

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ. - Prof. Dr. med. J. Windolf

Evaluation der Beckenposition und des Effektes von Korrekturen von
Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Maximilian-Ernst Graber

2022

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Christoph Zilkens

Zweitgutachterin: Prof. Dr. med. Giovanna Lurati Buse

Für meine Familie

Eigene Publikationen

Betsch M, Michalik R, Graber M, Wild M, Krauspe R, Zilkens C (2019) Influence of leg length inequalities on pelvis and spine in patients with total hip arthroplasty. PLoS ONE 14(8): e0221695.

I Zusammenfassung (deutsch)

Postoperative Beinlängendifferenzen nach Hüftendoprothesenimplantationen (H-TEP) sind häufig. Die klinische Relevanz und die stetig steigenden Operationszahlen stellen die Operateure vor verschiedene Herausforderungen.

Die hohe Reliabilität und Validität der Rasterstereografie ermöglichen über eine strahlenfreie Vermessung der Rückenoberfläche die Bestimmung verschiedener Messparameter der Wirbelsäule und des Beckens. Unser Ziel ist es den Zusammenhang aus künstlich simulierter Beinlängendifferenz und der Reaktion des Körpers nach H-TEP Ersatz - in Form von verschiedenen Statikparametern des Beckens und der Wirbelsäule - zu verstehen. Wie verhält sich der Bewegungsapparat von hüftoperierten Patienten im Vergleich zu einem Normalkollektiv? Unterschiedliche Messmethoden zur Bestimmung der postoperativen Beinlängendifferenz und des Beckenschiefstandes (Maßbandmethode, anterior posterior (a.p.) Röntgen des Beckens und Rasterstereografie) werden verglichen. Mit einer höhenverstellbaren Plattform werden künstliche Beinlängendifferenzen in Millimetern (mm) (+5, +10, +15, +20, +30) simuliert. Mittels Rasterstereografie erhalten wir wissenschaftlich verwertbare verschiedenste Parameter des Beckens und der Wirbelsäule. Zuletzt werden diese Patienten mit einer gesunden Kontrollgruppe (n = 101) verglichen. Insgesamt können 88 Probanden vollständig ausgewertet werden. Die durchschnittliche Beinlängendifferenz mit Maßbandmessung betrug $0,92 \pm 1,52$ mm. Der durchschnittliche Beckenschiefstand im Röntgenbild lag bei $1,22 \pm 11,03$ mm, in der Rasterstereografie bei $0,68 \pm 7,73$ mm. Verschiedene simulierte Beinlängen führen in unserem Patientenkollektiv zu signifikanten Veränderungen der Beckenposition (Beckenhochstand und Beckentorsion) und der Wirbelsäulenstatik (Oberflächenrotation und Seitabweichung). Im Vergleich der beiden Kohorten führen Beinlängendifferenzen bei hüftoperierten Probanden zu deutlicheren Veränderungen der Beckenposition (Beckenhochstand, Beckenneigung), während die Veränderungen der Wirbelsäulenparameter vergleichbar blieben.

Die klinische Relevanz und der wirtschaftliche Einfluss von postoperativen Beinlängendifferenzen stehen außer Frage. Die Rasterstereografie ist sehr gut dazu geeignet, Statikparameter des Menschen strahlenfrei und zuverlässig zu erfassen. Mit Hilfe der höhenverstellbaren Plattform können Beinlängendifferenzen problemlos simuliert werden und erleichtern uns dadurch das Verständnis der Reaktionen des menschlichen Körpers auf postoperative Abweichungen. Der Kohortenvergleich zeigt, dass die Simulation von Beinlängendifferenzen zu unterschiedlich starken Reaktionen des Bewegungsapparates führt.

II Zusammenfassung (englisch)

Postoperative leg length inequalities (LLIs) after total hip arthroplasty (THA) are common. Amidst a high clinical relevance and a continuously increasing number of operations performed, surgeons are confronted with a variety of challenges.

Due to their high reliability and validity, rasterstereographic measurements allow – through a radiation-free scan of the back's surface – the determination of different spine and pelvis parameters. The purpose of this study was to investigate a correlation between simulated leg length inequalities and the actual reaction of the human body after THA, focusing on different spine and pelvis static parameters.

Specifically, we set out to understand whether LLIs as a result of THA lead to different effects on the musculoskeletal system in comparison to a healthy control group. Furthermore, we compared different measurement methods to determine postoperative leg length inequalities and pelvic obliquity (measuring tape method, anterior posterior pelvic X-ray and rasterstereography).

We measured LLIs of 99 patients with a THA and analyzed the back's surface with rasterstereography and calculated different effects on pelvic position and spinal posture. With a height adjustable platform, we simulated different leg length inequalities (+5 mm, +10 mm, +15 mm, +20 mm, +30 mm). Afterwards, the effects of simulated LLI were compared to a matched control group (n=101) without a THA.

A total of 88 patients could be fully evaluated. The average leg length difference based on the measuring tape method was 0.92 ± 1.52 mm. The average pelvic obliquity based on X-ray was 1.22 ± 11.03 mm, rasterstereography showed it at 0.68 ± 7.73 mm. Various simulated LLIs led to significant changes in pelvic position (pelvic obliquity and pelvic torsion) and spinal posture (surface rotation and lateral deviation). Comparing the two groups, leg length differences in patients with THA led to significant changes in the pelvic position (pelvic obliquity, pelvic tilt), while the spinal parameters remained similar.

The high clinical relevance and the economic impact of postoperative leg length inequalities are undisputed. Rasterstereography is very well suited to measure static parameters of the human body without radiation. With the help of a height-adjustable platform, leg length differences can be simulated without problems, and therefore simplify our understanding of the human body's reaction to postoperative deviations. The comparison of cohorts showed that the simulation of LLIs results in reactions of the musculoskeletal system in different strength. The operated patients differ significantly from the comparison group in the behaviour of the parameters pelvic obliquity, pelvic tilt, trunc imbalance and kyphosis angle.

III Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
°	Grad
a.p.	anterior posterior
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
CT	Computertomografie
DL (engl.: dimple left)	Lumbalgrübchen links
DM (engl.: dimple medium)	Mittelpunkt zwischen den beiden Lumbalgrübchen
DR (engl.: dimple right)	Lumbalgrübchen rechts
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
etc.	et cetera
ggf.	gegebenenfalls
H-TEP	Hüft-Totalendoprothese, Hüftendoprothese
ILS (engl.: inflectional point lumbar to sacral spine)	Lumbosakraler Übergang
IQTIG	Institut für Qualitätssicherung und Transparenz im Gesundheitswesen
ISG	Iliosakralgelenk
ITL (engl.: inflectional point thoracic to lumbar spine)	Thorakolumbaler Übergang
KA	Kyphoseapex
kg	Kilogramm
LA	Lordoseapex
LLI (engl.: leg length inequality)	Beinlängendifferenz
mm	Millimeter
n	Anzahl
o.g.	oben genannte
OECD (engl.: Organisation for Economic Co-operation and Development)	Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung
SD (engl.: standard deviation)	Standardabweichung
SP	Sakralpunkt
THA (engl.: total hip arthroplasty)	Hüftendoprothese
v.a.	vor allem
VP	Vertebra prominens
z.B.	zum Beispiel
z.T.	zum Teil

IV Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Körperhaltung des Menschen	1
1.2	Arthrose und Hüftgelenkersatz	2
1.2.1	Arthrose	2
1.2.2	Hüftendoprothese	3
1.2.3	Postoperative Beinlängendifferenz	4
1.2.4	Relevante perioperative Aspekte bezüglich Beinlängendifferenz	5
1.2.5	Messung der Beinlänge	6
1.2.6	Subjektive Beinlängendifferenz	8
2	Ziele und Fragestellungen der Arbeit	10
3	Patienten und Methoden	11
3.1	Ethikvotum	11
3.2	Rasterstereografie	11
3.2.1	Einleitung	11
3.2.2	Grundlagen	12
3.2.3	Triangulation	13
3.2.4	Mathematische Grundlagen der Berechnung	14
3.2.5	Detektion von Landmarken	15
3.2.5.1	Relevante Landmarken / Parameter	16
3.3	Durchführung der Untersuchung	20
3.3.1	Grundlagen und Voraussetzungen	20
3.3.2	Untersuchungsablauf	22
3.3.2.1	Bestimmung der postoperativen Beinlängendifferenz (LLI)	22
3.3.2.2	Durchführung der rasterstereografischen Messungen	23
3.4	Auswertung und Statistik	25
4	Ergebnisse	27
4.1	Charakteristika der Patienten	27
4.2	Deskriptive Statistik und epidemiologische Daten (H-TEP Gruppe)	27
4.3	Bestimmung von Beinlänge und Beckenschiefstand	28
4.4	Einfluss von LLI auf verschiedene Messparameter (H-TEP-Gruppe)	30
4.4.1	Beckenhochstand	30
4.4.2	Beckentorsion	32
4.4.3	Beckenneigung	34

