\pm 0,04^{a} \end{array}$
SCoRE	ç v	$\begin{array}{c} 0,02\pm 0,01^{a} \\ 0,03\pm 0,03^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,05\pm 0,02^{a} \\ 0,06\pm 0,05^{a} \end{array}$

5.4.1 Gang

Im folgenden Abschnitt werden die wesentlichen Ergebnisse der Bewegungsanalysen der Fortbewegungsart Gang benannt.

Die berechneten Parameter des **Kniewinkelverlaufes** sind in Tabelle 5.12 aufgeführt. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Kniewinkelverläufe in x- und y-Richtung unter 1°, in z-Richtung im Bereich unter 2°.

Bezüglich x- und y-Koordinaten wies die Methode DAV sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE. Innerhalb der männlichen Stichprobe war der maximale Fehler der Methode HAR2 signifikant geringer als der maximale Fehler der Methoden DAV und SCoRE.

Bezüglich der z-Koordinate (Flexion / Extension) fand sich innerhalb der weiblichen Stichprobe kein signifikanter Unterschied zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE. Innerhalb der männlichen Stichprobe wies die Methode HAR2 in beiden berechneten Parametern signifikant geringere Werte auf als die Methoden DAV und SCoRE.

Tabelle 5.13 zeigt die berechneten Parameter des **Hüftwinkelverlaufes**. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Hüftwinkelverläufe in x- und y-Richtung unter 1°, in z-Richtung im Bereich unter 2°.

Bezüglich der x-Koordinate wies die Methode DAV innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE. Innerhalb der weiblichen Stichprobe wies die Methode DAV signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methode SCoRE.

Bezüglich der y-Koordinate lag innerhalb der männlichen Stichprobe der maximale Fehler der Methode DAV signifikant höher als der maximale Fehler der Methoden HAR2 und SCoRE. Innerhalb der weiblichen Stichprobe fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCo-RE.

Bezüglich der z-Koordinate wies die Methode HAR2 innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant geringere Fehler (mean und max) auf als die Methoden DAV und SCoRE. Innerhalb der weiblichen Stichprobe fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE.

Die berechneten Parameter des **Hüftmomentenverlaufes** sind in Tabelle 5.14 aufgeführt. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Hüftmomente im Bereich unter 0,3 $\frac{Nm}{kg}$.

Bezüglich der x-Koordinate wies die Methode DAV innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant höhere Fehler auf als die Methoden SCoRE (mean) und HAR2 (mean und max). Innerhalb der weiblichen Stichprobe traten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE auf. Bezüglich der y-Koordinate (Hüftrotationsmoment) wies die Methode HAR2 innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant geringere Fehler (mean und max) auf als die Methoden DAV und SCoRE. Innerhalb der weiblichen Stichprobe wies die Methode DAV signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE.

Bezüglich der z-Koordinate wies die Methode DAV sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE.

5.4.2 Zügiger Gang

Die berechneten Parameter des **Kniewinkelverlaufes** sind in Tabelle 5.15 aufgeführt. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Kniewinkelverläufe in x- und y-Richtung unter 1°, in z-Richtung im Bereich unter 2°.

Bezüglich x- und y-Koordinaten wies die Methode DAV sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE. Innerhalb der männlichen Stichprobe war der maximale Fehler der Methode HAR2 signifikant geringer als der maximale Fehler der Methoden DAV und SCoRE. Der mittlere Fehler bezüglich der x-Koordinate war innerhalb der männlichen Stichprobe mit der Methode HAR2 signifikant geringer als mit den Methoden DAV und SCoRE.

Bezüglich der z-Koordinate (Flexion / Extension) fand sich innerhalb der weiblichen Stichprobe kein signifikanter Unterschied zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE. Innerhalb der männlichen Stichprobe wies die Methode HAR2 signifikant geringere Fehler (mean und max) auf als die Methoden DAV und SCo-RE.

Tabelle 5.16 zeigt die berechneten Parameter des **Hüftwinkelverlaufes**. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Hüftwinkelverläufe in x- und y-Richtung unter 1°, in z-Richtung im Bereich unter 2°.

Bezüglich der x-Koordinate wies die Methode DAV sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE.

Bezüglich der y-Koordinate lagen innerhalb der männlichen Stichprobe die Fehler (mean und max) der Methode DAV signifikant höher als die der Methode HAR2. Innerhalb der weiblichen Stichprobe fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE.

Tabelle 5.15: Kniewinkel zügiger Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert ± Standardabweichung). ^a: signifikanter Unterschied zu DAV, ^b: signifikanter Unterschied zu HAR2, ^c: signifikanter Unterschied zu SCoRE

		$\Delta_{mean} KW(x) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max} KW(x) \ [^{\circ}]$
DAV	ç ♂	$egin{aligned} 0,5\pm 0,3^{b,c}\ 0,4\pm 0,2^{b,c} \end{aligned}$	$\begin{array}{c} 0,9\pm 0,4^{b,c} \\ 0,7\pm 0,5^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ∽	$\begin{array}{c} 0,2\pm 0,2^{a} \\ 0,1\pm 0,1^{a,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a,c} \end{array}$
SCoRE	♀ ♂	$\begin{array}{c} 0,2\pm 0,1^{a} \\ 0,2\pm 0,1^{a,b} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a}\ 0,3\pm 0,2^{a,b} \end{array}$
		$\Delta_{mean}KW(y)$ [°]	$\Delta_{max}KW(y) \ [^{\circ}]$
DAV	♀ ♂	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,2^{b,c} \ 0,4\pm 0,4^{b,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,7\pm 0,4^{b,c} \\ 0,6\pm 0,5^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ♂	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a,c} \end{array}$
SCoRE	ç ∽	$egin{array}{l} 0,1\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a}\ 0,3\pm 0,2^{a,b} \end{array}$
		$\Delta_{mean} KW(z) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max} KW(z) \ [^{\circ}]$
DAV	ç ♂	$egin{array}{l} 1,3\pm 0,6 \ 1,2\pm 0,5^b \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,9\pm 1,0\\ 1,6\pm 0,5^{b} \end{array}$
HAR2	ç ∽	$\begin{array}{c} 1,2\pm 1,0\\ 0,6\pm 0,5^{a,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,8\pm 1,3\\ 0,8\pm 0,8^{a,c} \end{array}$
SCoRE	♀ ♂	$\begin{array}{c} 1,2\pm 0,9\\ 1,2\pm 0,9^{b} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,8\pm 1,3\\ 1,7\pm 1,2^{b} \end{array}$

AR2, ^c : signifi	: signifikanter Unterschied zu SCoRE				
		$\Delta_{mean}HW(x) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max}HW(x) \ [^{\circ}]$		
DAV	ç o	$\begin{array}{c} 0,4\pm 0,2^{b,c} \\ 0,4\pm 0,3^{b,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,7\pm 0,3^{b,c} \\ 0,6\pm 0,6^{b,c} \end{array}$		
HAR2	ç ∽	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$		
SCOPE	ę	$0,2\pm 0,1^a$	$0,4\pm0,3^a$		

Tabelle 5.16: Hüftwinkel zügiger Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^a: signifikanter Unterschied zu DAV, ^b: signifikanter Unterschied

			<i>intea</i> () []
DAV	ç o ^r	$\begin{array}{c} 0,4\pm 0,2^{b,c} \\ 0,4\pm 0,3^{b,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,7\pm 0,3^{b,c}\ 0,6\pm 0,6^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ♂	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$
SCoRE	ç ♂	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3^{a} \ 0,3\pm 0,2^{a} \end{array}$
		$\Delta_{mean}HW(y) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max}HW(y) \ [^{\circ}]$
DAV	♀ ♂	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,4 \ 0,3\pm 0,3^b \end{array}$	$egin{array}{l} 0,6\pm 0,4 \ 0,5\pm 0,3^b \end{array}$
HAR2	Ç o™	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2 \ 0,1\pm 0,1^a \end{array}$	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3 \ 0,2\pm 0,2^a \end{array}$
SCoRE	ç o™	$\begin{array}{c} 0,2\pm 0,2 \\ 0,2\pm 0,2 \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,3\ 0,3\pm 0,3 \end{array}$
		$\Delta_{mean}HW(z) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max}HW(z)$ [°]
DAV	ç ♂	$\begin{array}{c} 1,3\pm 0,7\\ 1,2\pm 0,5^{b} \end{array}$	$egin{array}{l} 2,0\pm 1,0\ 1,6\pm 0,5^b \end{array}$
HAR2	ç ∽	$\begin{array}{c} 1,2\pm 1,0\\ 0,6\pm 0,5^{a,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,8\pm 1,3\\ 0,8\pm 0,8^{a,c} \end{array}$
SCoRE	ç ♂	$\begin{array}{c} 1,2\pm 0,9 \\ 1,2\pm 0,9^{b} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,8\pm 1,3 \\ 1,6\pm 1,2^{b} \end{array}$

Tabelle 5.17: Hüftmoment zügiger Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^{*a*}: signifikanter Unterschied zu DAV, ^{*b*}: signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{*c*}: signifikanter Unterschied zu SCoRE

		$\Delta_{mean}HM(x) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(x) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç ♂	$\begin{array}{c} 0,06\pm 0,05\\ 0,08\pm 0,05^{b,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0, 13 \pm 0, 09 \ 0, 15 \pm 0, 09^b \end{array}$
HAR2	♀ ♂	$\begin{array}{c} 0,05\pm 0,04 \\ 0,04\pm 0,02^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,10\pm 0,08\\ 0,07\pm 0,04^{a} \end{array}$
SCoRE	♀ ♂	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,03\\ 0,05\pm 0,04^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,09\pm 0,05\\ 0,10\pm 0,09 \end{array}$
		$\Delta_{mean}HM(y) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(y)\left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç ∽	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,01^{b,c} \\ 0,02\pm 0,01 \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,09\pm 0,03^{b,c} \\ 0,06\pm 0,04^{b} \end{array}$
HAR2	♀ ♂	$egin{array}{l} 0,02\pm 0,02^a \ 0,01\pm 0,01^c \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,06\pm 0,05^{a} \\ 0,03\pm 0,02^{a,c} \end{array}$
SCoRE	ç ♂	$\begin{array}{c} 0,02\pm 0,01^{a} \\ 0,03\pm 0,01^{b} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,05\pm 0,03^{a} \\ 0,07\pm 0,04^{b} \end{array}$
		$\Delta_{mean}HM(z) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(z) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç ♂	$\begin{array}{c} 0,17\pm 0,06^{b,c} \\ 0,16\pm 0,06^{b,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,33\pm 0,11^{b,c} \\ 0,29\pm 0,12^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ♂	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,04^{a} \\ 0,04\pm 0,03^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,09\pm 0,07^{a} \\ 0,08\pm 0,05^{a} \end{array}$
SCoRE	ç ♂	$\begin{array}{c} 0,02\pm 0,01^{a} \\ 0,03\pm 0,03^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,05\pm 0,02^{a} \\ 0,07\pm 0,05^{a} \end{array}$

Bezüglich der z-Koordinate wies die Methode HAR2 innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant geringere Fehler (mean und max) auf als die Methoden DAV und SCoRE. Innerhalb der weiblichen Stichprobe fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE.

Die berechneten Parameter des **Hüftmomentenverlaufes** sind in Tabelle 5.17 aufgeführt. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Hüftmomente im Bereich unter $0, 4 \frac{Nm}{ka}$.

Bezüglich der x-Koordinate wies die Methode ĎAV innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant höhere Fehler auf als die Methoden SCoRE (mean) und HAR2 (mean und max). Innerhalb der weiblichen Stichprobe traten keine signifikanten Unterschiede der Methoden DAV, HAR2 und SCoRE auf.

Bezüglich der y-Koordinate (Hüftrotationsmoment) wies die Methode HAR2 innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant geringere Fehler auf als die Methoden DAV (max) und SCoRE (mean und max). Innerhalb der weiblichen Stichprobe wies die Methode DAV signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE.

Bezüglich der z-Koordinate wies die Methode DAV sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE.

5.4.3 Lauf

Die berechneten Parameter des **Kniewinkelverlaufes** sind in Tabelle 5.18 aufgeführt. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Kniewinkelverläufe in x- und y-Richtung unter 1°, in z-Richtung im Bereich unter 2°.

Bezüglich x- und y-Koordinaten wies die Methode DAV sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE. Bezüglich der x-Koordinate war innerhalb der männlichen Stichprobe der maximale Fehler der Methode HAR2 signifikant geringer als der maximale Fehler der Methoden DAV und SCoRE.

Bezüglich der z-Koordinate (Flexion / Extension) fand sich innerhalb der weiblichen Stichprobe kein signifikanter Unterschied zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE. Innerhalb der männlichen Stichprobe wies die Methode HAR2 in beiden berechneten Parametern signifikant geringere Werte auf als die Methode DAV.

Tabelle 5.19 zeigt die berechneten Parameter des **Hüftwinkelverlaufes**. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Hüftwinkelverläufe in x- und y-Richtung unter 1°, in z-Richtung im Bereich unter 2°.

Tabelle 5.18: Kniewinkel Lauf (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^{*a*}: signifikanter Unterschied zu DAV, ^{*b*}: signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{*c*}: signifikanter Unterschied zu SCoRE

		$\Delta_{mean} KW(x) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max} KW(x) \ [^{\circ}]$
DAV	ç ♂	$egin{aligned} 0,6\pm 0,4^{b,c}\ 0,4\pm 0,3^{b,c} \end{aligned}$	$egin{aligned} 0,9\pm 0,5^{b,c} \ 0,6\pm 0,3^{b,c} \end{aligned}$
HAR2	ç ∽	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a,c} \end{array}$
SCoRE	Ç S	$egin{array}{l} 0,1\pm 0,1^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,1^{a} \ 0,3\pm 0,1^{a,b} \end{array}$
		$\Delta_{mean}KW(y)$ [°]	$\Delta_{max}KW(y) \ [^{\circ}]$
DAV	♀ ♂	$\begin{array}{c} 0,4\pm 0,3^{b,c} \\ 0,3\pm 0,3^{b,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,6\pm 0,3^{b,c} \\ 0,5\pm 0,4^{b,c} \end{array}$
HAR2	♀ ♂	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$
SCoRE	ç ♂	$egin{array}{l} 0,1\pm 0,1^{a} \ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$
		$\Delta_{mean}KW(z)$ [°]	$\Delta_{max} KW(z) \ [^{\circ}]$
DAV	ç ♂	$1, 2 \pm 0, 7$ $1, 2 \pm 0, 6^{b}$	$egin{array}{l} 1,7\pm 0,9 \\ 1,5\pm 0,7^b \end{array}$
HAR2	♀ ♂	$\begin{array}{c} 1,0\pm 0,8\\ 0,5\pm 0,5^{a} \end{array}$	$egin{array}{llllllllllllllllllllllllllllllllllll$
SCoRE	♀ ♂	$\begin{array}{c} 1,0\pm 0,7\\ 0,8\pm 0,7 \end{array}$	$egin{array}{l} 1,6\pm 1,1\ 1,4\pm 1,1 \end{array}$

		$\Delta_{mean}HW(x) \ [^{\circ}]$	$\Delta_{max}HW(x) \ [^{\circ}]$
DAV	ç o™	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3^c \ 0,4\pm 0,2^{b,c} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,7\pm 0,3^{b,c}\ 0,5\pm 0,4^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç o™	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2 \ 0,1\pm 0,1^a \end{array}$	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$
SCoRE	ç o™	$\begin{array}{c} 0,2\pm 0,1^{a} \\ 0,1\pm 0,1^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2^{a} \ 0,2\pm 0,1^{a} \end{array}$
		$\Delta_{mean}HW(y)$ [°]	$\Delta_{max}HW(y)$ [°]
DAV	ç o™	$0, 4 \pm 0, 3$ $0, 3 \pm 0, 3$	$egin{array}{l} 0,5\pm 0,4 \ 0,4\pm 0,3^b \end{array}$
HAR2	ç o™	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,2\ 0,1\pm 0,1 \end{array}$	$egin{array}{l} 0,4\pm 0,3 \ 0,2\pm 0,2^a \end{array}$
SCoRE	ç o	$egin{array}{l} 0,2\pm 0,2 \ 0,2\pm 0,1 \end{array}$	$egin{array}{l} 0,3\pm 0,3\ 0,3\pm 0,2 \end{array}$
		$\Delta_{mean}HW(z)$ [°]	$\Delta_{max}HW(z) \ [^{\circ}]$
DAV	ç o™	$egin{array}{llllllllllllllllllllllllllllllllllll$	$egin{array}{l} 1,8\pm 0,9 \ 1,5\pm 0,7^b \end{array}$
HAR2	ç o™	$\begin{array}{c} 1,0\pm 0,9\\ 0,5\pm 0,5^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 1,6\pm 1,2\\ 0,9\pm 0,8^{a} \end{array}$
SCoRE	ç o™	$egin{array}{l} 1,0\pm 0,7\ 0,9\pm 0,7 \end{array}$	$egin{array}{l} 1,6\pm 1,1\ 1,4\pm 1,1 \end{array}$

Tabelle 5.19: Hüftwinkel Lauf (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^a: signifikanter Unterschied zu DAV, ^b: signifikanter Unterschied zu HAR2, ^c: signifikanter Unterschied zu SCoRE

Tabelle 5.20: Hüftmoment Lauf (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^{*a*}: signifikanter Unterschied zu DAV, ^{*b*}: signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{*c*}: signifikanter Unterschied zu SCoRE

		$\Delta_{mean}HM(x) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(x) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç o™	$egin{aligned} 0,09\pm 0,08\ 0,16\pm 0,10^{b,c} \end{aligned}$	$\begin{array}{c} 0,17\pm 0,13\\ 0,29\pm 0,17^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç ♂	$\begin{array}{c} 0,09\pm 0,07 \\ 0,08\pm 0,05^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,15\pm 0,13 \\ 0,14\pm 0,10^{a} \end{array}$
SCoRE	ç o	$\begin{array}{c} 0,08\pm 0,05\\ 0,09\pm 0,07^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0, 14 \pm 0, 10 \\ 0, 17 \pm 0, 13^a \end{array}$
		$\Delta_{mean}HM(y) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(y) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç o™	$egin{array}{l} 0,05\pm 0,03^{b,c}\ 0,05\pm 0,02^b \end{array}$	$\begin{array}{c} 0, 10 \pm 0, 05^{b,c} \\ 0, 10 \pm 0, 05^{b} \end{array}$
HAR2	ç o	$\begin{array}{c} 0,02\pm 0,02^{a} \\ 0,02\pm 0,01^{a,c} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,05\pm 0,04^{a} \\ 0,04\pm 0,02^{a,c} \end{array}$
SCoRE	ç o	$\begin{array}{c} 0,02\pm 0,01^{a} \\ 0,04\pm 0,02^{b} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,02^{a} \\ 0,08\pm 0,05^{b} \end{array}$
		$\Delta_{mean}HM(z) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$	$\Delta_{max}HM(z) \left[\frac{Nm}{kg}\right]$
DAV	ç o	$\begin{array}{c} 0,30\pm 0,12^{b,c}\\ 0,30\pm 0,12^{b,c}\end{array}$	$\begin{array}{c} 0,53\pm 0,19^{b,c} \\ 0,52\pm 0,22^{b,c} \end{array}$
HAR2	ç o	$\begin{array}{c} 0,07\pm 0,05^{a} \\ 0,07\pm 0,05^{a} \end{array}$	$egin{array}{l} 0,13\pm 0,09^a \ 0,13\pm 0,09^a \end{array}$
SCoRE	ç o™	$\begin{array}{c} 0,04\pm 0,02^{a} \\ 0,07\pm 0,06^{a} \end{array}$	$\begin{array}{c} 0,08\pm 0,04^{a} \\ 0,12\pm 0,11^{a} \end{array}$

Bezüglich der x-Koordinate wies die Methode DAV innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE. Innerhalb der weiblichen Stichprobe wies die Methode DAV signifikant höhere Fehler auf als die Methoden HAR2 (max) und SCoRE (mean und max).