4.4.4	Oberflächenrotation.....	35
4.4.5	Lordosewinkel.....	37
4.4.6	Kyphosewinkel.....	39
4.4.7	Rumpfneigung.....	40
4.4.8	Lotabweichung.....	41
4.4.9	Seitabweichung.....	42
4.4.10	Zusammenfassung.....	44
4.5	Vergleich H-TEP-Gruppe mit Kontrollgruppe.....	46
4.5.1	Beckenhochstand.....	47
4.5.2	Beckentorsion.....	48
4.5.3	Beckenneigung.....	49
4.5.4	Oberflächenrotation.....	50
4.5.5	Lordosewinkel ITL-DM.....	51
4.5.6	Lordosewinkel ITL max.....	52
4.5.7	Kyphosewinkel.....	53
4.5.8	Rumpfneigung.....	54
4.5.9	Lotabweichung.....	55
5	Diskussion	56
5.1	Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden des Beckenschiefstands.....	56
5.1.1	Röntgen.....	59
5.1.2	Maßbandmessungen.....	62
5.1.3	Rasterstereografie.....	64
5.1.4	Zusammenfassung.....	65
5.2	Einfluss von LLI auf verschiedene Messparameter (H-TEP-Gruppe).....	65
5.2.1	Beckenhochstand.....	66
5.2.2	Beckentorsion.....	68
5.2.3	Beckenneigung.....	69
5.2.4	Oberflächenrotation.....	69
5.2.5	Lordosewinkel, Kyphosewinkel, Rumpfneigung und Lotabweichung.....	71
5.2.6	Seitabweichung.....	71
5.2.7	Zusammenfassung.....	72
5.2.8	Zufriedenheit von Patienten mit LLI nach H-TEP.....	72
5.3	Vergleich H-TEP-Gruppe und Kontrollgruppe.....	74
5.4	Limitation der Studie / Fehlermöglichkeiten.....	80
5.5	Schlussfolgerung.....	83
5.6	Ausblick.....	84

6	Literatur und Quellenverzeichnis	86
7	Anhang	95
7.1	Fragebogen	95
7.2	Einverständniserklärung in die Studie.....	96
7.3	Tabelle zu Kapitel 4.5	97

In dieser Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Der männliche Ausdruck „Patient“ bezieht sich immer zugleich auf weibliche und männliche Personen.

V Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Beckenübersicht im a.p. Strahlengang	7
Abb. 2 Schematische Darstellung und Funktionsweise der Triangulation	13
Abb. 3 Bildausgabe Rasterstereograf	16
Abb. 4 Definition Grübchenabstand (mm).....	17
Abb. 5 Definition Beckenhochstand (mm)	17
Abb. 6 Definition Beckentorsion (°)	18
Abb. 7 Definition Beckeneigung (°)	18
Abb. 8 Definition Rumpfneigung (°)	18
Abb. 9 Definition Lotabweichung (mm).....	18
Abb. 10 Definition Seitabweichung (mm)	19
Abb. 11 Definition Rumpflänge (mm).....	19
Abb. 12 Definition Lordosewinkel ITL max (°)	19
Abb. 13 Definition Lordosewinkel ITL-DM (°)	19
Abb. 14 Definition Kyphosewinkel ICT-ITL max (°)	20
Abb. 15 Definition Oberflächenrotation (°)	20
Abb. 16 Untersuchungsraum.....	21
Abb. 17 Untersuchungsplattform	21
Abb. 18 Projektor (oben) und Kamera (unten) in der Frontalansicht	21
Abb. 19 Beckenübersicht a.p.....	23
Abb. 20 Untersuchung eines Probanden	24
Abb. 21 Beckenhochstand zu simulierter Beinlängendifferenz	30
Abb. 22 Beckentorsion zu simulierter Beinlängendifferenz	32
Abb. 23 Oberflächenrotation zu simulierter Beinlängendifferenz	35
Abb. 24 Seitabweichung zu simulierter Beinlängendifferenz.....	42
Abb. 25 Kohortenvergleich Beckenhochstand.....	47
Abb. 26 Kohortenvergleich Beckentorsion.....	48
Abb. 27 Kohortenvergleich Beckeneigung	49
Abb. 28 Kohortenvergleich Oberflächenrotation.....	50
Abb. 29 Kohortenvergleich Lordosewinkel ITL-DM	51
Abb. 30 Kohortenvergleich Lordosewinkel ITL max.....	52
Abb. 31 Kohortenvergleich Kyphosewinkel.....	53
Abb. 32 Kohortenvergleich Rumpfneigung	54
Abb. 33 Kohortenvergleich Lotabweichung	55

Abb. 34 Bestimmung von postoperativer Beinlänge und vertikalen Rotationszentrum:	61
Abb. 35 Oberflächenrotation anhand der Proc. spinosi	70
Abb. 36 Fragebogen mit Patienteninformationen	95
Abb. 37 Einverständniserklärung in die Studie.....	96

VI Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Krümmungsbestimmung der Rückenoberflächen	14
Tabelle 2 Messprotokoll der Studie	25
Tabelle 3 Epidemiologische Daten der Studien- und Kontrollgruppe	27
Tabelle 4 Epidemiologische Daten H-TEP Gruppe	27
Tabelle 5 Epidemiologische Daten Kohortenvergleich	28
Tabelle 6 Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden.....	28
Tabelle 7 Pearson-Korrelation (r) der unterschiedlichen Messmethoden	29
Tabelle 8 postHoc Bonferroni-Korrektur Beckenhochstand.....	31
Tabelle 9 postHoc Bonferroni-Korrektur Beckentorsion.....	33
Tabelle 10 postHoc Bonferroni-Korrektur Beckenneigung	34
Tabelle 11 postHoc Bonferroni-Korrektur Oberflächenrotation.....	36
Tabelle 12 postHoc Bonferroni-Korrektur Lordosewinkel ITL-DM.....	37
Tabelle 13 postHoc Bonferroni-Korrektur Lordosewinkel ITL max.....	38
Tabelle 14 postHoc Bonferroni-Korrektur Kyphosewinkel.....	39
Tabelle 15 postHoc Bonferroni-Korrektur Rumpfneigung	40
Tabelle 16 postHoc Bonferroni-Korrektur Lotabweichung	41
Tabelle 17 postHoc Bonferroni-Korrektur Seitabweichung	43
Tabelle 18 Zusammenfassung: Einfluss simulierter LLI auf Statikparameter (rechts).....	44
Tabelle 19 Zusammenfassung: Einfluss simulierter LLI auf Statikparameter (links)	44
Tabelle 20 Zunahme des Beckenschiefstandes bei simulierter LLI.....	66
Tabelle 21 Signifikante Unterschiede der Beckentorsion bei simulierter LLI ab 20 mm.....	68
Tabelle 22 Zufriedenheit der Patienten nach Hüft - TEP Implantation	73
Tabelle 23 Zusammenfassung Kohortenvergleich.....	100

1 Einleitung

1.1 Körperhaltung des Menschen

Pastorelli et al. definieren die Körperhaltung als Position des Körpers zu einer ganz bestimmten Zeit.[1] Die Körperhaltung eines Menschen resultiert aus einem balancierten Zusammenspiel mehrerer Systeme. Es sind vor allem die Knochen, die Bänder und die Muskulatur als hauptverantwortliche Strukturen zu nennen, aber auch das visuelle System, das Gleichgewichtsorgan, die Haut und psychische Faktoren spielen eine Rolle in der Kontrolle der Position des Körpers im Raum. Dadurch ist Haltung kein statisches Konstrukt, sondern vielmehr ein dynamisches Geschehen. Die Körperhaltung ist ein unbewusster Prozess des Menschen.[2] Durch zum Beispiel tonische Dauerkontraktionen bestimmter Muskelgruppen kann das Skelett entgegen der Schwerkraft aufrecht gehalten werden. Neben dieser statischen Haltefunktion kann die Muskulatur durch ihre dynamische Anpassungsfähigkeit auf wechselnde mechanische Bedingungen entsprechend reagieren.

Speziell nach operativen Eingriffen in das oben genannte Zusammenspiel der Bewegungs- und Haltestrukturen des menschlichen Körpers kann es zu relevanten statischen Veränderungen und Störungen im Bewegungsapparat kommen. Diese Eingriffe haben eine sehr hohe Relevanz für das exakt abgestimmte System eines Individuums. In Folge von Knochenbrüchen, Muskelrissen oder anderen Verletzungen sind das Gleichgewicht und das Zusammenspiel signifikant gestört. Mögliche Folgen sind beispielsweise neu auftretende Schmerzen in anderen Körperregionen, zum Beispiel (z.B.) können durch Achsabweichungen der frakturierten Extremität andere Druckverhältnisse in bestimmten Gelenken resultieren. So ist bei der Betrachtung der hüftgelenksnahen Frakturen unlängst bekannt, dass diese zu einer Veränderung der Beinlänge führen können. Eine signifikante Beinlängendifferenz - auch ohne Operation - führt zu einer Beeinflussung der gesamten Statik der Rückenregion, sowie Veränderung gewisser Beckenparameter, zum Beispiel der Beckenneigung, der Beckenrotation und der Beckenkipfung.[3, 4] Wie durch Perttunen et al.[5] gezeigt, führt eine Beinlängendifferenz bereits im Jugendalter nicht nur zu einer Veränderung der Statik der Wirbelsäule und des Beckens, sondern beeinflusst auch das Gehen und Laufen in signifikantem Maße. Die Belastung der Fußsohle und der Abrollvorgang werden deutlich verändert. Der Vorfußbereich erfährt eine deutlich höhere Druckbelastung im normalen Gang. Die Relevanz dieser Thematik wird deutlich, wenn man bedenkt, dass ungefähr 60 - 70 Prozent (%) aller Erwachsenen eine Beinlängendifferenz besitzen. Die Beinlängendifferenz ist eine der häufigsten Diagnosen in allen orthopädischen Kliniken.[6] Durch die

ungleichmäßige Belastung und Fehlstellungen der Extremitäten kann es so beispielsweise zu klinischen Beschwerden in den Gelenken der unteren Extremität kommen. Hierbei wird zunächst der Knorpelstoffwechsel des jeweiligen Gelenkes zu Gunsten des Knorpelabbaus aus dem Gleichgewicht gebracht. Nach Jahren der Fehlbelastung kann die physiologische Gelenkfunktion nicht mehr aufrechterhalten werden. Irreversible Schädigungen des Knorpels und des Gelenks treten auf und der Körper reagiert als Folge der Fehlstatik mit einer Entzündungsreaktion, Bewegungsschmerz und Funktionseinschränkung, den Hauptsymptomen einer Arthrose.

1.2 Arthrose und Hüftgelenkersatz

1.2.1 Arthrose

Arthrose ist eine degenerative Gelenkerkrankung. Der Begriff stammt aus dem Griechischen und bedeutet übersetzt „Verstümmelung eines Gelenkes“.

Seit den 50er Jahren wird die Diagnose der Arthrose neben den klinischen Zeichen nach Kellgren und Lawrence anhand radiologischer Kriterien (Geröllzysten, subchondrale Sklerosierung, Osteophyten, Gelenkspaltverschmälerung) gestellt und klassifiziert.[7]

Man unterscheidet zwei Formen der Arthrose: Die primäre Form der Arthrose geht mit Degeneration des Gelenkknorpels einher. Es sind viele komplexe biochemische Abbauprozesse an der Veränderung der Zusammensetzung des Gelenkknorpels beteiligt, welche sukzessive zu einer Gelenkveränderung führen.[8]

Der sekundären Arthrose liegen verschiedene Ursachen (entzündlich, metabolisch, genetisch iatrogen oder auch mechanisch) zugrunde liegen.[9] Traumatische Ereignisse oder repetitive schwere körperliche Belastungen spielen ebenfalls eine große Rolle bei der frühzeitigen Arthroseentwicklung.[10] Auch Fehlbelastungen durch ein Missverhältnis zwischen Belastung und Belastbarkeit der betroffenen Gelenkstrukturen zählen in den Formenkreis der sekundären Arthrose. Schmerzhaftige Bewegungseinschränkung ist das Kardinalsymptom der Arthrose.[11] Verschiedene Therapieoptionen stehen zur Verfügung. Zunächst werden systemische oder lokale Schmerzmittel (als Injektionen) eingesetzt. Vor allem im Bereich der unteren Extremität sind Gewichtsreduktion bei übergewichtigen Menschen [12, 13] und Meiden gelenkbelastender Tätigkeiten unabdingbar. Bei ausgeschöpften konservativen Maßnahmen und deutlichen Einschränkungen im alltäglichen Leben kommen die operativen Therapiemaßnahmen zum Einsatz, welche aber stets individuell angepasst werden müssen.

[14] Als letzte Therapieoption bleibt meist nur der Gelenkersatz und die Implantation einer Gelenkendoprothese.

1.2.2 Hüftendoprothese

Bei ausgeschöpfter konservativer Therapie wird die Indikation zum Gelenkersatz gestellt, was - wie in vielen Studien bereits gezeigt - bei nahezu allen Patienten zu einer erheblichen Schmerzreduktion, Verbesserung der Gelenkfunktion und einer Steigerung der Lebensqualität führt.[15, 16]

Die Arthrose als Ursache für die Implantation einer Hüft-Totalendoprothese (H-TEP) ist eine der häufigsten Erkrankungen der Industrienationen[17] mit einer hohen Lebenszeitprävalenz von 18 - 27 %.[18] Bereits in der Frühphase der Erkrankung kann es zu Funktionseinschränkungen, Schmerzen und Fehlhaltungen kommen, welche die Lebensqualität der Patienten stark einschränkt.

Es werden jährlich stetig steigende Operationszahlen gemäß dem Institut für Qualitätssicherung und Transparenz im Gesundheitswesen (IQTIG)[19] gemeldet. 2017 wurden in Deutschland 232.685 Hüftendoprothesenerstimplantationen durchgeführt, 2018 stieg die Zahl auf 233.884 Patienten. Die deutsche Gesellschaft für Orthopädie und chirurgische Orthopädie bezieht sich in ihrem Jahresbericht 2019 auf das Deutsche Endoprothesenregister (EPRD). Hier werden die im Register registrierten Erstimplantationen mit 150.284 Operationen beziffert.[20] Die Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung (engl.: Organisation for Economic Co-operation and Development – OECD) liefert Zahlen für das Jahr 2017 mit 309 H-TEP-Operationen auf 100.000 Einwohner in Deutschland, 248 / 100.000 in Frankreich und 203,5 / 100.000 in den USA. Der Trend ist weltweit weiter steigend, auch aufgrund des zunehmenden Lebensalters der Gesellschaft, welches einer der bedeutendsten Risikofaktoren für die Entwicklung einer Arthrose ist.[21, 22] Durch das zunehmende Lebensalter kommt es vermehrt zu arthrosespezifischen Veränderungen in den Gelenken des menschlichen Körpers.

Vor jeder Operation ist der Patient über die möglichen Risiken und Komplikationen aufzuklären. Eine nicht unwesentliche Komplikation ist die postoperative Beinlängendifferenz.

1.2.3 Postoperative Beinlängendifferenz

Vor allem nach Hüftprothesenoperationen kann es bei 6 - 32 % zu einer Beinlängendifferenz kommen.[23] In der Literatur wird eine Spanne der postoperativen Beinlänge von 3 - 70 mm angegeben.[24] Passend zu der Zahl nach Kersic wird bei Whitehouse eine Wahrscheinlichkeit für eine postoperative Beinlängendifferenz mit 10 - 30 % angegeben, wovon > 21,5 % über einen Zentimeter (cm) beträgt. Bereits eine postoperative LLI > 1,5 cm[23] führt zu vermehrtem lumbalen Rückenschmerz, Fehlbelastung, Unzufriedenheit und bei 6 % der Betroffenen zur Notwendigkeit einer orthopädischen Schuhanpassung. Damit stützt dies auch die Studien von Allyn et al.[25] Kleinere Differenzen unter einem Zentimeter werden meist besser toleriert. Eine Vielzahl der Patienten entwickeln klinische Symptome und eine postoperative Unzufriedenheit.[26] In mehreren Studien aus dem Jahr 2009 von Wyld et al.[27-29] zeigen sich bei nachgewiesenen LLI ein deutlich schlechteres klinisches Bild mit hinkendem Gangbild. Auch Iversen et al.[30] bestätigen in einer Studie mit knapp 1000 Probanden die Einflüsse einer postoperativen Beinlängendifferenz auf die postoperative Zufriedenheit.

An dieser Stelle sei außerdem besonders hervorzuheben, dass bis zu 18,3 % der Patienten mit einer LLI von 10 mm an chronischen Rückenschmerzen leiden.[31] Auf der anderen Seite haben circa 30 % aller Patienten mit chronischen Rückenschmerzen eine signifikante Beinlängendifferenz.[32]

Kohorten-Vergleichsstudien zwischen postoperativen Beinverlängerungen im Vergleich zu – verkürzungen zeigen unterschiedliche Einflüsse auf die Zufriedenheit der Patienten.[33] Eine verlängerte Beinlänge verursacht Unzufriedenheit, eine kürzere Gangstrecke, sowie Hinken, wohingegen eine verkürzte Beinlänge zusätzlich zu den oben genannten vermehrt Schmerzen verursacht.