Bezüglich der y-Koordinate lag innerhalb der männlichen Stichprobe der maximale Fehler der Methode DAV signifikant höher als der der Methode HAR2. Innerhalb der weiblichen Stichprobe fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE.

Bezüglich der z-Koordinate wies die Methode DAV innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methode HAR2. Innerhalb der weiblichen Stichprobe fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE.

Die berechneten Parameter des **Hüftmomentenverlaufes** sind in Tabelle 5.20 aufgeführt. Wie dieser Tabelle zu entnehmen, lagen die maximalen Fehler der berechneten Hüftmomente im Bereich unter 0,6 $\frac{Nm}{kg}$. Bezüglich der x-Koordinate wies die Methode DAV innerhalb der männlichen

Bezüglich der x-Koordinate wies die Methode DAV innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden SCoRE und HAR2. Innerhalb der weiblichen Stichprobe fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE.

Bezüglich der y-Koordinate (Hüftrotationsmoment) wies die Methode HAR2 innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant geringere Fehler (mean und max) auf als die Methoden DAV und SCoRE. Innerhalb der weiblichen Stichprobe wies die Methode DAV signifikant höhere Fehler (mean und max) auf als die Methoden HAR2 und SCoRE.

Bezüglich der z-Koordinate wies die Methode DAV sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe in beiden berechneten Parametern signifikant höhere Werte auf als die Methoden HAR2 und SCoRE. 5. Ergebnisse

Kapitel 6 Diskussion

Nach Begutachtung der wissenschaftlichen Literatur kann geschlossen werden, dass unter simulierten Versuchsbedingungen die Lage des HGM mittels funktionaler Methoden präziser bestimmt werden kann als es Validierungen prädiktiver Methoden ergeben (Bell *et al.* 1990, Camomilla *et al.* 2006, Ehrig *et al.* 2006, Gamage & Lasenby 2002, Halvorsen *et al.* 1999, Harrington *et al.* 2007, Kirkwood *et al.* 1999, Marchinda *et al.* 1999, Schwartz & Rozumalski 2005). Unklar ist nach aktuellem Forschungsstand, ob in der Anwendung an Probanden funktionale Methoden eine präzisere Lagebestimmung des HGM vornehmen können und somit qualitativ hochwertigere Bewegungsanalysen zulassen als prädiktive Methoden. In der vorliegenden Studie wurden systematisch prädiktive und funktionale Methoden an Probanden angewendet und mittels UprightTM- MRT Aufnahmen validiert. Die Präzision der berechneten HGM Positionen sowie ausgewählte Parameter von aufbauend berechneten Gang- und Laufanalysen wurden ermittelt. Die Daten der untersuchten Stichprobe (12 Frauen, 15 Männer) werden im folgenden diskutiert.

6.1 Zur Methode

Die vorliegende Studie zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes wurde an 12 weiblichen und 15 männlichen Probanden durchgeführt. Da die Probanden jeweils beidseitig untersucht wurden, liegen den ermittelten Daten 24 weibliche und 30 männliche Hüftgelenke zugrunde. Signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede der Präzision bezüglich der Raumdiagonalen prädiktiver Methoden wurden mit einer Power von 0, 58 (Δd_{HAR1}), 0, 82 (Δd_{SEI2}) bzw. 0, 90 (Δd_{BEL1} und Δd_{BEL2}), nachgewiesen (G*Power[©] 2009, Version 3.1.2). Die Stichprobengröße scheint daher ausreichend, um Mittelwertunterschiede beider Populationen zu vergleichen.

Signifikante Unterschiede der Präzision bezüglich der Raumdiagonalen zwischen den Methoden SCoRE und S4 sowie zwischen den Methoden SCoRE und DAV wurden jeweils mit einer Power von 0,99 (φ und σ) berechnet (G*Power[©] 2009, Version 3.1.2). Diesbezüglich scheint die jeweilige Stichprobengröße ebenfalls ausreichend, um Mittelwertunterschiede zwischen den Methoden zu analysieren.

Wie in der Beschreibung der Merkmalsstichprobe (Kapitel 4.2) erläutert, bestehen die Parameter zur Fehlerquantifizierung funktionaler und prädiktiver Methoden jeweils aus Differenzen zu MRT - basierten Werten. Das genutzte UprightTM-MRT ist insbesondere geeignet, um Markerpositionen und somit segmentbezogene Koordinatensysteme in gleicher Position wie bei der Bewegungsanalyse zu erfassen. Aufgrund der stehenden Positionierung der Probanden im UprightTM- MRT sind jedoch Messsequenzen erforderlich, die möglichst kurze Dauer aufweisen, da anderenfalls Bewegungsartefakte zu erwarten sind. Messsequenzen kurzer Dauer wiederum bedingen im allgemeinen eine geringere Bildauflösung bzw. höhere Schichtdicke der getätigten Aufnahmen (Wetzke & Happle 2009).

Die verwendete MRT Sequenz lieferte Aufnahmen einer Schichtdicke von 5 mm und Pixelgröße von 1,6379 mm. Aufgrund der zwei getätigten orthogonalen Aufnahmen stellt lediglich die Pixelgröße einen limitierenden Präzisionsfaktor dar.

Die MRT - Messung des mechanischen Modells zur Quantifizierung des Auswertund Messfehlers lieferte in den einzelnen Raumkoordinaten Fehler zwischen 1, 1 und 1, 9 mm (vgl. Tabelle 5.1, S. 66). Das Zustandekommen dieser Werte ist durch die Pixelgröße der digitalen Aufnahmen zu erklären.

Bedingt durch die Pixelgröße können die einzelnen Koordinaten eines mittels MRT bestimmten Punktes nur im Bereich von $\pm 1,6379$ mm identifiziert werden. Demzufolge sind Aussagen zur Präzision von ermittelten HGM-Koordinaten in x-, y- und z-Koordinaten nur im Bereich von $\pm 1,6379$ mm möglich. In der Raumdiagonalen liegt der Messfehler somit bei $\sqrt{1,6379^2 + 1,6379^2} \approx 3,13$ mm. Der anhand der MRT - Untersuchung des mechanischen Modells gefundene Fehler von 2,8 mm liegt innerhalb dieses Bereichs.

Die Aufnahme der funktionalen Kalibrationsbewegungen, sowie der Gang- und Laufversuche erfolgte mit dem Messsystem Vicon Nexus (Vicon Nexus 1.3.109, © 2009 Vicon Motion Systems Ltd.). Die Messgenauigkeit dieses Systems ist abhängig von der verwendeten Markergröße, sowie von Positionierung und Kalibration der Kameras und läßt sich im Bereich unter 0,2 mm abschätzen (Windolf *et al.* 2008).

In der Literatur wird darauf verwiesen, dass das verwendete Markerset die Präzision funktionaler Lagebestimmung des HGM beeinflusst (Camomilla *et al.* 2006, Cereatti *et al.* 2009). Ergebnissen von Simulationsstudien zufolge sind proximal applizierte Marker zu verwenden, die möglichst geringen Abstand zur HGM-Lage aufweisen (Camomilla *et al.* 2006). In Kadaverstudien hingegen wurden unter Verwendung distal applizierter Marker präzisere HGM - Lageberechnungen gefunden als unter Verwendung weiter proximal gelegener Marker (Cereatti *et al.* 2009). In der vorliegenden Studie wurden zur funktionalen HGM-Lageberechnung insgesamt drei Marker genutzt, die lateral am Oberschenkel und beidseitig auf Höhe der *Femurkondylen* appliziert wurden. Dies entspricht einer vergleichbaren Markerplatzierung wie von Cereatti *et al.* (2009) zur funktionalen Lageberechnung empfohlen. Unter Verwendung dieser drei Marker konnte gewährleistet werden, dass das benötigte Markerset dem Standardset zur Durchführung von Gang- und Laufanalysen entsprach und keine zusätzlichen Marker zur funktionalen HGM-Lageberechnung erforderlich waren.

6.2 Prädiktive Methoden zur Lagebestimmung des HGM

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden acht prädiktive Methoden zur Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes anhand der durchgeführten UprightTM-MRT Untersuchung validiert. Die Ergebnisse dieser Validierungen werden im folgenden diskutiert. Hierbei wird zunächst auf die einzelnen HGM - Bestimmungsmethoden eingegangen. Es folgt eine vergleichende Analyse der acht Methoden, sowie die Betrachtung systematischer Unterschiede zwischen den Geschlechtergruppen.

Die Methode BEL1, bestehend aus der Berechnungsvorschrift

$$x = -0, 22 * BB$$
$$y = -0, 30 * BB$$
$$z = 0, 36 * BB$$

wurde von Bell und Mitarbeitern (1989) aus Durchschnittswerten einer geschlechtsgemischten Stichprobe (16 φ , 15 σ) entwickelt. Die Autoren fanden in der vertikalen Komponente der Berechnungsvorschrift unterschiedliche Durchschnittswerte für die untersuchten Frauen und Männer: innerhalb der weiblichen Stichprobe lag die durchschnittliche Position des HGM 29% der Beckenbreite distal zum Ursprung des Koordinatensystems, innerhalb der männlichen Stichprobe hingegen 31%. Um Vergleichbarkeit zu weiteren Veröffentlichungen zu gewährleisten, wurde in der vorliegenden Arbeit die von den Autoren angegebene durchschnittliche Berechnungsvorschrift validiert, die 30% der Beckenbreite als vertikale Koordinate zugrunde legt.

Basierend auf dieser Berechnungsvorschrift wurden mittlere Fehler der vertikalen Komponente von 14,9 ± 8,6 mm (φ) und 8,4 ± 7,5 mm (σ) gefunden. Werden die geschlechtsspezifischen prozentualen Anteile zugrunde gelegt, ergeben sich in der hier untersuchten Stichprobe mittlere Fehler der vertikalen Komponente von 17,8 ± 9,6 mm (φ) und 5,8 ± 8,5 mm (σ). Innerhalb der weiblichen Stichprobe ergibt sich somit eine (statistisch signifikante) Verschlechterung bei Berücksichtigung der geschlechtsspezifischen Berechnungsvorschrift nach Bell *et al.* (1989). Innerhalb der in der vorliegenden Arbeit untersuchten männlichen Stichprobe wird bei Berücksichtigung der geschlechtsspezifischen Berechnungsvorschrift nach Bell *et al.* (1989) eine (statistisch signifikante) Verbesserung der vertikalen HGM-Komponente erzielt.

Es lässt sich vermuten, dass sich die weiblichen Stichproben der vorliegenden Studie und der von Bell *et al.* (1989) durchgeführten Untersuchung systematisch anatomisch unterscheiden, bzw. die Stichprobengrößen nicht groß genug sind, um die zugrunde liegende Population zu repräsentieren. Von einigen Autoren (Leardini *et al.* 1999, Seidel *et al.* 1995) wird berichtet, dass das anatomische Maß der Beckenbreite in der vertikalen Komponente eine geringe Korrelation mit der Lage des HGM aufweist. Dies könnte ebenfalls zur Erklärung der konträren Ergebnisse der vorliegenden Arbeit und der Studie von Bell *et al.* (1989) beitragen.

Die oben genannte Berechnungsvorschrift der Methode BEL1 wurde von verschiedenen Autoren validiert (siehe Tabelle 2.2 auf Seite 15). Die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Fehlerangaben (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67) stellen Ergänzungen zu den bereits veröffentlichten Angaben dar. Die Fehlerangaben der vorliegenden Arbeit geben Aufschluss über die Richtung des durchschnittlichen Fehlers in den einzelnen Koordinaten. Da die Fehlerangaben der Methode BEL1 in Tabelle 2.2 auf Absolutbeträgen beruhen, sind die Werte nicht unmittelbar mit den Fehlerangaben der vorliegenden Arbeit zu vergleichen.

Die Methode BEL2 unterscheidet sich mit der Berechnungsvorschrift

$$x = -0, 19 * BB$$
$$y = -0, 30 * BB$$
$$z = 0, 36 * BB$$

lediglich in der x-Koordinate von der Methode BEL1. Entwickelt wurde diese Berechnungsvorschrift aus Durchschnittswerten von sieben männlichen Probanden, deren Becken anhand von zwei orthogonalen Röntgenaufnahmen vermessen wurden.

In der vorliegenden Arbeit wurden signifikante Unterschiede in der Präzision bezüglich der x-Koordinate zwischen den Methoden BEL1 und BEL2 gefunden: die Methode BEL1 schätzte die Lage des HGM in der untersuchten männlichen und weiblichen Stichprobe systematisch zu weit posterior, die Methode BEL2 schätzte die Lage des HGM in der untersuchten männlichen und weiblichen Stichprobe systematisch zu weit anterior.

Dies läßt sich durch die zu Bell *et al.* (1989, 1990) unterschiedlichen Durchschnittswerte der vorliegenden Studie erklären. In der vorliegenden Untersuchung läßt sich die durchschnittliche Lage des HGM basierend auf dem anatomischen Maß der Beckenbreite mit den Berechnungsvorschriften

$$x = -0, 20 * BB$$
$$y = -0, 33 * BB$$
$$z = 0, 35 * BB$$

für die männliche Stichprobe und

$$x = -0, 20 * BB$$
$$y = -0, 36 * BB$$
$$z = 0, 37 * BB$$

für die weibliche Stichprobe beschreiben.

Die veröffentlichten Validierungen der Methoden BEL1 und BEL2 (siehe Tabelle 2.2 auf Seite 15) lassen sich aufgrund der identischen Berechnungsvorschrift in y- und z-Koordinaten wechselseitig übertragen. Die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Fehlerangaben (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67) stellen Ergänzungen zu den bereits veröffentlichten Angaben dar. Die Fehlerangaben von Leardini *et al.* (1999) beruhen auf identisch berechneten Parametern wie die Fehlerangaben der vorliegenden Arbeit und lassen sich somit unmittelbar vergleichen. Die Fehlerangaben von Leardini und Mitarbeitern wurden innerhalb einer männlichen Stichprobe gewonnen, unterscheiden sich jedoch in allen drei Koordinaten von den Fehlerangaben der männlichen Stichprobe der vorliegenden Arbeit. Dies läßt sich durch individuelle anatomische Unterschiede zwischen den Probanden der untersuchten Stichproben erklären und verdeutlicht, dass prädiktive Methoden aufgrund der einheitlichen Berechnungsvorschrift im Einzelfall stets eine fehlerhafte Abschätzung der HGM-Lage darstellen.

Wie die Methoden BEL1 und BEL2 basieren die Methoden HIC und SEI2 in ihrer Berechnungsvorschrift in allen drei Koordinaten auf dem anatomischen Maß der Beckenbreite.

Die Methode HIC gibt die Berechnungsvorschrift

$$x = -0,22 * BB$$
$$y = -0,38 * BB$$
$$z = 0,37 * BB$$

zur Lagebestimmung des HGM an. Diese Methode wurde aus Durchschnittswerten von neun Probanden anhand einer sonographischen Untersuchung gewonnen. Neben der geringen Stichprobenzahl ist die von den Autoren berichtete hohe Variabilität der individuellen prozentualen Anteile der Beckenbreite in der Berechnungsvorschrift hervorzuheben. Die Autoren beschreiben in der vertikalen Komponente (y) einen Durchschnittswert von 38 % bei einem Minimum von 30 % und Maximum von 45 % der Beckenbreite. Die Abweichung von 8 % entspricht bei einer Beckenbreite von 25 cm einem Fehler in der Lageberechnung des HGM von 2 cm.

		Mittelwert $[\%]$	Minimum [%]	Maximum [%]
x	ç o	$-20 \\ -20$	$-26 \\ -24$	$-15 \\ -15$
y	ç o ^r	$-36 \\ -33$	$-44 \\ -40$	$-29 \\ -26$
z	ç o	$\frac{37}{35}$	31 28	43 40

Tabelle 6.1: Prozentuale Anteile (Mittelwert, Minimum und Maximum) der Beckenbreite zur Lagebestimmung des HGM in den x-, y- und z-Koordinaten der vorliegenden Untersuchung

In der vorliegenden Arbeit wurden vergleichbar hohe Abweichungen in den prozentualen Anteilen der Beckenbreite zur Lageberechnung des HGM in den einzelnen Koordinaten gefunden (siehe Tabelle 6.1).

Diese beträchtlichen individuellen Abweichungen erklären die hohen Standardabweichungen in den ermittelten Fehlern (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67).

In der weiblichen Stichprobe der vorliegenden Arbeit wurden in der z-Koordinate identische Durchschnittswerte gefunden wie in Methode HIC beschrieben. Hieraus resultiert der durchschnittliche Fehler von 0,1 mm (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67). Die Standardabweichung dieses Durchschnittswertes von 8,6 mm zeigt jedoch die hohen individuellen Schwankungen, so dass sich im Einzelfall auch mit dieser Berechnungsvorschrift beträchtliche Fehler ergeben können.

Die Methode SEI2, die anhand von Durchschnittswerten aus einer Vermessung von 65 (35 φ , 30 σ) Kadaverhüften gewonnen wurde, umfasst die Berechnungsvorschrift

$$x = -0, 24 * BB$$
$$y = -0, 30 * BB$$
$$z = 0, 36 * BB$$

Die Autoren selbst geben aus der von ihnen untersuchten Stichprobe durchschnittliche Fehler von $4,9 \pm 3,4$ mm, $7,5 \pm 5,6$ mm und $5,8 \pm 4,2$ mm in den einzelnen Koordinaten an (siehe Tabelle 2.3 auf Seite 20). In der vorliegenden Untersuchung ergab die Validierung der Methode SEI2 durchschnittliche Fehler von $-9,6 \pm 8,3$ mm, $14,9 \pm 8,6$ mm und $-2,3 \pm 8,5$ mm in der weiblichen Stichprobe und $-9,7 \pm 6,3$ mm, $8,4 \pm 7,5$ mm und $2,4 \pm 7,4$ mm in der männlichen Stichprobe (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67).

Die Fehlerangaben aus der Studie von Seidel *et al.* (1995) beruhen auf Absolutbeträgen der Differenz aus berechneter und gemessener HGM-Lage. In der vorliegenden Arbeit wurde nicht der Absolutbetrag, sondern die Differenz aus berechneter und gemessener HGM-Lage zur Fehlerquantifizierung einer Berechnungsvorschrift herangezogen. Der Absolutbetrag wurde in der vorliegenden Arbeit nicht gewählt, um Aufschluss über die Richtung des Fehlers in den einzelnen Koordinaten zu erlangen. Diese Information geht bei Berechnung des Absolutbetrages verloren. Die unterschiedlichen Berechnungsmethoden zur Fehlerquantifizierung in der vorliegenden Arbeit und in der Studie von Seidel *et al.* (1995) begründen eine nur bedingte Vergleichbarkeit der Fehlerangaben beider Studien.