Weiterhin ist vor allem (v.a.) die postoperative Stabilität gemäß Austin et al.[34] nicht zu unterschätzen. Bei einer postoperativen LLI kommt es zu einer erhöhten Instabilitätsgefahr und daher zu einer Fehlhaltung und einem „Hinken“. Das kann beim Patienten von Unmut bis hin zur Revisionsoperation führen. Nach Hüftgelenksoperationen - unabhängig von der Operationstechnik (anteriorer, posteriorer oder PC-navigierter posteriorer Zugang)[35] und Prothesenart - kommt es in bis zu 90,6 % zu einer Verlängerung der präoperativen Beinlänge. 23,7 % wurden um > 10 mm verlängert, 39,9 % zwischen 5 und 10 mm und 36,4 % zwischen 0 und 5 mm.[36]

Weitere Folgen sind auch eine veränderte Biomechanik des gesamten Becken-Bein-Apparates. So haben Patienten mit LLI nach einseitigem Hüftgelenksersatz im Vergleich zum

Normalkollektiv eine geringere Belastbarkeit der Extremität, eine reduzierte Schrittlänge und ein reduziertes Bewegungsausmaß der Hüfte.[37] Auch wirkt sich die Beinlängendifferenz signifikant auf die Muskelspannung und –aktivität im M. quadrizeps femoris aus. Dieser verbraucht ab einer LLI von 2 - 4 cm signifikant mehr Sauerstoff durch den erhöhten Muskeltonus. Die Muskulatur der kürzeren Extremität reagiert vor allem mit einem erhöhten Muskeltonus in der Muskelgruppe der Plantarflexoren.[38] Weitere Studien konnte ab einer LLI von > 3 cm eine erhöhte elektromyografische Aktivität der Muskulatur der gesamten unteren Rückenmuskulatur nachweisen.[39]

Eine postoperative LLI ist vermutlich einer der häufigsten Gründe für einen Rechtsstreit nach totaler Hüftendoprothesenoperation.[40-43] In Amerika werden 78 % der Operateure mindestens einmal in ihrer beruflichen Karriere verklagt.[42] 7,9 % aller Klagen beziehen sich auf eine postoperative Beinlängendifferenz. Die Anklagepunkte zielen meist direkt auf die fachlichen und operativen Fähigkeiten des Operateurs, egal welche Problematik vorrangig ist. All diese Punkte sollen zeigen, wie wichtig es ist die individuellen Beinlängen perioperativ zu bestimmen. Im Folgenden werden die zu beachtenden Aspekte einer LLI im Rahmen der des perioperativen Managements besprochen und im Anschluss die Durchführung der Messungen von LLI beschrieben.

1.2.4 Relevante perioperative Aspekte bezüglich Beinlängendifferenz

Es gibt verschiedene Arten der Durchführung von Beinlängenbestimmungen. Diese werden nach ihrer Art und Weise zeitlich unterteilt (prä-, intra- und postoperativ). Die prä- und postoperative Bestimmung wird im Kapitel 1.2.5. beschrieben.

Eine gute zusammenfassende Übersichtsarbeit aus dem Jahr 2003 zu dem Thema LLI nach totaler Hüftendoprothesenoperation liefert Desai et al.[43] Hier wird aufgeführt, was sowohl der Patient, als auch der Operateur präoperativ, intraoperativ und postoperativ zu beachten hat, bzw. wo noch Optimierungsbedarf besteht. Desai unterteilt die intraoperativen Möglichkeiten der korrekten LLI-Bestimmung in drei Gruppen:

1. Bestimmung der Resektionsebene und der Komponentengrößen der Prothesen anhand von präoperativen Planungsaufnahmen [44-46]
2. Intraoperative Messungen am Becken und Oberschenkel anhand von Markierungen. Hier werden in der Literatur weit mehr als zwanzig verschiedene Messarten beschrieben.[47-58] Zusammenfassend sei zu sagen, dass ein Referenzpunkt am Becken in Relation zu Markierungen am Femur zu den besten Ergebnissen führt.[52]
3. Komplexe mathematische Berechnungen mit Zuhilfenahme von Ultraschall.

Desai et al. betonen, dass es vor allem erfahrene Operateure bedarf und dass nur bei Beachtung aller oben genannten (o.g.) Gruppen die besten postoperativen Ergebnisse erzielt werden können. Der Chirurg sollte versuchen die vorbestehende Anatomie bei Endoprothesenimplantation postoperativ wiederherzustellen.[59]

Manche Autoren behaupten weiterhin, dass ein genauer Ausgleich der Beinlänge nicht erreicht werden kann.[60] Dieses sollte aber das Ziel sein und ist außerordentlich wichtig. Dong et al.[46] untersuchten die negativen Auswirkungen einer bereits präoperativ existenten Beinlängendifferenz auf das postoperative Outcome. So sind Patienten mit einer größeren präoperativen LLI drei Monate nach Endoprothesenimplantation insgesamt unzufriedener und haben mehr Beschwerden postoperativ als Patienten mit geringerer Beinlängendifferenz. Die Zufriedenheit gleicht sich aber nach 12 Monaten postoperativ wieder einander an.

Aktuelle Studien aus dem Jahr 2020 von Fujita et al.[61] betonen ebenfalls die Notwendigkeit der optimalen Wiederherstellung der Beinlänge. Es ist außerordentlich wichtig die radiologische Beinlängendifferenz (gemessen) von der subjektiv (vom Patienten) bemerkten Beinlängendifferenz zu unterscheiden. Der Operateur muss beide Aspekte in seiner Operationsplanung mit beachten. Für den Patienten zählt in der Regel nur das, was er wirklich fühlt und nicht das, was am Ende reell gemessen wird.[33, 36, 62-64] Das ist ein Punkt, der die „wahre“ und „optimale“ Wiederherstellung der Beinlänge so schwierig macht.

1.2.5 Messung der Beinlänge

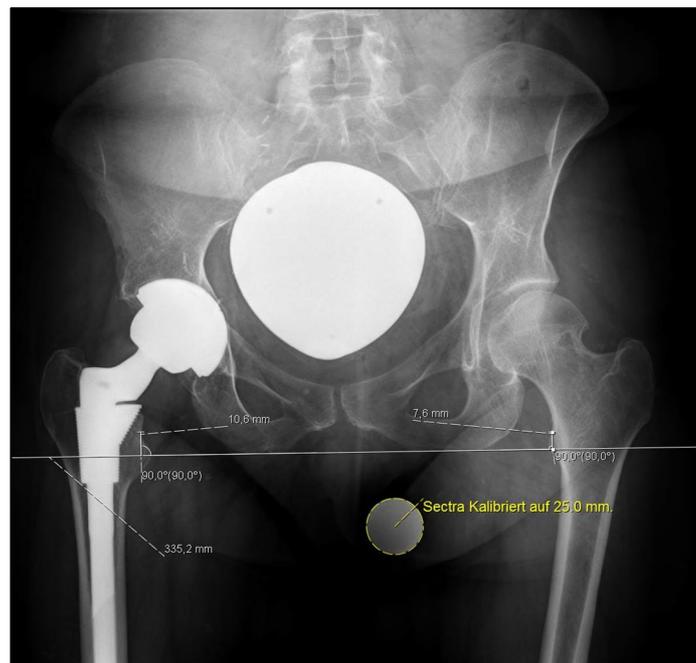
Tatsächlich ist es nicht immer einfach die reelle Beinlänge zu bestimmen, da die Statik des menschlichen Körpers, wie bereits oben erwähnt, ein dynamischer Prozess mit vielen Einflussfaktoren ist. Außerdem lassen sich die klinischen Symptome einer LLI aufgrund mangelnder Dokumentation nicht immer valide festhalten und auswerten.

Es lassen sich nach Kersic et al.[23] vier verschiedene Methoden zur Bestimmung der Beinlänge heranziehen. Zwei dieser Messungen sind klinische, die anderen beiden radiographische Messungen. Im Folgenden werden die verschiedenen Messmethoden beschrieben.

- Klinische Messungen:

- absolute Beinlängendifferenz: Abstand zwischen der Spina iliaca anterior superior und dem Malleolus medialis
- relative Beinlängendifferenz: Abstand vom Bauchnabel zu dem betroffenen Malleolus medialis (unter Einbeziehung der Hüftrotation, Kontrakturen und Fehlstellung der unteren Extremität)

- Radiographische Messungen: man bezieht sich auf eine horizontale Verbindungslinie zwischen den Köhlerschen Tränenfiguren – Orientierungshilfen auf Beckenübersichtsaufnahmen - und bestimmt senkrecht dazu Abstände von definierten Punkten. Weitere Verbindungslinien haben sich im klinischen Gebrauch ebenfalls bewährt, so zum Beispiel die Verbindungslinie zwischen den beiden Os ischii. Diese wird im folgenden als Sitzbeinhöckerlinie bezeichnet, siehe bei Nam et al.[35]
 - Standardisierte Trochantermethode (Strecke B - Strecke A)
 - Strecke A: Abstand zwischen Drehzentrum des Hüftkopfes und Verbindungslinie
 - Strecke B: vertikale Distanz zwischen Drehzentrum des Hüftkopfes bis zum Mittelpunkt des Trochanter Minors
 - Zuerst beschrieben durch Konyves und Bannister[65], siehe Kap. 5.1.1
 - Trochantermethode:
 - Rechtwinkliger Abstand vom Trochanter minor bis zur Verbindungslinie