Die Methode DAV bezieht neben der Beckenbreite die anatomischen Maße Beinlänge und X_{dis} (= anterior-posteriore Komponente der Distanz zwischen SIAS und HGM in der Sagittalebene, die anhand einer klinischen Untersuchung gemessen werden oder über die Gleichung $X_{dis} = 0,1288*BL-48,56$ abgeschätzt werden kann) ein. Die Berechnungsvorschrift, die anhand von Röntgenaufnahmen von 25 Becken entwickelt wurde, lautet:

$$x = -0,95 * X_{dis} + 0,031 * BL - 4$$
$$y = -0,31 * X_{dis} - 0,096 * BL + 13$$
$$z = 0,5 * BB - 0,055 * BL + 7$$

In veröffentlichten Studien geringer Probandenzahl (n = 8 Harrington *et al.* 2007, n = 11 Leardini *et al.* 1999) werden für die Methode DAV durchschnittliche Fehler von 21 ± 7 mm in der Raumdiagonalen und bis zu $16, 5 \pm 10, 2$ mm in den einzelnen Koordinaten berichtet (vgl. Tabelle 5.2 auf Seite 67). Die vorliegende Arbeit weist in einer größeren Stichprobe mit einer Fehlerangabe von $19, 6 \pm 6, 9$ mm (\mathfrak{P}) bzw. $20, 1 \pm 6, 0$ mm (\mathfrak{S}) in der Raumdiagonalen ähnliche Werte auf wie in der Literatur aus kleineren Stichproben berichtet. Die von Leardini *et al.* (1999) gefundenen Fehlerangaben in den einzelnen Koordinaten deuten darauf hin, dass die Methode DAV die Lage des HGM systematisch zu weit anterior, inferior und medial schätzt. In der vorliegenden Arbeit wurden mit diesen Ergebnissen übereinstimmende Resultate sowohl in der männlichen als auch in der weiblichen Stichprobe nachgewiesen.

Die Methode HAR1 beruht auf den anatomischen Maßen Beckenbreite, Beckentiefe und Beinlänge und besteht aus der Berechnungsvorschrift

$$x = -0, 24 * BT - 9, 9$$
$$y = -0, 16 * BB - 0, 04 * BL - 7, 1$$
$$z = 0, 28 * BT + 0, 16 * BB + 7, 9.$$

Diese wurde anhand einer MRT Untersuchung von acht Erwachsenen $(3 \, \varphi, 5 \, \sigma)$ und 24 Kindern entwickelt. Die von den Autoren berichteten Fehlerschätzungen von 5 mm (anterior-posterior), 4 mm (inferior-superior) und 4 mm (lateral-medial) beruhen auf einer Leave-One-Out-Kreuzvalidierung und sind somit nicht unmittelbar mit den Fehlerquantifizierungen der vorliegenden Arbeit (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67) vergleichbar.

Die untersuchten Stichproben der vorliegenden Arbeit und der Untersuchung von Harrington *et al.* (2007) unterscheiden sich systematisch in Alter und Geschlecht. Die in Harrington *et al.* (2007) untersuchte Stichprobe besteht aus Kindern und Erwachsenen beider Geschlechtergruppen. In der Validierung verschiedener prädiktiver Methoden (BEL2, DAV) finden die Autoren ähnliche Ergebnisse für die untersuchten Kinder und Erwachsenen, wobei keine Trennung nach Geschlecht vorgenommen wird. In der vorliegenden Studie wurden aufgrund anatomischer Gegebenheiten Männer und Frauen getrennt untersucht.

Die von Harrington *et al.* (2007) aus derselben Stichprobe (8 Erwachsene, 24 Kinder) entwickelte Methode HAR2 besteht aus der Berechnungsvorschrift

$$x = -0,24 * BT - 9,9$$
$$y = -0,30 * BB - 10,9$$
$$z = 0,33 * BB + 7,3.$$

Diese Methode stammt aus der Berechnung einer einfachen linearen Regression. Fehlerquantifizierungen dieser Berechnungsvorschrift werden von den Autoren nicht angegeben. In der vorliegenden Studie wurde die Methode in geschlechtshomogenen Stichproben validiert. Die Fehler in den einzelnen Koordinaten (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67) unterschieden sich in allen drei Koordinaten signifikant zwischen den Geschlechtergruppen. Der Fehler in der Raumdiagonalen ($13, 6 \pm 6, 4$ mm φ , $10, 5 \pm 5, 3$ mm σ) ist im Vergleich zu Fehlern anderer prädiktiver Methoden gering, obwohl die Methode anhand einer systematisch von der vorliegenden Untersuchung abweichenden Stichprobe gewonnen wurde. Die Methode LEA, bestehend aus der Berechnungsvorschrift

$$x = -0,31 * BT$$
$$y = -0,096 * BL$$
$$z = 0.38 * BB$$

wurde über Regressionsgleichungen in einer geschlechtshomogenen Gruppe $(n = 11 \sigma^{*})$ entwickelt. Fehlerabschätzungen werden von den Autoren nicht angegeben. In der vorliegenden Arbeit wurde die Methode LEA sowohl in einer männlichen als auch in einer weiblichen Stichprobe validiert. Die Fehler in den einzelnen Koordinaten (siehe Tabelle 5.2 auf Seite 67) unterschieden sich in allen drei Koordinaten signifikant zwischen den Geschlechtergruppen.

Da die Methode LEA aus einer männlichen Stichprobe entwickelt wurde, wären zunächst in der untersuchten männlichen Stichprobe der vorliegenden Arbeit geringere Fehler zu erwarten als in der untersuchten weiblichen Stichprobe. Dies trifft jedoch lediglich auf den Fehler der x-Koordinate (antero-posteriore Komponente) zu. Die Fehler der y-Koordinate (superior-inferior) unterschieden sich in ihrer Richtung, dahingehend, dass für die weiblichen Probanden der berechnete HGM durchschnittlich zu weit superior lag und für die männlichen Probanden durchschnittlich zu weit inferior. Die Berechnungsformel der y-Koordinate beruht auf dem anatomischen Maß Beinlänge. In den Daten der vorliegenden Studie wurde keine signifikante Korrelation ($r = -0, 20 \, \sigma$, $r = -0, 25 \, \varrho$) zwischen Beinlänge und y-Koordinate des HGM gefunden. Weiterhin zeigte sich innerhalb der männlichen Stichprobe (verglichen mit den weiblichen Probanden) eine signifikant höhere Beinlänge. Diese Resultate erklären die zu weit inferior bzw. superior liegende HGM-Lageschätzung innerhalb der männlichen bzw. weiblichen Stichprobe.

Bezüglich der z-Koordinate wurden in der vorliegenden Arbeit signifikant geringere Fehler innerhalb der weiblichen Stichprobe gefunden, was anhand der Durchschnittswerte der hier untersuchten Stichproben (37% $BB \varphi$, 35% $BB \sigma$, siehe Tabelle 6.1 auf Seite 94) und der Berechnungsformel (38 % BB) zu erklären ist. Der Fehler in der Raumdiagonalen unterschied sich nicht signifikant zwischen den Geschlechtergruppen. Dies ergibt sich als logische Konsequenz aus den Ergebnissen bezüglich der einzelnen Koordinaten: geringere Fehler innerhalb der männlichen Stichprobe bezüglich der x-Koordinate, betragsmäßig vergleichbare Fehler beider Geschlechtergruppen bezüglich der y-Koordinate, sowie geringere Fehler innerhalb der weiblichen Stichprobe bezüglich der z-Koordinate.

Alle untersuchten prädiktiven Methoden weisen eine fehlerhafte Abschätzung der HGM-Lage auf. Als wesentliche Fehlerquellen sind die jeweiligen Berechnungsvorschriften, sowie die Präzision von Markerplatzierung und anatomischen Messungen in Betracht zu ziehen. Die Markerplatzierung wurde in der vorliegenden Studie bei allen Probanden von derselben Person vorgenommen, um interindividuelle Schwankungen in der Markerplatzierung zu vermeiden. Methodischen Studien zufolge besteht eine intra-Versuchsleiter bessere Wiederholbarkeit der Markerplatzierung verglichen mit der inter-Versuchsleiter Wiederholbarkeit (Della Croce *et al.* 1997); dennoch können Differenzen im Bereich von 1 bis 1,5 cm zwischen Markerplatzierung und anatomischem Punkt auftreten (Sangeux & Baker 2008).

Die der prädiktiven Berechnung zugrunde liegenden anatomischen Maße wurden aus der mittels Vicon Nexus[©] aufgenommenen Standreferenzmessung als Differenzen der jeweiligen Markerpositionen ermittelt. Somit fließen eventuelle Ungenauigkeiten der Markerplatzierung in der vorliegenden Arbeit in die Erfassung der anatomischen Maße ein.

Aufgrund der festgelegten Berechnungsvorschriften prädiktiver Methoden werden individuelle anatomische Gegebenheiten, insbesondere Hüftasymmetrien, nicht berücksichtigt. In der vorliegenden Untersuchung beliefen sich Hüftasymmetrien auf 12, $1 \pm 7,9$ mm innerhalb der weiblichen Stichprobe und $9,0 \pm 4,4$ mm innerhalb der männlichen Stichprobe. Die gefundenen Werte sind vergleichbar mit Angaben zu durchschnittlichen Hüftasymmetrien anderer Studien von 6,0 bis 12,6 mm (Harrington *et al.* 2007, Leardini *et al.* 1999). Diese Asymmetrien in der Lage des rechten und linken Hüftgelenkmittelpunktes tragen in allen untersuchten prädiktiven Methoden zu den Fehlern in der HGM-Lageberechnung bei.

Im Vergleich der prädiktiven Methoden werden in beiden Stichproben die präzisesten Ergebnisse bezüglich der Raumdiagonalen mit der Methode HAR2 erzielt. Die gefundenen Fehler (10, 5 \pm 5, 3 mm σ , 13, 6 \pm 6, 4 mm φ) sind signifikant geringer als die Fehler der Methoden DAV, HIC, SEI2 (σ) bzw. BEL1, SEI2 (φ). Dennoch liegen die gefundenen Fehler der Methode HAR2 in der HGM-Lagebestimmung über 1 cm, was als tolerable Fehlerschwelle genannt wurde (vgl. Kapitel 3).

Bei Betrachtung der einzelnen Koordinaten wurden die durchschnittlich präzisesten Ergebnisse beider Stichproben mit unterschiedlichen Methoden erzielt. Tabelle 6.2 listet die geringsten Fehler der einzelnen Koordinaten unter Angabe der zugrunde liegenden Berechnungsmethode auf.

Tabelle 6.2: Geringste Fehler (Mittelwert \pm Standardabweichung) prädiktiver Methoden für weibliche und männliche Probanden

	$\Delta x \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta y \; [\mathrm{mm}]$	$\Delta z [{ m mm}]$
ç o [™]	$2,5 \pm 7,7 \text{ (BEL2)} -1,9 \pm 4,4 \text{ (HAR1/HAR2)}$	$3,5 \pm 7,9 (LEA) -2,5 \pm 7,5 (HAR2)$	$0, 1 \pm 8, 6$ (HIC) $2, 0 \pm 7, 2$ (HAR2)

Wie Tabelle 6.2 zu entnehmen, stellte die Methode HAR2 für die männliche

Stichprobe in allen drei Koordinaten die Methode mit den durchschnittlich geringsten Abweichungen von der tatsächlichen HGM-Lage dar. Innerhalb der weiblichen Stichprobe wiesen die Methoden BEL2 (x-Koordinate), LEA (y-Koordinate) und HIC (z-Koordnate) die durchschnittlich präzisesten HGM-Lageberechnungen der einzelnen Koordinaten auf. Bei der Fehleranalyse der einzelnen Koordinaten ist zu beachten, dass bei der Berechnung der Fehlerwerte $(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ keine Absolutbeträge ermittelt wurden, sondern die jeweiligen Differenzen betrachtet werden. Diese geben Aufschluss über die Richtung des Fehlers, d.h. ob die HGM-Lage in den einzelnen Koordinaten überschätzt oder unterschätzt wird. Die Parameter $\Delta x, \Delta y$ und Δz als Mittelwerte über die Probanden geben somit Aufschluss darüber, ob eine Berechnungsmethode in den einzelnen Koordinaten systematische Fehler in eine Richtung beinhaltet. Ein nahe bei Null liegender Wert von $\Delta x, \Delta y$ oder Δz zeigt somit eine durchschnittliche Übereinstimmung der berechneten HGM-Lage mit der tatsächlichen Lage des HGM. Zu beachten sind jedoch die Standardabweichungen, die Aufschluss darüber geben, in welchem Maß die individuellen Werte um den Mittelwert schwanken. Wie Tabelle 6.2 zu entnehmen ist, weisen auch die Methoden mit geringen durchschnittlichen Fehlern hohe Standardabweichungen auf, so dass im Einzelfall mit diesen Methoden beträchtliche Fehler in der HGM-Lageberechnung auftreten.

Im Vergleich der beiden Geschlechtergruppen sind für jede untersuchte prädiktive Methode geschlechtsspezifische Unterschiede in der Präzision der HGM - Lagebestimmung festzustellen (vgl. Tabelle 5.3 auf Seite 68). Insbesondere auffällig sind die geschlechtsspezifischen Ergebnisse bezüglich der z-Koordinate (lateralmedial). Bei allen acht prädiktiven Methoden sind die Parameter Δz in der weiblichen Stichprobe kleiner als in der männlichen Stichprobe, d.h. die Lage des HGM wird bei den weiblichen Probanden systematisch weiter medial geschätzt als bei den männlichen Probanden. Diese Unterschiede sind für sechs der acht Methoden signifikant. Die sechs Methoden, die die HGM-Lage bei den untersuchten Frauen signifikant weiter medial schätzen als bei den untersuchten Männern sind genau die Methoden, die in der z-Koordinate die Beckenbreite als einziges anatomisches Maß einbeziehen (BEL1, BEL2, HAR2, HIC, LEA und SEI2).

Da das weibliche Becken im Verhältnis zu anderen anatomischen Maßen breiter ist als das männliche Becken, wäre zunächst ein gegenteiliges Ergebnis zu erwarten: bei einer prozentualen Berechnung der HGM-Lage aus der Beckenbreite wird bei größeren Werten der Beckenbreite im verwendeten Koordinatensystem der berechnete Wert in z-Richtung weiter lateral liegen. In den untersuchten Stichproben unterschieden sich jedoch die prozentualen Anteile der Beckenbreite, die die durchschnittliche HGM-Lage in z-Richtung beschreiben: in der weiblichen Stichprobe lag der durchschnittliche HGM auf 37% der Beckenbreite, in der männlichen Stichprobe hingegen auf 35% der Beckenbreite (vgl. Tabelle 6.1 auf Seite 94). Da also im Durchschnitt der untersuchten Stichproben der weibliche HGM im Verhältnis zur Beckenbreite weiter lateral lag als der männliche, läßt sich erklären, daß bei identischer Berechnungsformel in der weiblichen Stichprobe systematisch die HGM-Lage weiter medial geschätzt wurde als in der männlichen Stichprobe.

Bezüglich der Präzision in der Raumdiagonalen (Δd) traten signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtergruppen für die Methoden BEL1, BEL2, HAR1 und SEI2 auf. Alle diese signifikanten Unterschiede kennzeichnen präzisere Ergebnisse der jeweiligen Methode innerhalb der männlichen Stichprobe (verglichen mit der weiblichen Stichprobe). Bezogen auf die Methode BEL1 könnten die höheren Fehler innerhalb der weiblichen Stichprobe damit in Verbindung gebracht werden, dass die Berechnungsvorschrift anhand einer männlicher Stichprobe entwickelt wurde und durchschnittliche Werte männlicher Probanden aufweist, die sich systematisch von der weiblichen Anatomie unterscheiden.

Die Methoden BEL2, HAR1 und SEI2 hingegen wurden in geschlechtsgemischten Stichproben ermittelt, so dass die Berechnungsvorschriften nicht speziell der männlichen Anatomie angepaßt wurden. In den Stichproben der vorliegenden Arbeit wurden bei den weiblichen Probanden höhere Maße an Hüftasymmetrien gefunden als bei den männlichen Probanden $(12, 1 \pm 7, 9 \text{ mm } \wp, 9, 0 \pm 4, 4 \text{ mm } \circ)$. Dies jedoch wirkt sich nicht auf den Mittelwert der Präzision, sondern auf die Standardabweichung aus. Die höheren Fehler innerhalb der weiblichen Stichprobe könnten auf systematische anatomische Unterschiede zwischen den Stichproben der vorliegenden Arbeit und den Stichproben der Studien, aus denen die Methoden entwickelt wurden, zurück zu führen sein.

6.3 Funktionale Methoden zur Lagebestimmung des HGM

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden zwei funktionale Methoden zur Lageberechnung des Hüftgelenkmittelpunktes anhand der durchgeführten UprightTM-MRT Untersuchung validiert. Die Ergebnisse dieser Validierungen werden im folgenden diskutiert. Hierbei wird zunächst auf die Validierung beider Methoden am mechanischen Modell eingegangen. Es folgt eine vergleichende Analyse der Validierung beider Methoden in Personenstichproben. Abschließend werden Präzision und Anwendbarkeit von funktionalen und prädiktiven Methoden gegenübergestellt.

Zur Validierung von Präzision und Anwendbarkeit funktionaler Methoden zur Lagebestimmung des HGM wurden in der vorliegenden Untersuchung eine Transformationstechnik und eine sphere-fit Technik implementiert. Die implementierte Transformationstechnik SCoRE beinhaltet die Minimierung der Funktion

$$f_{SCoRE}(\vec{c_1}, \vec{c_2}) = \sum_{i=1}^{n} \left\| R_i \vec{c_1} + \vec{t_i} - (S_i \vec{c_2} + \vec{d_i}) \right\|^2$$
(6.1)

- $\vec{c_1}$ Lage des HGM im beckenbezogenen Koordinatensystem,
- $\vec{c_2}$ Lage des HGM im femurbezogenen Koordinatensystem,
- $(R_i, \vec{t_i})$ Transformation zum Zeitpunkt *i* vom beckenbezogenen in das globale Koordinatensystem (i = 1, ..., n),
- $(S_i, \vec{d_i})$ Transformation zum Zeitpunkt *i* vom femurbezogenen in das globale Koordinatensystem (i = 1, ..., n).

Als Schätzwert der HGM-Lage wurde das arithmetische Mittel

$$\vec{\bar{c}} = \frac{1}{2}(\vec{c_1} + \vec{c_2}) \tag{6.2}$$

nach geeigneter Koordinatentransformation berechnet (vgl. Kapitel 4.6.4).

Die Fehler der Methode SCoRE bei Anwendung am mechanischen Modell (als Differenz aus berechnetem Drehzentrum \vec{c} und nach Konstruktion bekannter Lage des Drehzentrums) lagen in den einzelnen Koordinaten betragsmäßig unter 0,7 mm, der Fehler in der Raumdiagonalen unter 1 mm (vgl. Tabelle 5.8 auf Seite 70).

Zur Lageberechnung des Drehzentrums wurde das Modell manuell in einer "star-arc" Bewegung geführt. Der ausgeführte Bewegungsumfang betrug 109° in der Sagittalebene und 52° in der Frontalebene. Bei vergleichbarem Bewegungsumfang (randomisierte simulierte Bewegungen im Umfang zwischen 45° und 90°) werden aus Simulationsstudien Fehler im Bereich von 1 mm angegeben (Ehrig et al. 2006). Diese Fehlerangaben aus Simulationstests stimmen mit den am mechanischen Modell gefundenen Ergebnissen der vorliegenden Studie überein. Es kann davon ausgegangen werden, dass eine Fehlerschwelle von 1 mm auch unter optimalen Bedingungen (hoher Bewegungsumfang, keine Artefakte durch Hautverschiebung) nicht wesentlich zu unterschreiten ist.

Die implementierte sphere-fit Technik S4 beinhaltet die Minimierung der Funktion

$$f_{S4}(\vec{c}, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left(\|\vec{p}_{ij} - \vec{c}\|^2 - r_j^2 \right)^2$$
(6.3)

 \vec{c} Drehzentrum (= HGM)

- m Anzahl der Marker
- n Anzahl der Zeitpunkte
- $\vec{p_{ij}}$ Marker
position des j-ten Markers $(j=1,\ldots,m)$ zum i-ten Zeitpunk
t $(i=1,\ldots,n)$
- r_j Radius der Sphäre, auf der sich der *j*-te Marker bewegt $(r_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|\vec{p_{ij}} \vec{c}\|)$ $(j = 1, \dots, m)$

Die Fehler der Methode S4 bei Anwendung am mechanischen Modell (als Differenz aus berechnetem Drehzentrum \vec{c} und nach Konstruktion bekannter Lage des Drehzentrums) lagen in den einzelnen Koordinaten, sowie in der Raumdiagonalen betragsmäßig unter 0,4 mm (vgl. Tabelle 5.8 auf Seite 70). Veröffentlichte Studien berichten aus Tests an starren mechanischen Modellen Fehler zwischen < 1 und 5 mm (Camomilla *et al.* 2006, Cereatti *et al.* 2009, Mac Williams 2008). Den höheren Fehlerangaben bis zu 5 mm liegen Untersuchungen im Bewegungsumfang von durchschnittlich 51, 9° (Flexion) und 27, 3° (Abduktion) zugrunde. Im Zuge der vorliegenden Arbeit wurde die Lage des Drehzentrums aus einer "stararc" Bewegung mit 109° Bewegungsumfang in der Sagittalebene und 52° Bewegungsumfang in der Frontalebene berechnet. Die geringeren Fehler der vorliegenden Arbeit könnten auf den ausgeführten höheren Bewegungsumfang zurück zu führen sein. Die Literatur verweist auf starke Verbesserung der Präzision der Methoden S4 und SCoRE ab einem Bewegungsumfang von 45° (Ehrig *et al.* 2006).

In der Anwendung am mechanischen Modell lieferte die Methode S4 mit 0,4 mm Fehler in der Raumdiagonalen präzisere Ergebnisse als die Methode SCoRE mit 0,9 mm Fehler. Da für jede Methode nur eine Lageberechnung des Drehzentrums durchgeführt wurde, kann im Rahmen der vorliegenden Arbeit keine Aussage über Wiederholbarkeit und statistisch signifikante Unterschiede in der Präzision beider Methoden am mechanischen Modell getroffen werden. Eine Präzision von < 1 mm wurde jedoch von beiden Methoden erreicht, so dass aufgrund der Validierung am mechanischen Modell beide Methoden zur Durchführung von Bewegungsanalysen als hinreichend präzise anzusehen sind.

In der Anwendung an Probanden ergab die Validierung der Methoden SCo-RE und S4 deutlich höhere Fehlerwerte als in der Anwendung am mechanischen Modell.

Die Methode S4 wies in den einzelnen Koordinaten durchschnittliche Fehler im Bereich von -14, 1 bis 12,5 mm auf. Die durchschnittlichen Fehler bezüglich der Raumdiagonalen lagen bei 19, $2\pm7, 2$ mm innerhalb der weiblichen Stichprobe und 21, $8\pm9, 6$ mm innerhalb der männlichen Stichprobe (vgl. Tabelle 5.9 auf Seite 71). Weder in den einzelnen Koordinaten noch bezüglich der Raumdiagonalen waren statistisch signifikante Unterschiede in der Präzision der Methode S4 zwischen männlicher und weiblicher Stichprobe zu verzeichnen.

Die Methode SCoRE wies in den einzelnen Koordinaten durchschnittliche Fehler im Bereich von -7, 1 bis 6,8 mm auf. Die durchschnittlichen Fehler bezüglich der Raumdiagonalen lagen bei 10,8±5,2 mm innerhalb der weiblichen Stichprobe und 13,1±6,6 mm innerhalb der männlichen Stichprobe (vgl. Tabelle 5.9 auf Seite 71). Weder in den einzelnen Koordinaten noch bezüglich der Raumdiagonalen waren statistisch signifikante Unterschiede in der Präzision der Methode SCoRE zwischen männlicher und weiblicher Stichprobe zu verzeichnen.

Der Vergleich zu den am mechanischen Modell gefundenen geringen Fehlerwerten beider Methoden (< 1 mm) läßt darauf schließen, dass systematische Unterschiede zwischen mechanischem Modell und Personenstichprobe existieren, die erheblichen Einfluss auf die Präzision der implementierten funktionalen Methoden nehmen. Mehrere Faktoren (z.B. verwendetes Markerset, Bewegungsartefakte durch Hautverschiebung, Anzahl aufgenommener Bilder, ausgeführte Kalibrationsbewegung, Bewegungsumfang) könnten hier von Bedeutung sein und sollen im folgenden diskutiert werden.

Das Markerset betreffend wurde das mechanische Modell so konstruiert, dass die Markerpositionen durchschnittlichen Abständen der simulierten anatomischen Punkte entsprechen. Die simulierte Beckenbreite des Modells betrug 240 mm, die simulierte Beckentiefe 200 mm und der simulierte Abstand von LSIPS und RSIPS 100 mm. Im Unterschied zu den auf anatomischen Punkten an Probanden applizierten Markern lagen die Verbindungslinien der simulierten SIAS-Marker und der simulierten SIPS-Marker des mechanischen Modells nach Konstruktion parallel. Die symmetrische Konstruktion der vier simulierten Beckenmarker entspricht im allgemeinen nicht den anatomischen Gegebenheiten. Da jedoch aus den aufgenommenen Markerpositionen sowohl für das mechanische Modell als auch für jeden einzelnen Probanden die gemessenen Daten in ein orthogonales beckenbezogenes Koordinatensystem transformiert wurden, sind keine wesentlichen Fehler aufgrund asymmetrisch applizierter Marker zu erwarten, sofern die Annahme getroffen wird, dass diese auf einem starren Körper appliziert sind.

Diese Annahme jedoch wird bei Verwendung von auf der Hautoberfläche applizierten Markern stark verletzt. Bedingt durch Weichteilbewegungen und Hautverschiebung bei Bewegungen sind Artefakte bis zu 3 cm zu erwarten (Cappozzo *et al.* 1996). Für beide implementierten funktionalen Methoden wurden segmentbezogene Koordinatensysteme aus den aufgenommenen Markerpositionen bestimmt. Die durch Hautverschiebung verursachten Markerbewegungen haben somit erheblichen Einfluss auf die Richtungen der Achsen der segmentbezogenen Koordinatensysteme. Die Methode S4 beruht als sphere-fit Technik weiterhin auf der Annahme, dass der Radius der Sphäre, auf der sich ein Femurmarker bewegt, konstant bleibt. Diese Annahme wird aufgrund von Hautverschiebungen und nachfolgend verursachter Markerbewegungen ebenfalls verletzt.

Es scheint plausibel, dass durch Hautverschiebung bedingte Artefakte die Präzision der funktionalen Methoden erheblich beeinflussen. Um Hautverschiebungen am Knie möglichst gering zu halten, wurden die Probanden bei Aufnahme der funktionalen Kalibrationsbewegung angewiesen, das Knie des Schwungbeines gestreckt zu halten. Bei Ausführung der "star-arc" Bewegung trat eine rms-Kniebeugung von 7, 4 ± 3, 4° (φ) und 8, 7 ± 4, 1° (σ) auf. Um den Einfluss der Kniebeugung auf die Präzision der implementierten funktionalen Methoden zu analysieren, wurden Korrelationen zwischen rms-Kniebeugung und Fehlerwerten der ermittelten HGM-Lage berechnet. Signifikante Korrelationen traten für die Parameter Δx_{S4} innerhalb der männlichen Stichprobe und Δd_{SCoRE} innerhalb der weiblichen Stichprobe auf (vgl. Tabelle 6.3 auf Seite 104 und Tabelle 5.11 auf Seite 73).

		KB(z)	HRoM(z)	HRoM(x)
Δx_{S4}	ç o	_	_	+
Δy_{S4}	ç ♂			_
Δz_{S4}	ç ∿			
Δd_{S4}	ç o™			+
Δx_{SCoRE}	ç o™		_	_
Δy_{SCoRE}	ç o™			_
Δz_{SCoRE}	ç ♂			
Δd_{SCoRE}	Ç ♂	+		

Tabelle 6.3: signifikante Korrelationen zwischen Kniebeugung bzw. Hüftbewegungsumfang und Fehlern der HGM-Lagebestimmung funktionaler Methoden

Auffällig erscheint, dass sich die signifikanten Korrelationen von rms - Kniebeugung und Fehlerwerten der berechneten HGM-Lage zwischen den Geschlechtergruppen unterschieden. Innerhalb der männlichen Stichprobe trat eine signifikant negative Korrelation der Parameter KB(z) und Δx_{S4} auf, d.h. je höher das Ausmaß an Kniebeugung, desto geringer war der Fehler der Methode S4 in x-Richtung (anterior-posterior). Dies erscheint zunächst widersprüchlich, da durch die stärkere Kniebeugung höhere Artefakte durch Hautverschiebung zu erwarten sind. Jedoch trat innerhalb der männlichen Stichprobe eine signifikant positive Korrelation zwischen den Parametern KB(z) und HRoM(z) auf, d.h. bei bei stärkerer Kniebeugung wurde ein höherer Bewegungsumfang im Hüftgelenk ausgeführt. Zwischen den Parametern HRoM(z) und Δx_{S4} zeigte sich in der männlichen Stichprobe ebenfalls eine signifikant negative Korrelation, d.h. je höher der Hüftbewegungsumfang in z-Richtung (Flexion-Extension), desto geringer war der Fehler der Methode S4 in x-Richtung (antero-posterior). Dies erscheint plausibel, da bei höherem Bewegungsumfang die Präzision funktionaler Methoden verbessert werden kann (Camomilla et al. 2006, Ehrig et al. 2006).

Wie Tabelle 5.10 auf Seite 72 zu entnehmen, lag der ausgeführte Bewegungsumfang des Hüftgelenkes in der Sagittalebene (HRoM(z)) innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant höher als innerhalb der männlichen Stichprobe (bei nichtsignifikanten Unterschieden im Ausmaß der Kniebeugung). Dies könnte auf höhere Beweglichkeit der weiblichen Probanden zurück zu führen sein. Die systematischen Unterschiede in der Ausführung der funktionalen Kalibrationsbewegung zwischen den Geschlechtergruppen könnten zur Erklärung der verschiedenartigen Korrelationen von Bewegungsumfängen und HGM-Fehlerwerten zwischen beiden Stichproben beitragen.

Die negativen Korrelationen zwischen Hüftbewegungsumfang und Fehlerwerten der Methoden S4 und SCoRE, die in beiden Stichproben auftreten (vgl. Tabelle 6.3 auf Seite 104), könnten darauf zurück geführt werden, dass bei höherem Bewegungsumfang mehr Punkte unterschiedlicher Richtungen zur HGM - Lageberechnung zur Verfügung stehen und somit die Präzision funktionaler Methoden verbessert wird.

Positive Korrelationen zwischen Hüftbewegungsumfang und Fehlerwerten der funktionalen Methoden treten ausschließlich innerhalb der weiblichen Stichprobe und der Methode S4 auf. Dies könnte darauf zurück zu führen sein, dass bei den weiblichen Probanden aufgrund eines höheren Anteils an Unterhautfettgewebe bei höherem Bewegungsumfang stärkere Hautverschiebungen auftreten als innerhalb der männlichen Stichprobe. Ein höheres Ausmaß an Bewegungsartefakten kann zu den höheren Fehlern in der HGM-Lageberechnung führen.

Dass für die Methode SCoRE keine positiven Korrelationen zwischen Hüftbewegungsumfang und Fehlerwerten der berechneten HGM-Lage auftreten, könnte mit der beidseitigen Approximation der HGM-Lage dieser Methode zusammenhängen. Es scheint plausibel, dass bei beidseitiger Näherung die Methode robuster gegenüber Bewegungsartefakten ist. Dies wird in der Literatur von einigen Autoren angegeben (Ehrig *et al.* 2006), andere Studien hingegen (Cereatti *et al.* 2009) weisen auf geringere Störungsanfälligkeit der Methode S4 hin.

Die Anzahl der aufgenommenen Bilder der funktionalen Kalibrationsbewegung lag bei der Messung des mechanischen Modells (4451 Bilder) höher als in den durchschnittlichen Daten der Versuchspersonen (3586 Bilder). Da jedoch in der Literatur keine weitere Verbesserung funktionaler Methoden bei der Erhöhung der aufgenommenen Bilder von 500 auf 1000 Bilder gefunden werden konnte (Camomilla *et al.* 2006), ist davon auszugehen, dass dieser Unterschied die deutlich präziseren Ergebnisse des mechanischen Modells nicht verursacht. Die in der Literatur empfohlene Grenze von 500 Bildern (Camomilla *et al.* 2006) wurde bei keiner Versuchsperson unterschritten.

Sowohl am mechanischen Modell als auch in den Personenstichproben wurden die funktionalen Methoden anhand einer "star-arc" Bewegung angewendet. Der Bewegungsumfang in der Sagittalebene lag mit 109° in der Anwendung am mechanischen Modell höher als in den Personenstichproben (95, 5° (φ) bzw. 88, 5° (σ)). In der Literatur wird auf nur geringfügige Verbesserungen der Präzision im Bewegungsumfang zwischen 45° und 90° verwiesen (Ehrig *et al.* 2006), so dass es unwahrscheinlich scheint, dass der höhere Bewegungsumfang des Modells den gravierenden Unterschied in der Präzision zwischen Modell und Personenstichprobe verursacht.

Im Vergleich der Methoden SCoRE und S4 in der Anwendung an Probanden traten signifikante Unterschiede in den Fehlerwerten aller drei Koordinaten, sowie bezüglich der Raumdiagonalen auf (vgl. Tabellen 5.4 – 5.7 auf Seiten 69 – 70). Die Lage des Hüftgelenkmittelpunktes wurde durchschnittlich mit der Methode S4 zu weit anterior, inferior und lateral geschätzt. Die Methode SCoRE bestimmte die Lage des HGM durchschnittlich zu weit posterior und superior (vgl. Tabelle 5.9 auf Seite 71). Der mathematische Hintergrund der Methoden S4 und SCoRE läßt keine Anhaltspunkte erkennen, dass die entgegengesetzten Ergebnisse beider Methoden auf einem systematischen Effekt beruhen.

Bezüglich der z-Koordinate wurden mit der Methode SCoRE nur minimale durchschnittliche Fehler erreicht ($-0, 5 \text{ mm } \varphi, -0, 2 \text{ mm } \sigma$). Die Standardabweichungen von 4,9 bzw. 5,3 mm lassen erkennen, dass im Einzelfall höhere Fehler auftreten. Die maximalen Fehler in lateral-medialer Richtung lagen mit der Methode SCoRE bezüglich der z-Koordinate bei -10, 7 mm innerhalb der weiblichen Stichprobe und 14,0 mm innerhalb der männlichen Stichprobe.

Während die Methode S4 bei Anwendung am mechanischen Modell präzisere Ergebnisse lieferte als die Methode SCoRE, wies die Methode SCoRE bei Anwendung in Personenstichproben signifikant geringere Fehler in der dreidimensionalen Lageberechnung des HGM auf. Die präziseren Ergebnisse der Methode SCoRE in der Anwendung an Versuchspersonen könnte auf geringere Störungsanfälligkeit der Transformationstechnik zurück zu führen sein. In Simulationsstudien zeigte sich die Fehleranfälligkeit der Methode SCoRE gegenüber randomisierten Artefakten geringer als die der Methode S4 (Ehrig *et al.* 2006). Auch aus *ex vivo* - Untersuchungen wurde eine geringere Störungsanfälligkeit von Transformationstechniken im Vergleich zu sphere-fit Techniken berichtet (Lopomo *et al.* 2010). Möglicherweise können Bewegungsartefakte durch die beidseitige Näherung der Methode SCoRE besser kompensiert werden als es anhand einer sphere-fit Technik möglich ist. Durch Bewegungsartefakte wird bei der sphere-fit Technik zusätzlich zu Verzerrungen des segmentbezogenen Koordinatensystems die Annahme verletzt, dass sich Femurmarker mit konstantem Abstand um den HGM bewegen. Dies könnte eine höhere Störungsanfälligkeit der Methode S4 gegenüber Bewegungsartefakten nach sich ziehen.

In der Anwendung der Methoden S4 und SCoRE an 4 Kadavern (mit vergleichbarem Markerset und funktionaler Kalibrationsbewegung wie in der vorliegenden Studie) wurden präzisere Ergebnisse der Methode S4 gefunden (Cereatti *et al.* 2009). Es ist anzunehmen, dass ein passives Bewegen der Präparate zu geringeren Artefakten durch Hautverschiebung führt als das aktive Ausführen einer funktionalen Kalibrationsbewegung mit unterschiedlichen Kontraktionszuständen der Muskulatur. Daher könnten die präziseren Ergebnisse der Methode S4 in *ex-vivo* Studien aufgrund geringer vorhandener Hautbewegung mit den Ergebnissen am mechanischen Modell der vorliegenden Studie korrespondieren.

Als Startwert des jeweiligen Minimierungsproblems wurde für beide implementierten Methoden die nach HAR2 geschätzte HGM-Lage verwendet. Der durchschnittliche Fehler in der dreidimensionalen HGM-Lageberechnung der Methode HAR2 belief sich auf 13,6 mm innerhalb der weiblichen Stichprobe und 10,5 mm innerhalb der männlichen Stichprobe.

Keine der beiden funktionalen Methoden erzielte eine signifikante Verbesserung dieses Startwertes. Die Fehler der dreidimensionalen Lageschätzung der Methode S4 waren innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant höher als die der Methode HAR2, d.h. es wurde eine signifikante Verschlechterung des Startwertes erzielt. Mit durchschnittlich 2 cm fehlerhafter Berechnung der dreidimensionalen HGM-Lage scheint die Methode S4 in der implementierten Form kaum geeignet, um Anwendung in Bewegungsanalysen zu finden. Die Methode SCoRE wies signifikant geringere Fehler auf als die Methode S4, die angestrebte Fehlerschwelle von 1 cm wurde jedoch nicht unterschritten ($\Delta d_{SCoRE} = 10, 8 \text{ mm}$ (φ), $\Delta d_{SCoRE} = 13, 1 \text{ mm}$ (σ)) und es wurden keine signifikanten Verbesserungen des Startwertes nach HAR2 erreicht. Eine Verbesserung der funktionalen Methoden könnte durch die Anwendung von Optimierungsverfahren zur Kompensation von Bewegungsartefakten erzielt werden. In der Literatur werden verschiedene Optimierungsverfahren beschrieben, die durch Hautverschiebung verursachte Markerbewegungen rechnerisch minimieren (Chiari *et al.* 2005, Leardini *et al.* 2005, Lu & Connor 1999). Durch die Implementierung eines solchen Verfahrens sind Verbesserungen in der funktionalen HGM-Lageberechnung zu erwarten, da die Annahme, Segmente als starre Körper zu betrachten, nach der Minimierung von Bewegungsartefakten deutlich geringer verletzt wird.