Messung der postoperativen Beinlängendifferenz nach der Trochantermethode in Relation zur Hilfslinie durch beide Sitzbeinhöcker mit der Trochantermethode. Beinlängendifferenz: Die Messung erfolgt rechtwinklig zur Hilfslinie; Bestimmung des Abstandes zur Trochanter Spitze; Subtraktion beider Seiten voneinander (hier rechts – links). Es zeigt sich eine postoperative Beinlängendifferenz von $10,6 \text{ mm} - 7,6 \text{ mm} = + 3 \text{ mm}$. Kalibriertes Bild mittels Sectra Messkugel (25 mm); a.p., anterior posterior; mm, Millimeter; °, Grad

In der alltäglichen Praxis haben sich die radiologischen Messungen gegenüber den klinischen Messungen durchgesetzt, weil häufig eine deutlich höhere Genauigkeit und Validität erreicht werden kann.[66-69] Allerdings muss festgehalten werden, dass nur die LLI im proximalen Femurbereich gemessen wird und subtrocantäre Ursachen für eine Beinlängendifferenz nicht in Betracht gezogen werden können. Um diese Fehlerquelle abzustellen werden nicht selten standardmäßig, wie oben bereits erwähnt, eine Ganzbeinstandaufnahme oder eine Computertomografie (CT) der unteren Extremität durchgeführt. Bei Ganzbeinstandaufnahmen handelt es sich um Röntgenaufnahmen der gesamten unteren Extremität in der Frontalebene mit einer Messkugel zur Kalibrierung. Hierbei wird der Abstand zwischen Drehzentrum des Hüftgelenks (Zentrum des Femurkopfes) und Trochlea der Talus gemessen.

Allerdings wird die Röntgendiagnostik des Beckens auch deshalb bevorzugt, da erfahrene Operateure und Radiologen aus den postoperativen Bildern viele zusätzliche Informationen herausziehen können. Einen Operateur interessiert weit mehr als nur die Beinlängendifferenz, wie z.B. die Lage des vertikalen und horizontalen Drehzentrum, die Inklination und Anteversion des Acetabulums, die femorale Stammposition, Materiallage et cetera (etc.).[70] Andere Autoren beschreiben eine Vielzahl weiterer primär radiologischer Messsysteme, welche in bestimmten Fragestellungen und je nach Vorgabe der entsprechenden Klinik zu Rate gezogen werden.

1.2.6 Subjektive Beinlängendifferenz

Ein häufig erfragter Parameter ist die subjektive Wahrnehmung einer Beinlängendifferenz. Bei Sarangi und Bannister wird bereits eine LLI von über 6 mm vom Patienten bemerkt.[28] Eine Aussage über ein generell schlechteres Outcome treffen die Autoren nicht. So konnte in anderen Studien entgegen der obigen Meinung kein signifikanter Zusammenhang zwischen Beinlängendifferenz und operativem Outcome bestätigt werden.[63] Eideen et al. liefern statistische Auswertungen über die Anzahl der Patienten, die eine LLI postoperativ bemerken; diese liegt bei bis zu maximal 32 %.[71] Wylde et al.[27, 28] ermittelten, dass bei nur 36 % der Patienten, die subjektiv eine Beinlängendifferenz verspürten, diese auch mit radiologischen Messungen nachgewiesen werden konnte. Walsh et al. vermuten einen Zusammenhang mit der Reaktionsfähigkeit und Elastizität der Wirbelsäule und der Verbindung dieser zum Becken. Bei gering ausgeprägter LLI kommt es zum problemlosen Ausgleich durch das spinopelvine System, ohne dass es vom Patienten direkt bemerkt wird. Bei $LLI > 2$ cm kommt es gemäß der Autoren zunehmend zu biomechanischen Reaktionen

der Gelenke der unteren Extremität, vorwiegend zur Knieflexion, welche schlussendlich vom Patienten unweigerlich bemerkt wird.[72]

Somit ist es bei einer so hohen Relevanz für den Patienten und auch in Betracht des wirtschaftlichen Aspektes außerordentlich wichtig, dass die präoperativen, intraoperativen und postoperativen Maßnahmen zur Bestimmung und zum Ausgleich von LLI stetig optimiert werden, damit die postoperativen Folgen verringert bzw. sogar beseitigt werden können. Wie bereits in vorherigen Studien gezeigt, lässt sich die Rasterstereografie sehr gut dazu nutzen den Effekt einer LLI auf die Statik des Probanden nachzuweisen.[73-75]

2 Ziele und Fragestellungen der Arbeit

Der Einfluss einer postoperativen Beinlängendifferenz auf die Zufriedenheit bzw. die Beschwerden des Patienten ist sehr individuell, allerdings nicht zu unterschätzen.

Ziel der Arbeit ist die Untersuchung des Einflusses von simulierten LLIs auf Haltung- und Beckenparameter bei Hüft-TEP Patienten und einer Kontrollgruppe. Wir vermuten, dass sich die Kompensationsmechanismen hervorgerufen durch LLIs nach der Implantation einer Hüft-TEP signifikant unterscheiden zu einem Kontrollkollektiv ohne Hüft-TEP.

Durch verbesserte Kenntnisse und Erfahrungen der behandelnden Ärzte bei der gesamten Operationsdurchführung inklusive Vorbereitung, Operation und Nachbehandlung können bessere operative Ergebnisse und eine erhöhte Patientenzufriedenheit erzielt werden. Dadurch können im Idealfall körperliche Beeinträchtigungen nach Operationen und auch teilweise schädigende Folgeuntersuchungen, gegebenenfalls (ggf.) sogar Folgeoperationen vermieden werden.

Außerdem führen wir vergleichende Messungen der Beinlängendifferenz und des Beckenschiefstandes mittels unterschiedlicher Modalitäten durch mit der Frage, ob mit der Rasterstereografie ein vergleichbarer Beckenstand nach Hüft-TEP Implantation im Vergleich zu den anderen Standardverfahren bestimmt werden kann. Hierzu haben wir verschiedene Untersuchungstechniken (Rasterstereografie, Röntgenuntersuchungen und klinische Messungen) miteinander verglichen. Wir gehen von einer hohen Korrelation dieser Messmethoden aus.

3 Patienten und Methoden

3.1 Ethikvotum

Die Studie hat das Aktenzeichen 3776 der Ethikkommission der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf und wurde geprüft und beurteilt. Es bestehen keine ethischen oder rechtlichen Bedenken gegen die Durchführung der Studie.

3.2 Rasterstereografie

3.2.1 Einleitung

Mithilfe der Rasterstereografie ist es möglich die individuelle Rückenoberfläche der zu untersuchenden Probanden kontakt- und strahlungsfrei auf „Deformitäten“ zu untersuchen. Sie wird nicht nur zur Erfassung von Beckenschiefständen oder Beckenrotation verwendet, sondern kann vielfältig für verschiedene medizinische Fragestellungen genutzt werden. Die klinische Relevanz und die verschiedenen Einsatzmöglichkeiten für unterschiedlichste Fragestellungen sind weitreichend. Die Rasterstereografie wird eingesetzt bei Skoliose, bei Wirbelsäulenfrakturen und Bandscheibenvorfällen, sowie in der konservativen Orthopädie.[76-81]

Auch die mehrfach nachgewiesene Validität für alle Messungen und Dimensionen im Raum, sowie Genauigkeit der Untersuchung, lassen das Interesse der Wissenschaft stetig steigen. [79, 82] Sowohl die Stabilität, Validität und Reliabilität konnte in verschiedenen Studien beschrieben werden und lässt die Untersuchungsform klinisch immer relevanter werden.

Das Haupteinsatzgebiet der Rasterstereografie zeigt sich in der Vermessung von Wirbelsäulenfehlstatiken.[80, 83, 84] So wird es besonders bei dem Erkrankungsbild der Skoliose eingesetzt, aber auch bei Nachuntersuchungen nach Bandscheibenvorfällen findet die Untersuchung seinen Wert. Eine Studie aus dem Jahre 1979 thematisiert eine Statistik über die durchschnittlich angefertigte Zahl an Röntgenuntersuchungen von Skoliosepatienten und kam auf eine Zahl von 22 in einem Zeitraum von 3 Jahren.[85] Eine weitere große Kohortenstudie mit über 5000 Probanden lieferte auf die Lebenszeit gesehen eine durchschnittliche Anzahl an angefertigten Röntgenbildern der gesamten Wirbelsäule von 22,9 (Range von 0 bis 553).[86]

Diese Zahlen entsprechen sicherlich nicht dem aktuellen und realen Wert. Mit restriktiveren Indikationsstellungen und damit verbunden einer Reduktion der Untersuchungen auf ein Minimum und Reduktion der Strahlenbelastung durch modernere Röntgengeräte konnte die

Zahl durchgeführter Diagnostik über die Jahre stetig reduziert werden. Allein die Weiterentwicklung und Verbesserung der Röntgenröhren konnte die Strahlenbelastung bereits um circa 50 % reduzieren.[87, 88] Zahlen und Studien zur absoluten Anzahl an Röntgenuntersuchungen im Rahmen der Skoliosediagnostik sind hochgradig individuell und liegen daher nicht in ausreichendem Maße vor. Durch die Rasterstereografie kann hier allerdings bereits eine Strahlenreduktion erreicht werden. Die medizinische Relevanz ergibt sich in Anbetracht des wissenschaftlich nachgewiesenen vierfach erhöhten Karzinomrisikos aufgrund von Strahlenbelastung im Rahmen der röntgenologischen Skoliosediagnostik und eines erhöhten Mortalitätsrisikos von 46 %.[86, 89] Daher ist es unabdingbar weiter zu untersuchen, ob Rasterstereografie nicht nur in der Skoliosediagnostik weiter zur Strahlenreduktion beitragen kann und ob sie die Durchführung von konventionellen Röntgenbildern reduzieren, eventuell sogar ablösen kann.