In der vorliegenden Arbeit wurde auf die Implementierung von Optimierungsverfahren zur Kompensation von Bewegungsartefakten verzichtet, um den Einfluss von Bewegungsartefakten auf die Präzision funktionaler Methoden quantifizieren zu können. Dieser scheint erheblich zu sein, wie der Ergebnisvergleich von mechanischem Modell und Personenstichprobe belegt. In welchem Ausmaß die Präzision funktionaler Methoden durch die Anwendung von Optimierungsverfahren zur Kompensation von Bewegungsartefakten gesteigert werden kann, bleibt zu überprüfen.

Im Vergleich zu den analysierten prädiktiven Methoden wurden anhand der funktionalen HGM-Berechnungen keine signifikanten Verbesserungen in der dreidimensionalen Lageschätzung des Hüftgelenkmittelpunktes erzielt. Sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe stellte die Methode HAR2 die präziseste prädiktive Methode dar. Die durchschnittlichen Fehler dieser Methode beliefen sich bezüglich der Raumdiagonalen auf $13, 6 \pm 6, 4$ mm innerhalb der weiblichen Unt $10, 5 \pm 5, 3$ mm innerhalb der männlichen Stichprobe.

Die Methode SCoRE, die in der Anwendung an Personenstichproben signifikant präzisere Ergebnisse lieferte als die Methode S4, wies durchschnittliche Fehler von $10, 8\pm 5, 2$ mm innerhalb der weiblichen und $13, 1\pm 6, 6$ mm innerhalb der männlichen Stichprobe in der dreidimensionalen HGM-Lageberechnung auf. In keiner der beiden Stichproben wurden signifikante Unterschiede der dreidimensionalen Fehler der Methoden SCoRE und HAR2 gefunden.

Dennoch scheint die Methode SCoRE der Methode HAR2 unter bestimmten Voraussetzungen überlegen. In der Fehlerberechnung der einzelnen Koordinaten traten für die Methode HAR2 in allen drei Koordinaten signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede auf. Bei Anwendung der Methode SCoRE wurden keine geschlechtsspezifischen Unterschiede gefunden. Zur Anwendung in geschlechtsgemischten Stichproben scheint daher die Methode SCoRE besser geeignet als die Methode HAR2.

Bezüglich der Methode SCoRE besteht weiteres Verbesserungspotential durch die Anwendung von Optimierungsverfahren zur rechnerischen Minimierung von Bewegungsartefakten. Potentielle Verbesserungsmöglichkeiten prädiktiver Metho-
den liegen in der Entwicklung einer neuen Berechnungsvorschrift. Da prädiktive Methoden jedoch stets Durchschnittswerte einer Stichprobe darstellen, sind aufgrund interindividueller anatomischer Unterschiede keine wesentlichen Verbesserungen der Präzision bei Entwicklung einer neuen prädiktiven Berechnungsvorschrift zu erwarten.

Im Zuge funktionaler HGM-Lageberechnung ist die Aufnahme einer Kalibrationsbewegung erforderlich. Bei Probanden mit stark eingeschränkter Beweglichkeit der unteren Extremität könnte dies Schwierigkeiten bereiten, so dass in diesem Falle ggf. die Verwendung der Methode HAR2 besser geeignet scheint als die Anwendung der Methode SCoRE.

Bei funktionaler Lageberechnung des HGM sind im Vergleich zur prädiktiven Lageschätzung aufwendigere Berechnungen erforderlich, jedoch werden geschlechtsspezifisch systematische Fehler durch funktionale HGM-Lageberechnung umgangen. Da die Methoden HAR2 und SCoRE in der implementierten Form als vergleichbar präzise anzusehen sind und für die funktionale Lageberechnung weiteres Verbesserungspotential besteht, scheint im Sinne einer universellen Anwendbarkeit die Methode SCoRE den prädiktiven Methoden überlegen.

6.4 Effektgrößen des Methodenvergleiches

Um Aufschluss über die Effekte der betrachteten HGM-Bestimmungsmethoden zu gewinnen, wird im folgenden Kapitel ein Vergleich der acht prädiktiven und zwei funktionalen Methoden vorgenommen, der auf der Berechnung von Effektgrößen beruht. Diese werden in den Tabellen 6.4 bis 6.11 auf den Seiten 110 bis 113 dargestellt. Die Berechnung der Effektgrößen für signifikant unterschiedliche Parameter erlaubt eine Quantifizierung des statistisch nachgewiesenen Unterschiedes.

Im folgenden werden auch für nicht signifikant unterschiedliche Parameter Effektgrößen dargestellt und diskutiert. Dies bietet Aufschluss über mögliche Effekte der HGM-Bestimmungsmethoden, die aufgrund der Stichprobenzahl der vorliegenden Studie nicht signifikant nachgewiesen wurden.

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		$0, 9^{*}$	$1,9^{*}$	0, 1	0, 1	0, 0	0, 4	0, 6	$1, 4^*$	0, 2
BEL2	$0, 9^{*}$		$1,0^{*}$	$1, 1^{*}$	$1, 1^*$	$0,9^{*}$	$1, 4^*$	$1,5^{*}$	0, 4	$1, 3^{*}$
DAV	$1,9^{*}$	$1,0^{*}$		$2, 1^*$	$2, 1^*$	$1,9^{*}$	$2, 4^*$	$2, 4^*$	0,7	$2, 4^*$
HAR1	0, 1	$1, 1^*$	$2, 1^*$		0,0	0, 1	0, 4	0, 6	$1, 6^{*}$	0, 2
HAR2	0, 1	$1, 1^*$	$2, 1^*$	0, 0		0, 1	0, 4	0, 6	$1, 6^{*}$	0,2
HIC	0, 0	$0, 9^{*}$	$1,9^{*}$	0, 1	0, 1		0, 4	0, 6	$1, 4^*$	0, 2
LEA	0, 4	$1, 4^*$	$2, 4^*$	0, 4	0, 4	0, 4		0, 2	$2,0^{*}$	0, 3
SEI2	0, 6	$1, 5^{*}$	$2, 4^*$	0, 6	0, 6	0, 6	0, 2		$2,0^{*}$	0, 5
S4	$1, 4^{*}$	0,4	0,7	$1, 6^{*}$	$1, 6^{*}$	$1, 4^{*}$	$2,0^{*}$	$2,0^{*}$		$2,0^{*}$
SCoRE	0, 2	$1, 3^{*}$	$2, 4^*$	0, 2	0, 2	0, 2	0, 3	0, 5	$2,0^{*}$	

Tabelle 6.4: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der x-Koordinate (Δx) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

Tabelle 6.5: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der y-Koordinate (Δy) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		0,0	$2, 2^*$	0, 4	$1, 3^{*}$	$2, 2^*$	$1, 4^*$	0, 0	$3,7^{*}$	$1, 3^{*}$
BEL2	0, 0		$2, 2^*$	0, 4	$1, 3^{*}$	$2, 2^*$	$1, 4^*$	0, 0	$3,7^{*}$	$1, 3^{*}$
DAV	$2, 2^*$	$2, 2^*$		$1, 8^{*}$	0,9	0, 1	0,9	$2, 2^*$	$1, 3^{*}$	$1, 2^*$
HAR1	0, 4	0, 4	$1,8^{*}$		0,9	$1,8^{*}$	$1,0^{*}$	0, 4	$3, 3^{*}$	0, 9
HAR2	$1, 3^{*}$	$1, 3^{*}$	0,9	0, 9		$1,0^{*}$	0, 1	$1, 3^{*}$	$2, 3^{*}$	0, 1
HIC	$2, 2^*$	$2, 2^*$	0, 1	$1, 8^{*}$	$1,0^{*}$		$0,9^{*}$	$2, 2^*$	$1, 1^*$	$1, 2^{*}$
LEA	$1, 4^*$	$1, 4^*$	0,9	$1,0^{*}$	0, 1	$0,9^{*}$		$1, 4^*$	$2, 3^*$	0, 2
SEI2	0, 0	0,0	$2, 2^*$	0, 4	$1, 3^{*}$	$2, 2^*$	$1, 4^*$		$3,7^{*}$	$1, 3^{*}$
S4	$3,7^{*}$	$3,7^{*}$	$1, 3^*$	$3, 3^{*}$	$2, 3^*$	$1, 1^*$	$2, 3^*$	$3,7^{*}$		$2,9^{*}$
SCoRE	$1, 3^{*}$	$1, 3^{*}$	$1, 2^*$	0, 9	0, 1	$1, 2^*$	0, 2	$1, 3^{*}$	$2,9^{*}$	

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		0,0	0,8	$1, 3^{*}$	0,0	0, 3	0,6	0,0	$1,8^{*}$	0, 3
BEL2	0,0		0,8	$1, 3^*$	0,0	0, 3	0,6	0,0	$1,8^*$	0,3
DAV	0,8	0,8		$2, 2^*$	0,8	$1, 1^*$	$1, 4^*$	0,8	$2,8^*$	$1, 2^{*}$
HAR1	$1, 3^{*}$	$1, 3^{*}$	$2, 2^*$		$1, 4^*$	$1,0^{*}$	0,7	$1, 3^{*}$	0, 3	$1, 4^{*}$
HAR2	0,0	0,0	0,8	$1, 4^*$		0, 3	0,6	0,0	$1,9^{*}$	0, 3
HIC	0, 3	0, 3	$1, 1^*$	$1,0^{*}$	0, 3		0, 3	0, 3	$1,5^{*}$	0, 1
LEA	0, 6	0, 6	$1, 4^*$	0,7	0, 6	0, 3		0, 6	$1, 1^*$	0, 4
SEI2	0,0	0,0	0,8	$1, 3^{*}$	0,0	0, 3	0,6		$1,8^{*}$	0,3
S4	$1, 8^*$	$1, 8^*$	$2, 8^*$	0,3	$1,9^{*}$	$1,5^{*}$	$1, 1^*$	$1,8^{*}$		$2, 3^{*}$
SCoRE	0, 3	0, 3	$1, 2^*$	1,4*	0, 3	0, 1	0, 4	0, 3	$2, 3^{*}$	

Tabelle 6.6: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der z-Koordinate (Δz) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

Tabelle 6.7: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der Raumdiagonalen (Δd) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		0, 1	0, 1	0,3	$1,0^{*}$	0,8	0,8	0,3	0, 1	$1,5^{*}$
BEL2	0, 1		0, 0	0, 2	0,9	0,7	0,7	0,3	0, 1	$1, 4^{*}$
DAV	0, 1	0, 0		0, 2	0,9	0,7	0,7	0, 4	0, 1	$1, 4^{*}$
HAR1	0,3	0, 2	0, 2		0,7	0,6	0, 6	0, 5	0, 1	$1, 2^{*}$
HAR2	$1,0^{*}$	0, 9	0, 9	0,7		0, 1	0, 2	$1, 3^{*}$	0, 8	0,5
HIC	0, 8	0,7	0, 7	0, 6	0, 1		0, 1	$1, 1^{*}$	0,7	0,5
LEA	0, 8	0,7	0, 7	0, 6	0, 2	0, 1		$1, 1^{*}$	0,7	0, 7
SEI2	0,3	0,3	0, 4	0,5	$1, 3^{*}$	$1, 1^*$	$1, 1^*$		0, 4	$1,9^{*}$
S4	0, 1	0, 1	0, 1	0, 1	0,8	0,7	0,7	0, 4		$1, 3^{*}$
SCoRE	$1, 5^{*}$	$1, 4^*$	$1, 4^{*}$	$1, 2^{*}$	0, 5	0, 5	0,7	$1,9^{*}$	$1, 3^*$	

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		$1, 3^*$	$2, 2^*$	0, 5	0, 5	0, 0	0, 1	$0, 8^{*}$	$1,5^{*}$	0, 4
BEL2	$1, 3^{*}$		$1,0^{*}$	$1,0^{*}$	$1,0^{*}$	$1, 3^{*}$	$1,6^{*}$	$2, 1^*$	0, 3	$1,8^{*}$
DAV	$2, 2^*$	$1,0^{*}$		$2, 1^*$	$2, 1^*$	$2, 2^*$	$2, 6^{*}$	$3,0^{*}$	0,6	$2,7^{*}$
HAR1	0, 5	$1,0^{*}$	$2, 1^*$		0,0	0, 5	0,7	$1, 4^{*}$	$1, 2^*$	$1,0^{*}$
HAR2	0, 5	$1,0^{*}$	$2, 1^*$	0, 0		0, 5	0,7	$1, 4^{*}$	$1, 2^*$	$1,0^{*}$
HIC	0, 0	$1, 3^{*}$	$2, 2^*$	0, 5	0, 5		0, 1	$0, 8^{*}$	$1,5^{*}$	0, 4
LEA	0, 1	$1, 6^{*}$	$2,6^{*}$	0,7	0,7	0, 1		0, 9	$1,7^{*}$	0, 4
SEI2	$0, 8^{*}$	$2, 1^*$	$3,0^{*}$	$1, 4^{*}$	$1, 4^*$	$0, 8^{*}$	0,9		$2, 2^*$	0, 4
S4	$1, 5^{*}$	0, 3	0, 6	$1, 2^{*}$	$1, 2^*$	$1,5^{*}$	$1,7^{*}$	$2, 2^{*}$		$1,9^{*}$
SCoRE	0, 4	$1,8^{*}$	$2,7^{*}$	$1,0^{*}$	$1,0^{*}$	0, 4	0, 4	0, 4	$1,9^{*}$	

Tabelle 6.8: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der x-Koordinate (Δx) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

Tabelle 6.9: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der y-Koordinate (Δy) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		0, 0	$2,9^{*}$	0, 5	$1,5^{*}$	$2,6^{*}$	$1,8^{*}$	0, 0	$2, 4^*$	0, 2
BEL2	0, 0		$2,9^{*}$	0, 5	$1,5^{*}$	$2,6^{*}$	$1,8^{*}$	0, 0	$2, 4^*$	0, 2
DAV	$2,9^{*}$	$2,9^{*}$		$2,6^{*}$	$1, 4^*$	0, 1	$1, 4^*$	$2,9^{*}$	0, 1	$2,6^{*}$
HAR1	0, 5	0,5	$2,6^{*}$		$1, 1^*$	$2, 3^{*}$	$1, 4^*$	0, 5	$2, 2^*$	0, 2
HAR2	$1, 5^{*}$	$1, 5^{*}$	$1, 4^*$	$1, 1^{*}$		$1, 2^*$	0, 2	$1,5^{*}$	$1, 3^{*}$	$1, 2^{*}$
HIC	$2,6^{*}$	$2, 6^{*}$	0, 1	$2, 3^{*}$	$1, 2^*$		$1, 2^*$	$2,6^{*}$	0, 2	$2, 4^*$
LEA	$1,8^{*}$	$1, 8^{*}$	$1, 4^*$	$1, 4^{*}$	0,2	$1, 2^*$		$1,8^{*}$	$1, 2^*$	$1,5^{*}$
SEI2	0, 0	0, 0	$2,9^{*}$	0,5	$1,5^{*}$	$2,6^{*}$	$1,8^{*}$		$2, 4^*$	0, 2
S4	$2, 4^*$	$2, 4^*$	0, 1	$2, 2^*$	$1, 3^*$	0, 2	$1, 2^*$	$2, 4^*$		$2, 2^*$
SCoRE	0, 2	0, 2	$2,6^{*}$	0, 2	$1, 2^*$	$2, 4^*$	$1,5^{*}$	0, 2	$2, 2^*$	

Tabelle 6.10: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der z-Koordinate (Δz) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		0,0	$1,0^{*}$	$1,1^{*}$	0, 1	0, 3	0,7	0,0	$1,6^{*}$	0, 4
BEL2	0,0		$1,0^{*}$	$1,1^*$	0, 1	0, 3	0,7	0,0	$1,6^*$	0, 4
DAV	$1,0^{*}$	$1,0^{*}$		$2,1^*$	$1,0^{*}$	$1, 3^*$	$1,6^*$	$1,0^{*}$	$2,6^*$	0, 8
HAR1	$1, 1^*$	$1, 1^*$	$2, 1^*$		$1, 2^*$	0,7	0, 4	$1, 1^*$	0, 4	$1,7^{*}$
HAR2	0, 1	0, 1	$1,0^{*}$	$1, 2^*$		0, 4	0,8	0, 1	$1,7^*$	0,3
HIC	0, 3	0, 3	$1, 3^{*}$	0,7	0, 4		0, 3	0, 3	$1, 2^*$	0, 8
LEA	0,7	0,7	$1, 6^{*}$	0, 4	0,8	0, 3		0,7	0,8	1, 2
SEI2	0,0	0,0	$1,0^{*}$	$1,1^*$	0, 1	0, 3	0,7		$1,6^*$	0,4
S4	$1, 6^*$	$1,6^*$	$2, 6^*$	0, 4	$1,7^{*}$	$1, 2^*$	0,8	$1,6^{*}$		$2,5^{*}$
SCoRE	0, 4	0, 4	0, 8	$1,7^{*}$	0,3	0, 8	$1, 2^*$	0, 4	$2,5^{*}$	

Tabelle 6.11: Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der Raumdiagonalen (Δd) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte.

	BEL1	BEL2	DAV	HAR1	HAR2	HIC	LEA	SEI2	S4	SCoRE
BEL1		0, 1	1, 0	0,0	0,9	0, 2	0, 3	0, 4	$0,9^{*}$	0,3
BEL2	0, 1		$1, 1^{*}$	0,1	0, 8	0,3	0, 2	0, 5	$1,0^{*}$	0, 2
DAV	1, 0	$1, 1^*$		0,9	$1,7^{*}$	0, 5	$1, 2^*$	0, 6	0, 2	$1, 1^{*}$
HAR1	0, 0	0, 1	0, 9		0, 8	0, 2	0, 3	0, 4	$0,9^{*}$	0,3
HAR2	0, 9	0, 8	$1,7^{*}$	0,8		$0, 8^{*}$	0, 5	$1, 2^{*}$	$1,5^{*}$	0,4
HIC	0, 2	0, 3	0, 5	0, 2	$0, 8^{*}$		0, 4	0, 1	0, 6	0,4
LEA	0,3	0, 2	$1, 2^*$	0, 3	0,5	0, 4		0, 7	$1, 1^*$	0, 0
SEI2	0, 4	0, 5	0, 6	0, 4	$1, 2^*$	0, 1	0,7		0, 6	0,7
S4	$0, 9^{*}$	$1,0^{*}$	0, 2	$0,9^{*}$	$1,5^{*}$	0, 6	$1, 1^*$	0, 6		$1, 1^{*}$
SCoRE	0,3	0, 2	$1, 1^*$	0, 3	0, 4	0, 4	0,0	0,7	$1, 1^*$	

Wie den Tabellen 6.4 bis 6.11 auf den Seiten 110 bis 113 zu entnehmen, weisen alle statistisch signifikanten Unterschiede einen hohen Effekt ($\geq 0, 8$) auf. Sowohl die HGM-Berechnungen in den einzelnen Koordinaten, als auch die Präzision bezüglich der Raumdiagonalen zeigt demzufolge eine starke Abhängigkeit der zugrunde liegenden Berechnungsmethode.

Auch bezüglich Parametern, zwischen denen in der vorliegenden Untersuchung keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen wurden, treten mittlere ($\approx 0, 5$), vereinzelt sogar hohe ($\geq 0, 8$) Effekte zutage. Der Beleg dieser Effekte durch statistisch signifikante Unterschiede erfordert eine Erhöhung der zugrunde liegenden Stichprobengröße. Um einen Effekt von 0,8 auf einem Signifikanzniveau von 5% mit einer Power von 80% mittels Varianzanalyse statistisch belegen zu können, ist eine Stichprobengröße von n = 40 erforderlich (G*Power[©] 2009, Version 3.1.2). Diese Stichprobengröße wurde in der vorliegenden Untersuchung nicht erreicht. Die gefundenen hohen Effekte deuten auch in Parametern, zwischen denen keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen wurden, auf starke Abhängigkeit der HGM-Berechnungen von der zugrunde liegenden Methode hin.

6.5 Fehlerauswirkungen auf Gang- und Laufanalysen

Zur Quantifizierung der Auswirkungen fehlerhafter HGM - Lagebestimmung wurden im Rahmen der vorliegenden Arbeit Gang- und Laufanalysen auf der Basis unterschiedlich berechneter Hüftgelenkmittelpunkte durchgeführt. Kniewinkel, sowie und Hüftwinkel und -momente von Gang und Lauf wurden für die Methoden DAV, HAR2 und SCoRE berechnet und mit den entsprechenden Winkeln bzw. Momenten auf der Basis des mittels MRT bestimmten HGM verglichen. Die Ergebnisse dieses Vergleichs werden im folgenden diskutiert. Hierbei wird zunächst auf die berechneten Parameter der Winkelverläufe von Knie- und Hüftgelenk eingegangen. Es folgt die Betrachtung der Auswirkungen fehlerhafter HGM - Lagebestimmung auf berechnete Hüftmomente.

Zur Quantifizierung der Auswirkungen fehlerhafter HGM - Lagebestimmung auf berechnete **Kniewinkel** wurden die Parameter $\Delta_{mean}KW$ und $\Delta_{max}KW$ für die Methoden DAV, HAR2 und SCoRE in drei Koordinaten berechnet. Die berechneten Werte (als mittlere bzw. maximale absolute Winkeldifferenzen zu den MRT-basierten Daten) werden in den Tabellen 5.12 (Seite 75), 5.15 (Seite 80) und 5.18 (Seite 84) für die Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf aufgeführt.

Die berechneten Parameter des Kniewinkelverlaufes unterschieden sich nicht signifikant zwischen den Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf. Eine wesentliche Geschwindigkeitsabhängigkeit war nicht zu erwarten, da sich die Winkelverläufe der Bewegungsformen Gang und Lauf während der Stützphase in ähnlichem Bewegungsbereich abspielen. Infolgedessen werden die Ergebnisse, die die Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmung auf Kniewinkelverläufe quantifizieren, nachstehend für die Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf simultan diskutiert.

Bezüglich aller drei Koordinaten traten signifikante Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE zutage. Diese werden in den folgenden Abschnitten für die einzelnen Koordinaten diskutiert.

Bezüglich der **x-Koordinate (Abduktion - Adduktion)** traten systematisch sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe mit der Methode DAV signifikant höhere Fehler in den berechneten Kniewinkelverläufen auf als mit den Methoden HAR2 und SCoRE. Sowohl die mittleren als auch die maximalen Abweichungen des auf der Methode DAV basierenden Kniewinkels vom tatsächlichen (MRT - basierten) Kniewinkel waren in den drei Bewegungsformen signifikant höher als die mittleren bzw. maximalen Abweichungen der Methoden HAR2 und SCoRE.

Die Berechnung des Kniewinkels in der Frontalebene (Abduktion - Adduktion) ist geometrischen Überlegungen zufolge fehleranfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in vertikaler und lateral-medialer Richtung. Die Fehler in der HGM-Lagebestimmung der Methoden DAV, HAR2 und SCoRE unterschieden sich in vertikaler und lateral-medialer Richtung (vgl. Kapitel 5.2 und 5.3).

Die Methoden DAV und SCoRE unterschieden sich in den Fehlern der HGM-Lageberechnung signifikant in beiden Stichproben, was den signifikanten Unterschied in den Fehlern der aufbauend berechneten Kniewinkel zu erklären vermag. Interessant erscheint die Tatsache, dass innerhalb der weiblichen Stichprobe die Fehler der HGM-Lagebestimmung in y- und z-Richtung der Methoden DAV und HAR2 aufgrund hoher Standardabweichungen nicht signifikant unterschiedlich waren. Dennoch wurden in den Auswirkungen auf berechnete Kniewinkel die Unterschiede in den Fehlern der Methoden DAV und HAR2 signifikant. Dies verdeutlicht, dass bereits geringe Unterschiede in der HGM-Lagebestimmung erhebliche Auswirkungen auf nachfolgend berechnete Kniewinkelverläufe nach sich ziehen können.

Die Methoden HAR2 und SCoRE unterschieden sich in den aufbauend berechneten Kniewinkeln signifikant nur innerhalb der männlichen Stichprobe: innerhalb der männlichen Stichprobe waren die maximalen Fehler in den berechneten Kniewinkelverläufen der Methode HAR2 niedriger als die der Methode SCoRE, was durch den signifikanten Unterschied der HGM-Lagebestimmung in vertikaler Richtung zu erklären ist, der nur innerhalb der männlichen Stichprobe auftrat.

Bezüglich der **y-Koordinate (Außenrotation - Innenrotation)** traten systematisch sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe mit der Methode DAV signifikant höhere Fehler in den berechneten Kniewinkelverläufen auf als mit den Methoden HAR2 und SCoRE. Sowohl die mittleren als auch die maximalen Abweichungen des auf der Methode DAV basierenden Kniewinkels vom tatsächlichen (MRT - basierten) Kniewinkel waren in den drei Bewegungsformen signifikant höher als die mittleren bzw. maximalen Abweichungen der Methoden HAR2 und SCoRE.

Die Berechnung des Kniewinkels in der Transversalebene (Außenrotation - Innenrotation) ist geometrischen Überlegungen zufolge fehleranfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in antero-posteriorer und lateral-medialer Richtung. Die Fehler in der HGM-Lagebestimmung der Methoden DAV unterschieden sich in beiden Stichproben signifikant von den Fehlern der Methoden HAR2 und SCoRE in antero-posteriorer und lateral-medialer Richtung (vgl. Kapitel 5.2 und 5.3), wodurch die höheren Fehler in den aufbauend berechneten Kniewinkeln der Methode DAV zu erklären sind.

Bezüglich der **z-Koordinate (Flexion - Extension)** unterschieden sich die Auswirkungen der HGM-Bestimmungsmethoden auf berechnete Kniewinkel zwischen den Geschlechtergruppen.

Innerhalb der weiblichen Stichprobe traten keine signifikanten Unterschiede in den mittleren und maximalen Fehlern des Kniewinkels zwischen den drei Methoden auf. Die Berechnung des Kniewinkels in der Sagittalebene (Flexion - Extension) ist geometrischen Überlegungen zufolge fehleranfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in antero-posteriorer und vertikaler Richtung. Zwischen den Methoden HAR2 und SCoRE traten in der weiblichen Stichprobe in beiden Richtungen keine signifikanten Unterschiede in der HGM-Lagebestimmung auf. Somit scheinen die statistisch identischen Ergebnisse bezüglich des aufbauend berechneten Kniewinkels dieser beiden Methoden plausibel. Die Methoden DAV und HAR2 bzw. DAV und SCoRE unterschieden sich innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant. Die Unterschiede stellten eine zu weit anterior-inferiore HGM Lageschätzung der Methode DAV und zu weit posterior-superiore Lageschätzung der Methoden HAR2 und SCoRE dar. In der Fehlerquantifizierung der berechneten Kniewinkel wurden absolute Fehler betrachtet. Diese Verwendung des Absolutbetrages erklärt die identischen Auswirkungen einer zu weit anterior-inferior bzw. posterior-superior liegenden Schätzung des HGM.

Innerhalb der männlichen Stichprobe traten mit der Methode HAR2 signifikant geringere Fehler in den berechneten Kniewinkelverläufen auf als mit den Methoden DAV und SCoRE. Dies ist durch die geringen Fehler in der HGM -Lagebestimmung in x - und y - Richtung der Methode HAR2 innerhalb der männlichen Stichprobe zu erklären, die sich signifikant von den Fehlern in der HGM -Lagebestimmung der Methoden DAV und SCoRE unterschieden.

Zur Quantifizierung der Auswirkungen fehlerhafter HGM - Lagebestimmung

auf berechnete **Hüftwinkel** wurden die Parameter $\Delta_{mean}HW$ und $\Delta_{max}HW$ für die Methoden DAV, HAR2 und SCoRE in drei Koordinaten berechnet. Die berechneten Werte (als mittlere bzw. maximale absolute Winkeldifferenzen zu den MRT-basierten Daten) werden in den Tabellen 5.13 (Seite 76), 5.16 (Seite 81) und 5.19 (Seite 85) für die Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf aufgeführt.

Die berechneten Parameter des Hüftwinkelverlaufes unterschieden sich nicht signifikant zwischen den Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf. Eine wesentliche Geschwindigkeitsabhängigkeit war nicht zu erwarten, da sich die Winkelverläufe der Bewegungsformen Gang und Lauf während der Stützphase in ähnlichem Bewegungsbereich abspielen. Geringe Unterschiede in den berechneten Parametern zwischen den Bedingungen jedoch hatten Unterschiede in den Signifikanzen zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE zur Folge. Nachstehend werden die Ergebnisse, die die Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmung auf Hüftwinkelverläufe quantifizieren, für die Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf diskutiert.

Bezüglich aller drei Koordinaten traten signifikante Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE zutage. Diese werden in den folgenden Abschnitten für die einzelnen Koordinaten erörtert.

Bezüglich der x-Koordinate (Abduktion - Adduktion) traten im Trend beider Stichproben mit der Methode DAV höhere Fehler in den berechneten Hüftwinkelverläufen auf als mit den Methoden HAR2 und SCoRE. Innerhalb der männlichen Stichprobe waren diese Unterschiede in allen drei Bedingungen für mittlere und maximale Abweichungen signifikant. Innerhalb der weiblichen Stichprobe waren die mittleren und maximalen Fehler in berechneten Hüftwinkelverläufen mit der Methode DAV unter der Bedingung zügiger Gang signifikant höher als mit den Methoden HAR2 und SCoRE. Die Bedingungen Gang und Lauf zeigten im Trend ähnliche Ergebnisse.

Die Berechnung des Hüftwinkels in der Frontalebene (Abduktion - Adduktion) ist geometrischen Überlegungen zufolge fehleranfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in vertikaler und lateral-medialer Richtung. Wie vorstehend in der Diskussion des Kniewinkels in der Frontalebene erläutert, traten sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe unterschiedliche Fehler der HGM-Lagebestimmung der Methoden DAV, HAR2 und SCoRE in vertikaler und lateral-medialer Richtung auf (vgl. Kapitel 5.2 und 5.3), die zur Erklärung des höheren Fehlers im berechneten Hüftwinkel beitragen.

Bezüglich der **y-Koordinate (Außenrotation - Innenrotation)** unterschieden sich die Auswirkungen der HGM-Bestimmungsmethoden auf berechnete Hüftwinkel zwischen den Geschlechtergruppen.

Innerhalb der weiblichen Stichprobe traten keine signifikanten Unterschiede in den mittleren und maximalen Fehlern des Hüftwinkels zwischen den drei Methoden auf. Im Trend zeigten sich die Fehler der berechneten Hüftwinkelverläufe basierend auf der Methode DAV höher als basierend auf den Methoden HAR2 und SCoRE. Innerhalb der männlichen Stichprobe zeigten sich ebenfalls im Trend höhere Fehler in den berechneten Hüftwinkeln der Methode DAV. Diese waren (im Maximalwert) signifikant unterschiedlich zur Methode HAR2 (in allen Bedingungen) und SCoRE (Gang).

Die Berechnung des Hüftwinkels in der Transversalebene (Außenrotation -Innenrotation) ist geometrischen Überlegungen zufolge fehleranfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in antero-posteriorer und lateral-medialer Richtung. Wie vorstehend bezüglich des Kniewinkels erläutert, unterschieden sich in beiden Stichproben die Fehler in der HGM-Lageberechnung der Methoden DAV und HAR2 bzw. DAV und SCoRE in antero-posteriorer und lateral-medialer Richtung. Hierdurch wurde die stärkere Abweichung des Kniewinkels der Methode DAV begründet. Bezüglich des Hüftwinkels sind zunächst ähnliche Ergebnisse zu erwarten. Der Unterschied zwischen den Methoden wurde jedoch aufgrund höherer Standardabweichungen der Parameter des Hüftwinkels nicht in allen Parametern signifikant. Diese höheren Standardabweichungen könnten nach geometrischen Überlegungen damit zusammenhängen, dass der Hüftwinkel gegenüber geringen Verschiebungen des HGM störungsanfälliger ist als der aufbauend berechnete Kniewinkel.

Bezüglich der **z-Koordinate (Flexion - Extension)** unterschieden sich die Auswirkungen der HGM-Bestimmungsmethoden auf berechnete Hüftwinkel ebenfalls zwischen den Geschlechtergruppen.

Innerhalb der weiblichen Stichprobe traten keine signifikanten Unterschiede in den mittleren und maximalen Fehlern des Hüftwinkels zwischen den drei Methoden auf. Ein identisches Ergebnis wurde vorstehend bezüglich des Kniewinkels in der Sagittalebene diskutiert. Identisch zu der Berechnung des Kniewinkels ist die Berechnung des Hüftwinkels in der Sagittalebene (Flexion - Extension) fehleranfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in antero-posteriorer und vertikaler Richtung. Die bezüglich des Kniegelenks angeführte Argumentation läßt sich somit auf die Ergebnisse des Hüftwinkels übertragen.

Innerhalb der männlichen Stichprobe traten – identisch zu den Ergebnissen des Kniewinkels – mit der Methode HAR2 signifikant geringere Fehler in den berechneten Hüftwinkelverläufen auf als mit den Methoden DAV und SCoRE. Analog zur Argumentation bezüglich der Kniewinkel ist dies durch die geringeren Fehler in der HGM - Lagebestimmung in x - und y - Richtung der Methode HAR2 innerhalb der männlichen Stichprobe zu erklären, die sich signifikant von den Fehlern in der HGM - Lagebestimmung der Methoden DAV und SCoRE unterschieden.

In allen drei Bedingungen (Gang, zügiger Gang und Lauf) lagen die Auswirkungen fehlerhafter HGM - Bestimmung auf berechnete Knie- und Hüftwinkel unter 1° in x - und y - Koordinaten und unter 2° in der z - Koordinate. Eine potentielle Messgenauigkeit von $\pm 1^{\circ}$ in Frontal- und Transversalebene scheint für die Durchführung von Bewegungsanalysen akzeptabel. In der Sagittalebene erfolgten Hüft- und Kniebewegungen bei Gang und Lauf in einem durchschnittlichen Bewegungsbereich zwischen -20° und 50° bzw. 130° und 180° . Bezogen auf den Bewegungsumfang entspricht ein Fehler von 2° somit einer prozentualen Abweichung im Bereich unter 4%. Aus diesem Aspekt heraus erscheint auch der Fehler von $\pm 2^{\circ}$ in den Winkelverläufen der Sagittalebene zu tolerieren.

In der Literatur wird ebenfalls von geringen Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmung auf kinematische Parameter berichtet (Stagni *et al.* 2000). Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass bereits geringe Fehler im Bereich unter 1° Kurvenverschiebungen der berechneten Winkelverläufe nach sich ziehen können. Insbesondere bei Bewegungsanalysen also, die zeitbezogene Parameter wie beispielsweise Nulldurchgänge von Winkelverläufen betrachten, ist eine präzise HGM-Lagebestimmung unerlässlich. Keine der implementierten Methoden führte systematisch zu Fehlern in berechneten Winkelverläufen unter 1°, daher ist eine weitere Verbesserung der Methoden zur HGM-Lagebestimmung anzustreben. Ein solches Verbesserungspotential scheint nur bei Verwendung von funktionalen Methoden gegeben.

Zur Quantifizierung der Auswirkungen fehlerhafter HGM - Lagebestimmung auf berechnete **Hüftmomente** wurden die Parameter $\Delta_{mean}HM$ und $\Delta_{max}HM$ für die Methoden DAV, HAR2 und SCoRE in drei Koordinaten berechnet. Die berechneten Werte (als mittlere bzw. maximale absolute Momentendifferenzen zu den MRT-basierten Daten) werden in den Tabellen 5.14 (Seite 77), 5.17 (Seite 82) und 5.20 (Seite 86) für die Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf aufgeführt.

Die berechneten Parameter des Hüftmomentenverlaufes zeigten deutliche Geschwindigkeitsabhängigkeit mit steigenden Werten bei steigender Fortbewegungsgeschwindigkeit. Zwischen den Bedingungen Gang und Lauf unterschieden sich sämtliche maximalen Fehler der berechneten Hüftmomente ($\Delta_{max}HM$) signifikant. Die mittleren Fehler der berechneten Hüftmomente ($\Delta_{mean}HM$) unterschieden sich zwischen den Bedingungen Gang und Lauf signifikant mit Ausnahme der Parameter $\Delta_{mean}HM(y)$ der Methoden HAR2 und SCoRE innerhalb der weiblichen Stichprobe.

Da bei steigender Fortbewegungsgeschwindigkeit steigende Bodenreaktionskräfte auftreten, erhöhen sich auch berechnete Momente als Produkte von Hebelarm und Kraft. Die bei steigender Geschwindigkeit gefundenen steigenden Fehler in berechneten Momenten könnten mit der Erhöhung der Momente zusammenhängen: bei gleichbleibendem prozentualen Fehler tritt bei höheren Absolutwerten ein höherer absoluter Fehler auf.

In der Literatur wird auf Geschwindigkeitsabhängigkeit der Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmung auf berechnete Hüftmomente verwiesen (Holden & Stanhope 2000). Die Autoren untersuchten die Änderung von Maximalwerten der Hüftmomente in Abhängigkeit von HGM-Lageverschiebungen um 2 cm bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten. Prozentuale Fehler der Flexionsmomente zeigten sich geschwindigkeitsabhängig mit steigenden Werten bei sinkender Geschwindigkeit. Aufgrund der unterschiedlichen verwendeten Parameter stellt dies keinen Widerspruch zu den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit dar.

Trotz der steigenden Fehlerwerte bei steigender Fortbewegungsgeschwindigkeit zeigten sich die Unterschiede zwischen den Methoden in allen drei Bewegungsbedingungen ähnlich. Im folgenden werden die Unterschiede der Methoden DAV, HAR2 und SCoRE in ihren Auswirkungen auf Hüftmomentenverläufe für die Bedingungen Gang, zügiger Gang und Lauf diskutiert.

In allen drei Koordinaten traten signifikante Unterschiede zwischen den Methoden DAV, HAR2 und SCoRE zutage. Diese werden in den folgenden Abschnitten für die einzelnen Koordinaten erörtert.

Bezüglich der **x-Koordinate (Abduktion - Adduktion)** unterschieden sich die Auswirkungen der HGM-Bestimmungsmethoden auf berechnete Hüftmomente zwischen den Geschlechtergruppen.