So zeigt auch Tabad-Fougere et al.[77] in einer aktuellen Studie die hohe Korrelation zwischen radiologischen und rasterstereografischen Messungen. Es ergibt sich eine Korrelation von $R = 0,7$ für den Parameter Skoliosewinkel beziehungsweise Cobb-Winkel (wird genutzt, um die Skoliose anhand von Röntgenbildern anhand von Abweichungen der Wirbelsäule in der Frontalebene zu klassifizieren) ohne signifikanten Unterschied zwischen den beiden Messmethoden ($p = 0,6$). Auch kann die mehrfach nachgewiesene Intraklassen-Korrelation wurde mit $r > 0,75$ als sehr genau angesehen.

Als weiteres Einsatzgebiet können die Auswirkungen verschiedener körperlicher Merkmale wie zum Beispiel der Brustumfang, die Kieferposition oder sogar eine Schwangerschaft auf die Körperhaltung erfasst werden.[90-92]

3.2.2 Grundlagen

Die Grundlagen dieses Verfahrens wurden im Jahre 1982 von Frobin und Hierholzer entwickelt, beschrieben und bis heute stetig weiterentwickelt.[3, 93, 94] Alle mathematischen Grundlagen basieren auf der Differentialgeometrie.

Bei dem Verfahren handelt es sich um ein dynamisch und dreidimensional arbeitendes optisches Vermessungsverfahren, das mit Bezugspunkten und dem Prinzip der Triangulation arbeitet. Hierbei wird anhand von zwei Fixpunkten und mehreren definierten Abständen ein dritter Punkt durch einfache mathematische Winkelberechnungen abgeleitet. Die genauen mathematischen Grundlagen und Berechnungen sind in Kapitel 3.2.3 und 3.2.4 erklärt.

Das Messsystem ist in der Lage die Rückenoberfläche der Probanden abzubilden und anatomische Landmarken zu erkennen. Hierzu werden durch einen Lichtprojektor in einem

fest definierten Abstand parallele Lichtlinien auf den entkleideten Rücken eines Probanden geworfen. Eine Kameraeinheit zeichnet diese Linien auf und berechnet daraus verschiedene Informationen und Messparameter der gesamten Becken- und Wirbelsäulenstatik. Das System ist in der Lage über 40 verschiedene Haltungparameter zu bestimmen. Die Untersuchung verläuft somit berührungslos und vollkommen strahlungsfrei. Entwickelt wurde diese Berechnungsmethode durch Carl Friedrich Gauß.

Für die rasterstereografische Messmethode sind Bezugspunkte, sogenannte Landmarken von Bedeutung. Das Gerät arbeitet mit einfachen Mittelwertberechnungen für diese einzelnen Landmarken und der daraus errechneten Parameter. Aus insgesamt 12 Aufnahmen wird die dem Mittelwert am nächsten liegende ausgewählt und verwendet[79], siehe Kapitel 3.2.5. Die Genauigkeit der Rasterstereografie bei der Bestimmung dieser Landmarken wird in der Literatur mit 0,1 mm betitelt.[81]

3.2.3 Triangulation

Die Vermessung der Rückenoberfläche mit den dazugehörigen Strukturen basiert auf dem Verfahren der Triangulation. Hierzu werden zwei fest definierte Bezugspunkte mit konstanten Winkeln und Abständen benötigt. Bei der Rasterstereografie sind diese Punkte die Kamera und der Projektor. Der dritte Punkt auf der Rückenoberfläche des Probanden lässt sich individuell berechnen.

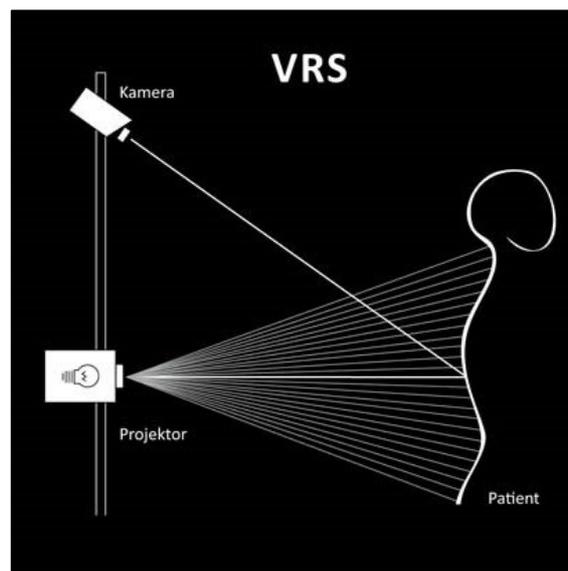


Abb. 2 Schematische Darstellung und Funktionsweise der Triangulation

Die Triangulation bezeichnet die Beziehung von zwei fest definierten Punkten und einem dritten daraus errechneten Punkt zueinander, Kamera, Projektor und Patient; VRS, Videorasterstereografie; Bildquelle: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Funktionsweise_VRS.jpg

Das entstandene Bild wird zunächst durch Punktkoordinaten beschrieben, die noch keine Analyse oder Interpretation zulassen.[95] Erst durch Erstellung eines Koordinatensystems und durch mathematische Berechnungen von Krümmungen erhält man die gewünschten Parameter.

3.2.4 Mathematische Grundlagen der Berechnung

Das für die Berechnung verwendete Koordinatensystem muss auf den jeweiligen Körper anwendbar und unabhängig von äußeren Faktoren sein (intrinsisch, körperangepasst). Die Bedingungen für ein solches Koordinatensystem sind im Folgenden kurz erläutert:

Alle Punkte / Landmarken lassen sich in Bezug auf ihre Position im Raum mit drei Koordinaten (x, y und z) beschreiben. Eine Landmarke definiert sich entweder über ihre Form oder ihre Funktion (z.B. Zentrum eines Gelenkes). Als einfache Landmarken eignen sich z.B. skelettale Anteile, die sich in ihrer Form unter der Haut tasten lassen, oder sogar sichtbar sind (Scapula, Vertebra prominens, Beckenkamm, etc.). Direkte Umgebungspunkte dürfen hierbei nicht mit in die Berechnungen einfließen. Daher werden aus Gründen der Genauigkeit Krümmungen (Invariante) und nicht einzelne Punkte verwendet.

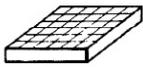
Form	Klassifikation	Beispiel	Krümmung			
			Gauß'sche Krümmung $K = \kappa_1 \cdot \kappa_2$	Mittlere Krümmung $H = \frac{1}{2}(\kappa_1 + \kappa_2)$	Hauptkrümmung	
					κ_1	κ_2
	planar	Ebene	0	0	0	0
	parabolisch	Zylinder	0	> 0	> 0	0
	elliptisch	Kugel	> 0	> 0	> 0	> 0
	hyperbolisch	Sattel	< 0	\leq oder ≥ 0	< 0	> 0

Tabelle 1 Krümmungsbestimmung der Rückenoberflächen

K; Gauß'sche Krümmung; κ_1 und κ_2 ; Hauptkrümmung 1 und 2; H; mittlere Krümmung

Bei der Analyse dreidimensionaler Strukturen wie der Rückenoberfläche eines Patienten kommen zwei senkrecht zu einander verlaufende Hauptkrümmungen (κ_1 & κ_2) zur

Anwendung. Diese werden mittels mathematischer Verfahren aus den minimalen und maximalen Oberflächenkrümmungen einer definierten Fläche berechnet.

Zur Differenzierung zwischen beiden Hauptkrümmungen dient die Gauß'sche Krümmung $K = \kappa_1 \cdot \kappa_2$, Die mittlere Krümmung H dient zur weiteren Unterscheidung einzelner Punkte; hierbei gilt: $H = \frac{1}{2} (\kappa_1 + \kappa_2)$. Anhand dieser Größen können vier verschiedene Formen einzelner Strukturen einer dreidimensionalen Fläche klassifiziert werden: planar, parabolisch, elliptisch und hyperbolisch. Bei positivem K bilden sie Vorwölbungen, Ecken und Spitzen, bei negativem K Furchen und Gräben.