Innerhalb der weiblichen Stichprobe traten keine signifikanten Unterschiede in den mittleren und maximalen Fehlern der Hüftmomente zwischen den drei Methoden auf. Die Berechnung von Hüftmomenten in der Frontalebene (Abduktion - Adduktion) zeigt sich besonders anfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in lateral - medialer Richtung (Stagni et al. 2000). Die Fehler der HGM-Lagebestimmung in lateral - medialer Richtung (Δz) unterschieden sich innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant zwischen den Methoden DAV ($\Delta z_{DAV} = -9, 6 \pm 9, 1 \text{ mm}$) und SCoRE ($\Delta z_{SCoRE} = -0.5 \pm 4.9 \text{ mm}$), wonach zunächst ein höherer Fehler aufbauend berechneter Hüftmomente für die Methode DAV zu erwarten wäre. Jedoch hängt die Berechnung von Hüftmomenten in der Frontalebene weiterhin von der vertikalen Komponente der HGM-Lageberechnung ab. Die Fehler in vertikaler Richtung der HGM-Lageschätzung der Methoden DAV und SCoRE unterschieden sich innerhalb der weiblichen Stichprobe signifikant mit entgegengesetzten Vorzeichen ($\Delta y_{DAV} = -3, 1\pm 8, 3 \text{ mm}, \Delta y_{SCoRE} = 5, 0\pm 5, 8 \text{ mm}$). Möglicherweise wurden durch die entgegengesetzten Richtungen der fehlerhaften HGM-Lagebestimmung im Absolutbetrag identische Auswirkungen auf aufbauend berechnete Hüftmomente bewirkt.

Innerhalb der männlichen Stichprobe traten in allen drei Bewegungsbedingungen mit der Methode DAV signifikant höhere Fehler in den berechneten Hüftmomenten auf als mit den Methoden HAR2 und SCoRE. Zwischen den Methoden HAR2 und SCoRE wurde kein signifikanter Unterschied der Abweichungen aufbauend berechneter Hüftmomente festgestellt. Sowohl in vertikaler als auch in lateral - medialer Richtung unterschieden sich die Fehler der HGM-Lageschätzung der Methode DAV signifikant von den Methoden HAR2 bzw. SCoRE, wodurch die höheren Fehler in aufbauend berechneten Hüftmomenten in der Frontalebene der Methode DAV begründet werden können. Der signifikante Unterschied in den Fehlern der HGM-Lagebestimmung der Methoden HAR2 und SCoRE in vertikaler Richtung beruht auf Werten mit entgegengesetzten Vorzeichen. Da in der Fehlerquantifizierung der berechneten Hüftmomente absolute Fehler betrachtet wurden, ist es möglich, dass sich bei den Methoden HAR2 und SCoRE identische Auswirkungen auf berechente Hüftmomente zeigen.

Bezüglich der **y-Koordinate (Außenrotation - Innenrotation)** unterschieden sich die Auswirkungen der HGM-Bestimmungsmethoden auf berechnete Hüftmomente zwischen den Geschlechtergruppen.

Innerhalb der weiblichen Stichprobe traten in allen drei Bewegungsbedingungen mit der Methode DAV signifikant höhere Fehler (mean und max) in den berechneten Hüftmomenten auf als mit den Methoden HAR2 und SCoRE. Zwischen den Methoden HAR2 und SCoRE wurde kein signifikanter Unterschied der Abweichungen aufbauend berechneter Hüftmomente festgestellt. Die Berechnung von Hüftmomenten in der Transversalebene (Außenrotation - Innenrotation) zeigt sich besonders anfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in antero-posteriorer Richtung (Stagni *et al.* 2000). Innerhalb der weiblichen Stichprobe unterschied sich der Fehler der Methode DAV der HGM-Lagebestimmung in antero-posteriorer Richtung (Δx) signifikant von den Fehlern der Methoden HAR2 und SCoRE. Zwischen den Fehlern der HGM-Lageberechnung der Methoden HAR2 und SCoRE wurde innerhalb der weiblichen Stichprobe kein signifikanter Unterschied festgestellt. Die signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden in der HGM-Lagebestimmung korrespondieren also mit den signifikanten Unterschieden in aufbauend berechneten Hüftmomenten.

Innerhalb der männlichen Stichprobe traten in allen drei Bewegungsbedingungen mit der Methode HAR2 signifikant geringere Fehler in den berechneten Hüftmomenten auf als mit den Methoden DAV und SCoRE. Zwischen den Methoden DAV und SCoRE wurde kein signifikanter Unterschied der Abweichungen aufbauend berechneter Hüftmomente festgestellt. Die Berechnung von Hüftmomenten in der Transversalebene (Außenrotation - Innenrotation) zeigt sich besonders anfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in antero-posteriorer Richtung (Stagni *et al.* 2000). Innerhalb der männlichen Stichprobe lag der Fehler der HGM-Lageberechnung der Methode HAR2 in antero-posteriorer Richtung signifikant geringer als die entsprechenden Fehler der Methoden DAV und SCoRE ($\Delta x_{DAV} = 9, 3 \pm 6, 3$ mm, $\Delta x_{HAR2} = -1, 9 \pm 4, 4$ mm, $\Delta x_{SCoRE} = -7, 1 \pm 5, 7$ mm). Dieses Ergebnis könnte die geringeren Fehler aufbauend berechneter Hüftmomente der Methode HAR2 erklären. Die Fehler der HGM-Lageberechnung der Methoden DAV und SCoRE unterschieden sich innerhalb der männlichen Stichprobe signifikant. Jedoch wurde die durchschnittliche HGM-Lage mit der Methode DAV 9, 3 mm zu weit anterior geschätzt, während die durchschnittliche HGM-Lage mit der Methode SCoRE 7, 1 mm zu weit posterior geschätzt wurde. In der Fehlerquantifizierung der berechneten Hüftmomente wurden absolute Abweichungen der aufbauend berechneten Momente von den MRT-basiert berechneten Momenten betrachtet. Durch diese Verwendung des Absolutbetrages können die identischen Auswirkungen einer zu weit anterior bzw. posterior liegenden Schätzung des HGM erklärt werden.

Bezüglich der z-Koordinate (Flexion - Extension) traten systematisch sowohl innerhalb der weiblichen als auch innerhalb der männlichen Stichprobe mit der Methode DAV signifikant höhere Fehler in den berechneten Hüftmomenten auf als mit den Methoden HAR2 und SCoRE. Sowohl die mittleren als auch die maximalen Abweichungen des auf der Methoden DAV basierenden Hüftmomentenverlaufs vom tatsächlichen (MRT - basierten) Hüftmomentenverlauf waren in den drei Bewegungsformen signifikant höher als die mittleren bzw. maximalen Abweichungen der Methoden HAR2 und SCoRE.

Die Berechnung von Hüftmomenten in der Sagittalebene (Flexion - Extension) zeigt sich besonders anfällig gegenüber Verschiebungen des HGM in anteroposteriorer Richtung (Stagni *et al.* 2000). Sowohl innerhalb der männlichen als auch innerhalb der weiblichen Stichprobe unterschied sich der Fehler der Methode DAV der HGM-Lagebestimmung in antero-posteriorer Richtung (Δx) signifikant von den Fehlern der Methoden HAR2 und SCoRE. Dies könnte zur Erklärung der höheren Fehler in den aufbauend berechneten Hüftmomenten der Methode DAV beitragen.

Die deutlichsten Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmungen waren unter der Bedingung Lauf bei Anwendung der Methode DAV zu verzeichnen. Diese wiesen in der Frontalebene durchschnittliche Werte bis zu $0, 29\frac{Nm}{kg}$ auf, in der Transversalebene Werte bis zu $0, 10\frac{Nm}{kg}$ und in der Sagittalebene Werte bis zu $0, 52\frac{Nm}{kg}$. Die durchschnittlich auftretenden Hüftmomente lagen in der untersuchten Stichprobe im Bereich zwischen -0, 5 und $2, 5\frac{Nm}{kg}$ in der Frontalebene, zwischen -0, 6 und $0, 2\frac{Nm}{kg}$ in der Transversalebene und zwischen -1 und $2\frac{Nm}{kg}$ in der Sagittalebene. Bezogen auf diesen Umfang auftretender Momente ergaben sich somit prozentuale Fehler bis zu 10% in der Frontalebene, bis zu 13% in der Transversalebene und bis zu 17% in der Sagittalebene.

Dies erscheint als gravierender Fehler in berechneten Hüftmomenten, so dass die Methode DAV zur Durchführung von Bewegungsanalysen als unzulänglich anzusehen ist.

Die Methoden HAR2 und SCoRE wiesen geringe Unterschiede in ihren Auswirkungen auf berechnete Hüftmomente auf. Innerhalb der weiblichen Stichprobe zeigten sich im Trend bessere Ergebnisse unter Verwendung der Methode SCoRE, innerhalb der männlichen Stichprobe zeigten sich im Trend bessere Ergebnisse unter Verwendung der Methode HAR2. Insgesamt lagen unter der Bedingung Lauf die geringsten Maximalabweichungen bei durchschnittlich 0, $14\frac{Nm}{kg}$ in der Frontalebene, 0, $04\frac{Nm}{kg}$ in der Transversalebene und 0, $08\frac{Nm}{kg}$ in der Sagittalebene. Bezogen auf den jeweiligen Bereich auftretender Momente ergaben sich somit prozentuale Fehler von 5% in der Frontalebene, 5% in der Transversalebene und 3% in der Sagittalebene. Auch diese Werte scheinen verbesserungsbedürftig, insbesondere bei Berücksichtigung der Tatsache, dass die Abweichungen berechneter Hüftmomente von den tatsächlichen Werten Kurvenverschiebungen nach sich ziehen und somit zeitbezogene Parameter erheblich beeinflussen können. Bezüglich der Methode HAR2 scheint als prädiktive Methode kein wesentliches Verbesserungspotential zu bestehen. Die Methode SCoRE könnte durch Implementierung von Optimierungsverfahren zur rechnerischen Minimierung von Bewegungsartefakten verbessert werden. 6. DISKUSSION

Kapitel 7

Zusammenfassung

Ein zentrales Thema biomechanischer Untersuchungen ist die kinetische und kinematische Analyse menschlicher Fortbewegung. Winkelverläufe und Momente von Knie- und Hüftgelenk werden betrachtet, um Aufschluss über Gelenkbelastungen und Verletzungsmechanismen zu gewinnen. Sowohl die Berechnung von Winkelverläufen als auch die inversdynamische Abschätzung wirkender Momente erfordern die Integration des Gelenkmittelpunktes in das der Analyse zugrunde liegende Modell. Die Präzision der Lagebestimmung des Gelenkmittelpunktes beeinflusst somit erheblich die Präzision der aufbauend berechneten kinetischen und kinematischen Parameter.

Die präzise Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes (HGM) stellt ein noch ungelöstes Problem biomechanischer Forschung dar. Es existieren prädiktive und funktionale Methoden zur HGM-Lagebestimmung. Prädiktive Methoden beinhalten eine Lageschätzung anhand empirischer Relationen zwischen anthropometrischen Daten und HGM-Lage. Im Zuge funktionaler Bestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes erfolgt eine probandenspezifisch individuelle Lageberechnung des HGM, basierend auf einem mathematischen Modell. Funktionale Methoden lassen sich in zwei Kategorien klassifizieren: sphere-fit Techniken, die auf der Annahme beruhen, dass sich auf dem *Femur* angebrachte Marker entlang einer Sphäre um den HGM bewegen und Transformationstechniken, denen die Annahme zugrunde liegt, dass die Lage des HGM relativ zu den benachbarten Segmenten *Femur* bzw. Becken stationär bleibt.

Prädiktive Methoden werden standardmäßig zur Durchführung von Bewegungsanalysen verwendet, sind jedoch anhand von geringen Stichprobenzahlen entwickelt und weisen selbst innerhalb der jeweils zugrunde liegenden Stichprobe eine fehlerhafte Abschätzung auf. Funktionale Methoden werden in der Literatur im Vergleich zu den prädiktiven Methoden bei adäquater Ausführung als potentiell präziser beschrieben, wurden jedoch nach aktuellem Forschungsstand lediglich anhand von mechanischen Modellen und Computersimulationen hinreichend getestet. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Präzision und Anwendbarkeit von prädiktiven und funktionalen Methoden zu validieren und somit dazu beizutragen, ein präziseres Verfahren als bislang möglich zur Bestimmung des HGM im Rahmen von Bewegungsanalysen zu etablieren.

Um dieser Zielstellung nachzugehen, wurden acht prädiktive und zwei funktionale Methoden implementiert und anhand von UprightTM- MRT Aufnahmen von 15 männlichen und 12 weiblichen Probanden validiert. Die funktionalen Methoden, bestehend aus einer sphere-fit- und einer Transformationstechnik, wurden zusätzlich an einem mechanischen Modell validiert, um ihre Präzision unter Ausschluss von Bewegungsartefakten zu überprüfen. Zur Quantifizierung der Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmung wurden Gang- und Laufanalysen auf der Basis unterschiedlich bestimmter Hüftgelenkmittelpunkte durchgeführt.

Die funktionalen Methoden wiesen am mechanischen Modell deutlich präzisere Ergebnisse auf (< 1 mm Fehler) als in der Anwendung an Probanden (> 10 mm Fehler). Hautverschiebungen und Bewegungsartefakte scheinen erheblichen Einfluss auf die Präzision funktionaler Methoden zu nehmen.

In der Anwendung an Probanden wies die implementierte Transformationstechnik signifikant geringere Fehler auf ($\approx 1 \text{ cm}$) als die implementierte sphere-fit Technik ($\approx 2 \text{ cm}$). Aufgrund der beidseitigen Approximation des HGM in der Transformationstechnik könnte diese resistenter gegenüber Bewegungsartefakten sein als die verwendete sphere-fit Technik.

Die prädiktiven Methoden unterschieden sich in ihrer Präzision signifikant voneinander mit durchschnittlichen Fehlern im Bereich zwischen 1 und 2,5 cm. Mit der präzisesten prädiktiven Methode wurden vergleichbare Ergebnisse erzielt wie in der Anwendung der Transformationstechnik. Die Fehlerschwelle von 1 cm Genauigkeit in der HGM-Lagebestimmung wurde von keiner Methode systematisch unterschritten.

In der Anwendung der HGM-Bestimmungsmethoden auf Bewegungsanalysen zeigten sich deutliche Auswirkungen fehlerhafter HGM-Lagebestimmung auf kinetische und kinematische Parameter. Keine der getesteten Methoden konnte aufbauend berechnete Winkelverläufe von Knie- und Hüftgelenk mit einer systematischen Präzision unter 1° bestimmen.

Im Sinne einer universellen Anwendbarkeit scheint die Transformationstechnik den prädiktiven Methoden überlegen, da keine geschlechtsspezifischen Unterschiede in der HGM-Lagebestimmung auftraten, die in der vorliegenden Arbeit bei allen analysierten prädiktiven Methoden nachgewiesen wurden. Die Hauptfehlerquelle der funktionalen Methoden scheinen Bewegungsartefakte darzustellen. Diese lassen sich durch die Anwendung von Optimierungsverfahren rechnerisch minimieren, so dass ein erhebliches Verbesserungspotential funktionaler HGM-Lagebestimmung zu erwarten ist. Den Erkenntnissen der vorliegenden Arbeit zufolge ist eine deutliche Präzisionssteigerung von Bewegungsanalysen durch die Anwendung einer beidseitigen Transformationstechnik zur HGM-Lagebestimmung zu erwarten, unter zusätzlicher Implementierung von Optimierungsverfahren zur rechnerischen Minimierung von Bewegungsartefakten. Somit könnten sowohl Winkelverläufe als auch wirkende Gelenkmomente präziser als bislang möglich abgeschätzt werden, mit dem Ziel, Verletzungsmechanismen besser zu verstehen bzw. präventiv eingreifen zu können.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Kapitel 8

Literaturverzeichnis

- Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO, 1980. A study of lower-limb mechincs during stair climbing. The journal of bone and joint surgery 62: 749–757.
- Andriacchi TP, Galante JO, Fermier RW, 1982. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. The journal of bone and joint surgery 64: 1328–1335.
- Begon M, Monnet T, Lacouture P, 2007. Effects of movement for estimating the hip joint centre. Gait & Posture 25: 353–359.
- Bell AL, Brand RA, Pedersen DR, 1989. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. Human Movement Science 8: 3–16.
- Bell AL, Pedersen DR, Brand RA, 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. Journal of Biomechanics 23: 617–621.
- Borelli, GA. De motu animalium (1680–81). Ubersetzung von Maquet, P. On the movement of animals. Springer Verlag 1989, Berlin, Deutschland.
- Brinckmann P, Hoefert H, Jongen HT, 1981. Sex differences in the skeletal geometry of the human pelvis and hip joint. Journal of Biomechanics 14: 427–430.
- Camomilla V, Cereatti A, Vannozzi G, Cappozzo A, 2006. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. Journal of Biomechanics 39: 1096–1106.
- Cappozzo A, 1984. Gait analysis methodology. Human Movement Science 3: 27–50.
- Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A, 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determi-

nation. Clinical Biomechanics 10: 171–178.

- Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Della Croce U, 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. Clinical Biomechanics 11: 90–100.
- Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L, 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. Gait & Posture 21: 186–196.
- Cereatti A, Camomilla V, Cappozzo A, 2004. Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution. Journal of Biomechanics 37: 413–416.
- Cereatti A, Camomilla V, Vannozzi G, Cappozzo, 2007. Propagation of the hip joint centre location error to the estimate of Femur vs pelvis orientation using a constrained or an unconstrained approach. Journal of Biomechanics 40: 1228– 1234.
- Cereatti A, Donati M, Camomilla V, Margheritini F, Cappozzo A, 2009. Hip joint centre location: An ex vivo study. Journal of Biomechanics 42: 818–823.
- Chiari L, Della Croce U, Leardini A, Cappozzo A, 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. Gait & Posture 21: 197–211.
- Corazza S, Mündermann L, Andriacchi T, 2007. A framework for the functional identification of joint centers using markerless motion capture, validation for the hip joint. Journal of Biomechanics 40: 3510–3515.
- Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR, 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science 10: 575–587.
- Della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan C, Lucchetti L, 1997. Bone Position and Orientation Errors: Pelvis and Lower Limb Anatomical Landmark Identification Reliability. Gait & Posture 5: 156–157.
- Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A, 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effect on joint kinematics. Gait & Posture 21: 226–237.
- De Momi E, Lopomo N, Cerveri P, Zaffagnini S, Safran MR, Ferrigno G, 2009. In-vitro experimental assessment of a new robust algorithm for hip joint centre estimation. Journal of Biomechanics 42: 989–995.
- Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO, 2006. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. Journal of Biomechanics 39: 2798–2809.

- Felson DT, Zhang Y, 1998. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. Arthritis Rheumatism 41: 1343–1355.
- Fessy MH, N'Diaye A, Carret JP, Fischer LP, 1999. Locating the center of rotation of the hip. Surgical and Radiologic Anatomy 21: 247–250.
- Gamage SS, Lasenby J, 2002. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. Journal of Biomechanics 35: 87–93.
- Greenspan A. Skelettradiologie. Urban & Fischer, München · Jena, 2007.
- Halvorsen K, Lesser M, Lundberg A, 1999. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. Journal of Biomechanics 32: 1221–1227.
- Halvorsen K, 2003. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. Journal of Biomechanics 36: 999–1008.
- Harrington ME, Zavatsky AB, Lawson SEM, Yuan Z, Theologis TN, 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. Journal of Biomechanics 40: 595–602.
- Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR, 2009. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clinical Biomechanics 24: 833–841.
- Hicks JL, Richards JG, 2005. Clinical applicability of using spherical fitting to find hip joint centers. Gait & Posture 22: 138–145.
- Holden JP, Stanhope SJ, 2000. The effect of uncertainty in hip center location estimates on hip joint moments during walking at different speeds. In: Proceedings of the Fifth Annual Gait and Clinical Movement Analysis Meeting. Gait & Posture 11:120–121.
- Holzreiter S, 1991. Calculation of the instantaneous centre of rotation for a rigid body. Journal of Biomechanics 24: 643–647.
- Jackson SA, Thomas RM. CT, MRT, Ultraschall auf einen Blick. Urban & Fischer, München, 2009.
- Kirkwood RN, Culham EG, Costigan P, 1999. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. Clinical Biomechanics 14: 227–235.
- Kratzenstein S, Heller MO, Ehrig RM, Schröder J, Duda GN, Taylor WR, 2009. Die Bestimmung der Genauigkeit nicht-invasiver Techniken zur Ermittlung der Hüftgelenkposition in-vivo. Tagungsband der 6. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB), Münster, 14.-16. Mai 2009: 50–51.