Für die genaue Herleitung und Ermittlung dieser Formeln verweisen wir auf Frobin und Hierholzers Ergebnisse und Paper aus den 80er Jahren.[4, 93, 94] Die Punkte mit der stärksten Erhabenheit im Vergleich zur Umgebung sind die relevanten Regionen zur Erstellung eines Koordinatensystems und sind somit besonders als anatomische Landmarke geeignet. Die Detektion dieser wird im folgenden Kapitel behandelt.

3.2.5 Detektion von Landmarken

Direkt unter der Haut liegende knöcherne Strukturen geben der Körperoberfläche ihre charakteristische Form. Bei der Betrachtung des Rückens sind eine Vielzahl von Knochenpunkten sichtbar und können visuell und palpatorisch als anatomische Landmarke identifiziert werden. Anatomische Landmarken definieren sich sowohl durch einen Eigennamen als auch kartesische Koordinaten.[96-98] Diese Punkte sind interindividuell vergleichbar und können daher in ein intrinsisches Koordinatensystem überführt werden.[4] Dadurch sind die Voraussetzungen für eine objektive und quantitative Analyse der Rückenoberfläche geschaffen.[99, 100] Zusätzlich basiert die gesamte Oberflächenstruktur des Rückens sehr stark auf der relativen Position der Landmarken zueinander.[3, 93, 94, 101] Um bei jeder Messung vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, muss das zu vermessene Objekt in einer definierten Position stehen (auf Plattform in Neutral-Null Stellung). Als Berechnungsgrundlage dient zunächst die Symmetrielinie des Rückens. Der Körper wird in eine rechte und linke Seite unterteilt. Bei der automatischen Erfassung von relevanten Landmarken wird die Rückenoberfläche im nächsten Schritt in kleinere definierte Flächen unterteilt. Zur Bestimmung der gewünschten Landmarkenfenster sind die Regionen mit einem besonderen Krümmungsprofil von Interesse. Ein Landmarkenfenster entspricht einer definierten Größe. Es werden alle Punkte im Fenster betrachtet und schrittweise ausgeschlossen, sodass am Ende nur noch eine mögliche Landmarke je Fenster übrig bleibt. Im kranialen Bereich bietet sich der Vertebra prominens (VP) an, da an dieser Stelle eine

maximale Konvexität des Rückens herrscht, im kaudalen Bereich kann an der Stelle der maximalen Konkavität der Sakralpunkt (SP) gefunden werden. An diesen beiden Punkten gilt $K > 0$. Nach exakter Berechnung von VP und SP werden die Landmarkenfenster für die Lumbalgrübchen festgelegt.

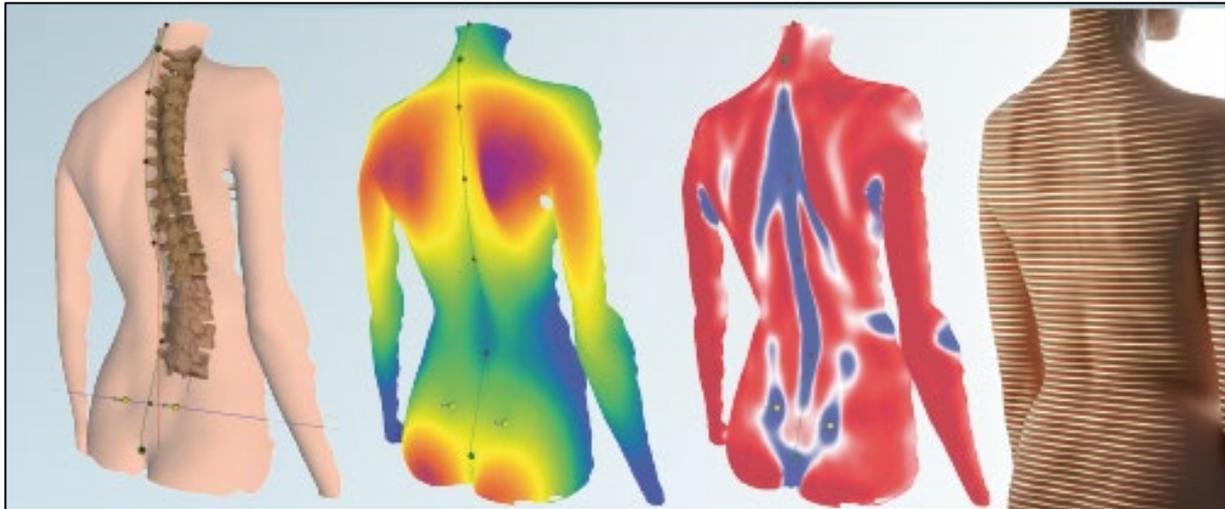


Abb. 3 Bildausgabe Rasterstereograf

Mögliche durch die Software generierte dreidimensionale Darstellung der Rückenoberfläche und der Wirbelsäule anhand der bekannten Fixpunkte (grün, VP und SP; gelb, DL und DR; rot, verschiedene Proc. spinosi); von links: 1.) dreidimensionale Darstellung der Wirbelsäule; 2.) und 3.) Farbkodierte Krümmungen der Oberfläche mit unterschiedlichen Farbabstufungen; 4.) reelle Abbildung der projizierten parallelen Lichtlinien auf der Rückenoberfläche; VP, vertebra prominens; SP, Sakralpunkt; DL, dimple left; DR, dimple right; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

3.2.5.1 Relevante Landmarken / Parameter

In der klinischen Anwendung haben sich folgende Landmarken als relevant heraus gestellt: Vertebra prominens (VP), Lumbalgrübchen (engl.: dimple left - DL, engl.: dimple right - DR), sowie der Sakralpunkt (SP).[101]

Aus diesen vier Hauptlandmarken können bis zu 40 Parameter berechnet werden. Als weiterer Parameter sei der Mittelpunkt zwischen den beiden Lumbalgrübchen (engl.: dimple medium - DM) genannt, welcher die Mitte der Verbindungslinie zwischen DL und DR dargestellt.

Folgende Parameter sind entscheidend für die Bestimmung der Lordosewinkel der Lendenwirbelsäule: Der thorakal-lumbale Wendepunkt (engl.: inflectional point thoracic to lumbar spine - ITL) ist der Punkt größter negativer Oberflächenneigung im Bereich zwischen Kyphoseapex und Lordoseapex. Der Kyphoseapex (KA) oder Kyphosescheitel ist der hintere Apex des Sagittalprofils im oberen Bereich. Er ist durch eine vertikale Tangente gekennzeichnet (0° in der Neigungs-Kurve). Der Lordoseapex (LA) oder Lordosescheitel ist

der vordere Apex des Sagittalprofils im unteren Bereich. Er ist durch eine vertikale Tangente gekennzeichnet (0° in der Neigungs-Kurve). Der Wendepunkt lumbal-sakral (engl. inflectional point lumbar to sacral spine – ILS) ist der Punkt größter positiver Oberflächenneigung im Bereich zwischen Lordoseapex und Sakrum.

Die folgenden Abbildungen der Firma DIERS International GmbH liefern eine Aufstellung der relevanten Parameter dieser Studie. Unter den Abbildungen werden die Abkürzungen zum Teil mit den englischen Originalbegriffen erklärt. Auf eine separate und erneute deutsche Übersetzung wird verzichtet.

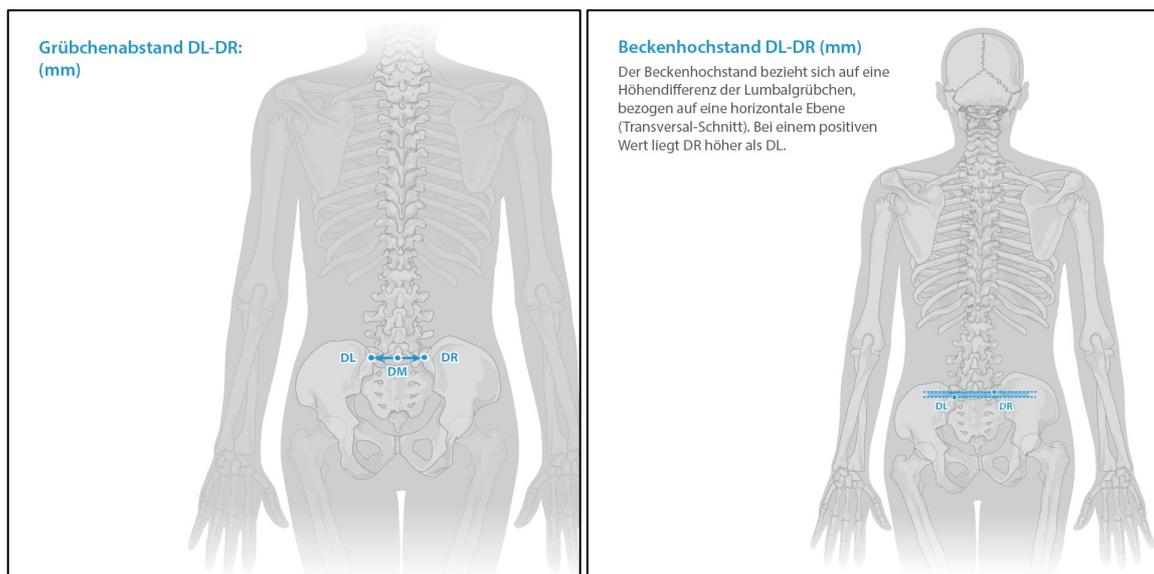


Abb. 4 Definition Grübchenabstand (mm)