- Lasserre A, Blohm L. Kurzlehrbuch Radiologie. Urban & Fischer, München · Jena, 2003.
- Leardini A, Cappozzo A, Catani F, Toksvig-Larsen S, Petitto A, Sforza V, Cassanelli G, Giannini S, 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. Journal of Biomechanics 32: 99–103.
- Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A, 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue assessment and compensation. Gait & Posture 21: 212–225.
- Lopomo N, Sun L, Zaffagnini S, Giordano G, Safran MR, 2010. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment: An in vitro analysis. Clinical Biomechanics 25: 206–212.
- Lu TW, O'Connor JJ, 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. Journal of Biomechanics 32: 129–134.
- MacWilliams BA, 2008. A comparison of four functional methods to determine centers and axes of rotations. Gait & Posture 28: 673–679.
- Marchinda D, Seidel G, Alderink G, Bothner K, 1999. A Comparison Study of Hip Joint Center Location Models. In: Proceedings of the Fourth Annual Gait and Clinical Movement Alaysis Meeting. Gait & Posture 9: 132–133.
- McDermott B, Keane S, Baker R, 2001. Location of the hip joint centre using a functional method a clinical investigation. Gait & Posture 14: 181.
- Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S, 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. Annals of the Rheumatic Diseases 61: 617–622.
- Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP, 2005. Secondary Gait Changes in Patients With Medial Compartment Knee Osteoarthritis. Arthritis & Rheumatism 52: 2835–2844.
- Piazza SJ, Okita N, Cavanagh PR, 2001. Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. Journal of Biomechanics 34: 967–973.
- Piazza SJ, Erdemir A, Okita N, Cavanagh PR, 2004. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. Journal of Biomechanics 37: 349–356.
- Sangeux M, Baker R, 2008. Reliability of joint functional calibration in clinical gait analysis. 10th International Symposium on 3D analysis of human movement Santpoort, Netherlands.

- Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Prometheus LernAtlas der Anatomie. Thieme, Stuttgart, 2005.
- Schwartz MH, Rozumalski A, 2005. A new method for estimating joint parameters from motion data. Journal of Biomechanics 38: 107–116.
- Seidel GK, Marchinda DM, Dijkers M, Soutas-Little RW, 1995. Hip joint center location from palpable bony landmarks a cadaver study. Journal of Biomechanics 28: 995–998.
- Sharma L, Hurwitz DE, Thonar EJMA, Sum JA, Lenz ME, Dunlop DD, Schnitzer TJ, Kirwan-Mellis G, Andriacchi TP, 1998. Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. Arthritis & Rheumatism 41: 1233–1240.
- Shea KM, Lenhoff MW, Otis JC, Backus S, 1997. Validation of a method for location of the Hip Joint Center. Gait & Posture 5: 157–158.
- Siston RA, Delp SL, 2006. Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. Journal of Biomechanics 39: 125–130.
- Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Benedetti MG, Cappello A, 2000. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. Journal of Biomechanics 33: 1479–1487.
- Taylor WR, Ehrig RM, Duda GN, Schell H, Seebeck P, Heller MO, 2005. On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. Journal of Orthopaedic Research 23: 726–734.
- Wetzke M, Happle C. Basics Bildgebende Verfahren. Urban & Fischer, München 2009.
- Windolf M, Götzen N, Morlock M, 2008. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems – exemplified on the Vicon-460 system. Journal of Biomechanics 41: 2276–2780.
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, DLima D, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I, 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system for various joints for the reporting of human joint motion. Part I: ankle, hip and spine. Journal of Biomechanics 35: 543–548.

8. LITERATURVERZEICHNIS

Abbildungsverzeichnis

2.1	Achsen des verwendeten Beckenkoordinatensystems und eingezeich- neter Hüftgelenkmittelpunkt mit Ortsvektor (verändert nach Coraz- za <i>et al.</i> 2007)	11
2.2	Konstruktion der lokalen <i>Femur</i> - Koordinaten. Die Translationen $\vec{t_i}$ und die Rotationen $R_i = (\vec{r_i^1}, \vec{r_i^2}, \vec{r_i^3})$ transformieren den Ortsvektor \vec{c} aus globalen in lokale Koordinaten (Ehrig <i>et al.</i> 2006)	29
4.1	$Upright^{TM}$ - MRT der Privatpraxis für Kernspintomographie in Köln Rodenkirchen	40
4.2	Mechanisches Modell zur Fehlerquantifizierung von Mess- und Auswertroutinen	41
4.3	Applizierte retroreflektierende Marker entsprechend des verwende- ten Markersets	50
4.4	Anzeichnen der Markerposition (oben), applizierter ölgefüllter Mar- ker (unten links), applizierter retroreflektierender Marker (unten rechts)	52
4.5	Referenzmessung, in der Knie und Hüfte anhand eines Referenz- stuhls im 90° Winkel ausgerichtet sind	53
4.6	Bestimmung der vertikalen Koordinaten des linken HGM anhand der koronaren MRT Aufnahmen eines Probanden	59

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Tabellenverzeichnis

telpunktes (koordinatenweise)	12
Fehlerangaben der Methoden von Bell et al. (1989, 1990) $\ .$	15
Fehlerangaben prädiktiver Methoden	20
Fehlerangaben zu sphere-fit Techniken unter Verwendung eines qua- dratischen Minimierungsproblems	26
Fehlerangaben zu sphere-fit Techniken unter Verwendung eines bi- quadratischen Minimierungsproblems	28
Parameterauflistung der Merkmalsstichprobe. METH steht als Abkürzt für die verwendete HGM-Bestimmungsmethode.	ung 47
Parameterauflistung der Merkmalsstichprobe (Forts. von Tab. 4.1).	48
Anthropometrische Merkmale der Probanden	55
Fehler der durchgeführten MRT -Untersuchung und -Auswertung anhand der Analyse des mechanischen Modells	66
Durchschnittliche Fehler (Mittelwert \pm Standardabweichung) prädik- tiver Methoden für weibliche und männliche Probanden	67
Signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder * kennzeichnet einen signifi- kanten Unterschied des entsprechenden Parameters zwischen den Geschlechtergruppen	68
Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmeth bezüglich der x-Koordinate (Δx)	oden 69
	Pradiktive Methoden 201 Destimining des rechten Hutgeleinkint- telpunktes (koordinatenweise)Fehlerangaben der Methoden von Bell et al. (1989, 1990)Fehlerangaben prädiktiver MethodenFehlerangaben zu sphere-fit Techniken unter Verwendung eines qua- dratischen MinimierungsproblemsFehlerangaben zu sphere-fit Techniken unter Verwendung eines bi- quadratischen MinimierungsproblemsParameterauflistung der Merkmalsstichprobe. METH steht als Abkürzt für die verwendete HGM-Bestimmungsmethode.Parameterauflistung der Merkmalsstichprobe (Forts. von Tab. 4.1).Anthropometrische Merkmale der ProbandenParameterauflistung des mechanischen ModellsDurchschnittliche Fehler (Mittelwert \pm Standardabweichung) prädik- tiver Methoden für weibliche und männliche ProbandenSignifikante geschlechtsspezifische Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder $*$ kennzeichnet einen signifi- kanten Unterschied des entsprechenden Parameters zwischen den Geschlechtergruppen.Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder $*$ kennzeichnet einen signifi- kanten Unterschied in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder $*$ kennzeichnet einen signifi- kanten Unterschied in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder $*$ kennzeichnet einen signifi- kanten Unterschied in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder $*$ kennzeichnet einen signifi- kanten Unterschied in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden: jeder $*$ kennzeichnet einen signifi- kanten Unterschied in der Präzision der HGM-Bestimmungsmeth bezüglich der x-Koordinate (Δx)

TABELLENVERZEICHNIS

5.5	Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethe bezüglich der y-Koordinate (Δy)	oden 69
5.6	Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethe bezüglich der z-Koordinate (Δz)	oden 69
5.7	Signifikante Unterschiede in der Präzision der HGM-Bestimmungsmethe bezüglich der Raumdiagonalen (Δd)	oden 70
5.8	Fehler funktionaler Methoden am mechanischen Modell	70
5.9	Durchschnittliche Fehler (Mittelwert \pm Standardabweichung) funktionaler Methoden für weibliche und männliche Probanden \ldots	71
5.10	Kniebeugung und Bewegungsumfang des Hüftgelenks während der funktionalen Kalibrationsbewegung (Mittelwert \pm Standardabwei- chung). Signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtergrup- pen werden durch einen Stern (*) gekennzeichnet.	72
5.11	Korrelationen zwischen Kniebeugung bzw. Hüftbewegungsumfang und Fehlern der HGM-Lagebestimmung funktionaler Methoden. * kennzeichnet signifikante Korrelationen	73
5.12	Kniewinkel Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standard- abweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{<i>c</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE	75
5.13	Hüftwinkel Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standard- abweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{<i>c</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE	76
5.14	Hüftmoment Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE	77
5.15	Kniewinkel zügiger Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert ± Standardabweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{<i>c</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE	80
5.16	Hüftwinkel zügiger Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert ± Standardabweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{<i>c</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE	81
5.17	Hüftmoment zügiger Gang (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{<i>c</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE	82

5.18	Kniewinkel Lauf (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standard- abweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{<i>c</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE 84
5.19	Hüftwinkel Lauf (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standard- abweichung). ^{<i>a</i>} : signifikanter Unterschied zu DAV, ^{<i>b</i>} : signifikanter Unterschied zu HAR2, ^{<i>c</i>} : signifikanter Unterschied zu SCoRE 85
5.20	Hüftmoment Lauf (Parameterdarstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung). $^a:$ signifikanter Unterschied zu DAV, $^b:$ signifikanter Unterschied zu SCoRE 86
6.1	Prozentuale Anteile (Mittelwert, Minimum und Maximum) der Be- ckenbreite zur Lagebestimmung des HGM in den x -, y - und z - Koordinaten der vorliegenden Untersuchung
6.2	Geringste Fehler (Mittelwert \pm Standardabweichung) prädiktiver Methoden für weibliche und männliche Probanden 98
6.3	signifikante Korrelationen zwischen Kniebeugung bzw. Hüftbewe- gungsumfang und Fehlern der HGM-Lagebestimmung funktionaler Methoden
6.4	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der x-Koordinate (Δx) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kenn- zeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mit- telwerte
6.5	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der y-Koordinate (Δy) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kenn- zeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mit- telwerte
6.6	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der z-Koordinate (Δz) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kenn- zeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mit- telwerte
6.7	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der Raumdiagonalen (Δd) innerhalb der weiblichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte

TABELLENVERZEICHNIS

6.8	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der x-Koordinate (Δx) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte
6.9	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der y-Koordinate (Δy) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte
6.10	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der z-Koordinate (Δz) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kenn- zeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mit- telwerte
6.11	Effektgrößen der Präzision der HGM-Bestimmungsmethoden bezüglich der Raumdiagonalen (Δd) innerhalb der männlichen Stichprobe. * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied der zugrunde liegenden Mittelwerte

Kapitel 9

Anhang

9.1 Lebenslauf

Inga Wissemann, geb. am 27.10.1978 in Engelskirchen

Name der Eltern: Friedrich Wilhelm Wissemann, Hanna Wissemann, geb. Langenbruch

Beruf des Vaters: Lehrer

Geschwister: Katrin Wissemann, Maren Wissemann

Schulische Ausbildung:

1985 bis 1989 Gemeinschafts - Grundschule Marienberghausen
1989 bis 1997 Dietrich - Bonhoeffer - Gymnasium Wiehl
1997 Abitur

Wissenschaftlicher Werdegang:

1997 Beginn des Mathematik Studiums an der Philipps - Universität Marburg

- 1999 Abschluss des Grundstudiums durch Vordiplom an der Philipps Universität Marburg
- 1999 Studienortwechsel an die Rheinische Friedrich Wilhelms Universität Bonn
- **2000** Beginn der Tutorentätigkeit im Fachbereich Mathematik an der Rheinischen Friedrich - Wilhelms - Universität Bonn (bis 2004)
- 2001 Aufnahme des Sportstudiums zum Sommersemester an der DSHS Köln
- **2002** Ablegen der Zwischenprüfung im Fach Sport nach dem Wintersemester 2001/2002 an der DSHS Köln
- 2003 Abschluss des erziehungswissenschaftlichen Grundstudiums nach dem Wintersemester 2002/2003 an der DSHS Köln
- 2005 Ablegen des Ersten Staatsexamens für Sek.II und Sek.I in den Fächern Sport, Mathematik und Erziehungswissenschaften
- 2005 Beginn des Promotionsstudiums im Fachbereich Biomechanik an der DSHS Köln
- 2007 bis 2009 Tutorentätigkeit im Fachbereich Biomechanik der DSHS Köln
- **2010** Abschluss des Promotionsstudiums mit Abgabe und Verteidigung der Dissertation

Aktive Teilnahme an Kongressen:

- 2006 Noraxon EMG Meeting Münster, Deutschland
- 2006 ISBS Salzburg, Österreich
- 2007 Noraxon EMG Meeting Wien, Österreich
- 2007 ISBS Ouro Preto, Brasilien
- 2008 ECSS Estoril, Portugal
- 2009 ECSS Oslo, Norwegen

Musikalische Ausbildung:

1984 bis 1994 Geigenunterricht

1990 bis 1994 Klavierunterricht

1994 bis 1996 Orgelunterricht

1995 bis 1996 Gesangsunterricht

1996 Erwerb des Befähigungsnachweises als nebenberufliche Kirchenmusikerinseit 1996 aktives Mitglied der Kölner Kantorei

Sportliche Ausbildung:

1988 bis 1997 Gerätturnen

- 1989 bis 1997 Gymnastik-Tanz / Rhythmische Sportgymnastik / Showtänze
- 1994 bis 1997 Übungsleitertätigkeit Kinderturnen
- 2001 bis 2005 Sportstudium an der DSHS Köln
- 2004 Erwerb des DLRG Rettungsschwimmabzeichens Silber
- 2007 bis 2009 Trainertätigkeiten Kinderturnen und Leistungsturnen

9.2 Abstract

The location of the hip joint centre (HJC) is essential for calculations of hip moments, orientation of the femur and muscular lever arms. In clinical gait analysis, the HJC is normally estimated using predictive methods based on regression equations and anthropometric data. However, predictive methods are known to have limited accuracy with errors up to 3 cm. Functional methods for estimation of HJC are shown to be theoretically more accurate than predictive methods. In simulation tests errors in HJC location were smaller than 1 mm using functional methods. The accuracy of functional methods applied in realistic testing conditions has not been investigated systematically.

Therefore the aims of the study were (1) comparing accuracy of functional methods in simulation tests and realistic testing conditions, (2) comparing accuracy of functional and predictive methods and (3) quantifying how mislocation errors propagate to gait analysis results.

Eight predictive and two functional methods were tested: a quartic sphere-fitmethod (S4) and a two-sided transformation technique (SCoRE). HJC estimation was validated by using MRI of 27 subjects and a mechanical linkage. Gait analysis was performed at different speeds.

Errors of functional methods applied to mechanical linkage were smaller than 1 mm. Errors of functional methods applied to subjects were 11 - 13 mm (SCo-RE) and 19 - 22 mm (S4). Errors of predivtive methods were between 11 and 22 mm. Kinetic and kinematic parameters of hip and knee were influenced by HJC mislocation.

The main findings of this study were that functional methods are more accurate in simulation tests than in realistic testing conditions. This seems to be caused by soft tissue artefacts. In this study functional methods were not significantly more accurate than all of the predictive methods. Functional methods may be improved by implementing optimization methods to reduce soft tissue artefacts.

This study can be used to establish applications of functional methods in movement analyses and therefore to improve estimations of kinetic and kinematic parameters.
Zur Durchführung von Bewegungsanalysen ist die Lagekenntnis von Gelenkmittelpunkten erforderlich, um Winkel und Momente eines Gelenkes berechnen zu können. Die präzise Lagebestimmung des Hüftgelenkmittelpunktes (HGM) stellt ein noch ungelöstes Problem biomechanischer Forschung dar. Zur Lageschätzung des HGM werden standardmäßig prädiktive Methoden verwendet, die auf empirischen Relationen zwischen anthropometrischen Daten und Lage des HGM beruhen. Aus Validierungsstudien prädiktiver Methoden ist jedoch bekannt, dass diese Methoden Fehler bis zu 3 cm aufweisen. Zur HGM-Lagebestimmung werden in der Literatur funktionale Methoden vorgestellt, die in theoretischen Überprüfungen Fehler unter 1 mm aufweisen. Die Anwendbarkeit funktionaler Methoden ist jedoch nicht systematisch untersucht.

Daher war das Ziel dieser Studie, Präzision und Anwendbarkeit von prädiktiven und funktionalen Methoden zu validieren und somit dazu beizutragen, ein präziseres Verfahren als bislang möglich zur Bestimmung des HGM im Rahmen von Bewegungsanalysen zu etablieren.

Acht prädiktive und zwei funktionale (sphere-fit-Technik S4, Transformationstechnik SCoRE) Methoden wurden anhand von MRT-Aufnahmen von 27 Probanden validiert. Die funktionalen Methoden wurden zusätzlich an einem mechanischen Modell unter Ausschluss von Bewegungsartefakten validiert. Basierend auf den berechneten HGMen wurden kinetische und kinematische Parameter von Gang und Lauf berechnet.

Die Fehler der funktionalen Methoden am mechanischen Modell lagen im Bereich unter 1 mm. Die Fehler der funktionalen Methoden in der Anwendung an Probanden lagen bei 11 - 13 mm (SCoRE) bzw. 19 - 22 mm (S4). Fehler der prädiktiven Methoden lagen zwischen 11 und 22 mm. Kinetische und kinematische Parameter der Gang- und Laufanalysen wurden durch die HGM-Lageschätzung beeinflusst.

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass funktionale Methoden unter Ausschluss von Bewegungsartefakten deutlich präziser arbeiten als unter realen Versuchsbedingungen. In der Anwendung an Probanden zeigten sich funktionale Methoden nicht systematisch präziser als prädiktive Methoden. Die Hauptfehlerquelle der funktionalen Methoden scheinen Bewegungsartefakte darzustellen. Diese lassen sich durch die Anwendung von Optimierungsverfahren rechnerisch minimieren, so dass ein erhebliches Verbesserungspotential funktionaler HGM-Lagebestimmung zu erwarten ist.

Diese Arbeit bietet die Grundlage dafür, die Anwendung funktionaler Methoden in Bewegungsanalysen zu integrieren und somit eine Qualitätsseigerung von Bewegungsanalysen zu erreichen.