Länge der Strecke der Verbindung zwischen DL und DR; mm, Millimeter; DL, dimple left; DR, dimple right; DM, dimple medium; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

Abb. 5 Definition Beckenhochstand (mm)

Absoluter Höhenunterschied zwischen der Verbindung DL-DR und einer Horizontalen. Durch eine Senkrechte zur Horizontalen wird der Abstand vom jeweils höher liegenden Lumbalgrübchen zur Horizontalen in mm bestimmt; positive Werte zeigen an, dass DR höher als DL liegt; mm, Millimeter; DL, dimple left; DR, dimple right; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

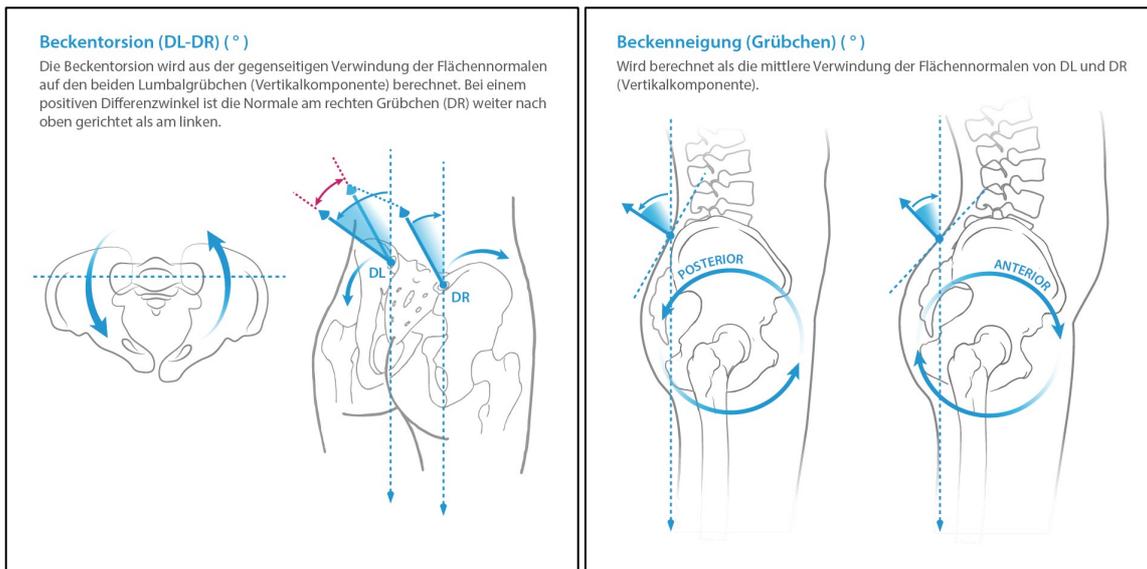


Abb. 6 Definition Beckentorsion (°)

Die Torsion der Oberflächennormalen im Bereich der Lumbalgrübchen: Bei positiven Werten ist der rechte Hüftknochen weiter nach anteriokraniel orientiert, während sich der linke nach dorsokaudal orientiert; Bei negativen Werten verhält es sich gegensätzlich; der rot markierte Winkel ist der Differenzwinkel; °, Grad; DL, dimple left; DR, dimple right; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

Abb. 7 Definition Beckenneigung (°)

Höhenunterschied zwischen DL und DR im Bezug auf die Horizontalebene; °, Grad; DL, dimple left; DR, dimple right; posterior, nach hinten; anterior, nach vorne; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

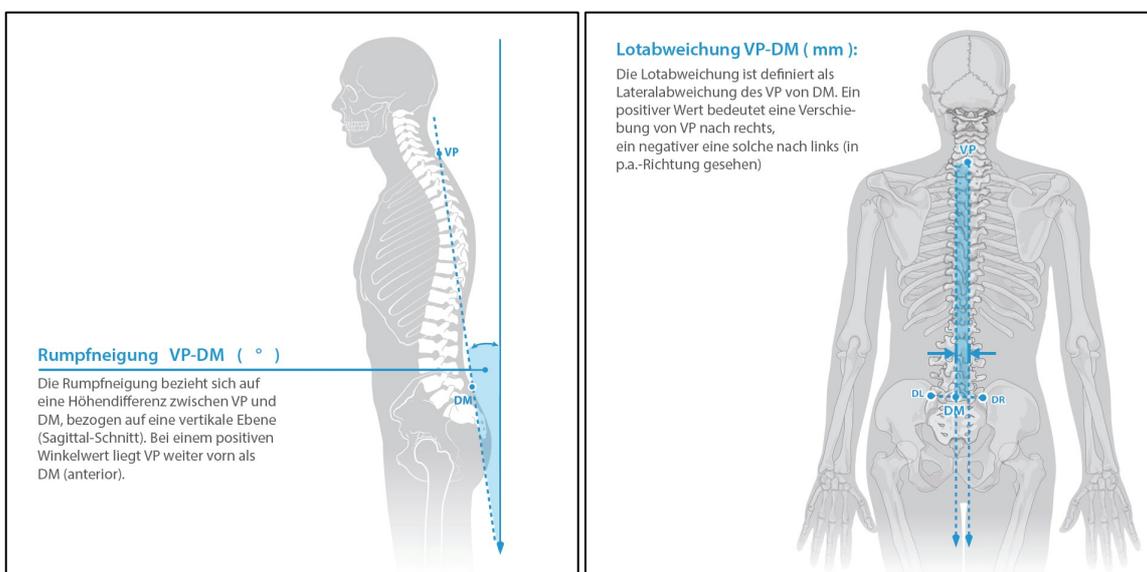


Abb. 8 Definition Rumpfneigung (°)

Winkel zwischen der Verbindung VP und DM und einer äußeren Senkrechten; Ab einem Winkel $>2,8^\circ$ spricht man von einer Inklination, bei einem Winkel $<2,8^\circ$ von einer Reklination; °, Grad; VP, vertebra prominens; DM, dimple medium; anterior, nach vorne; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

Abb. 9 Definition Lotabweichung (mm)

Abstand zweier Senkrechten zueinander, welche durch VP und DM verlaufen; Bei positiven Werten liegt die Abweichung rechts, bei negativen Werten links; mm, Millimeter; DL, dimple left; DR, dimple right; DM, dimple medium; VP, vertebra prominens; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

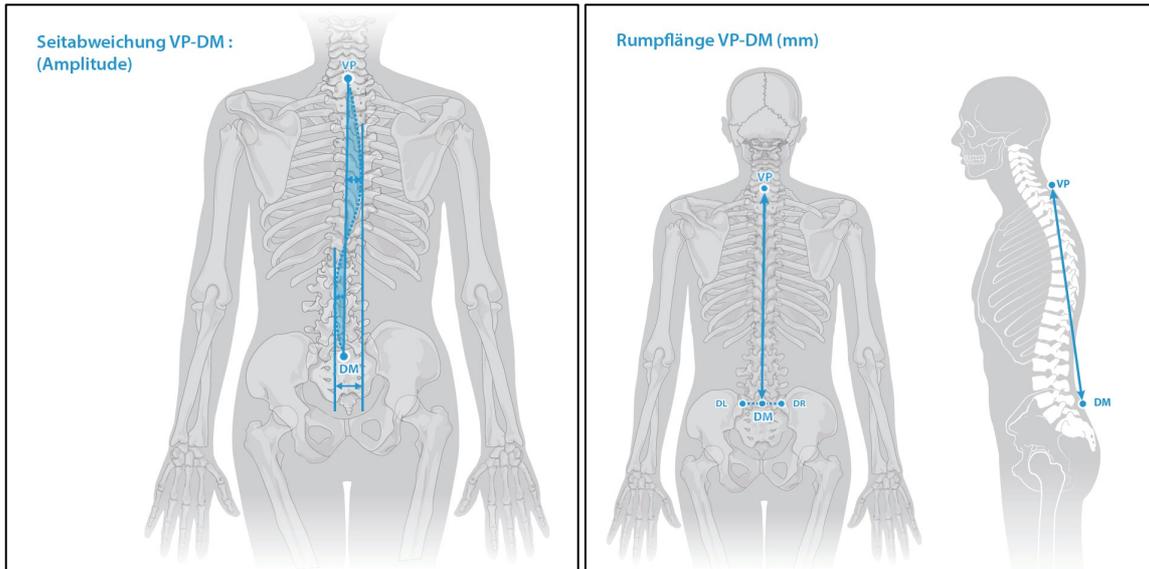


Abb. 10 Definition Seitabweichung (mm)

Das quadratische Mittel (engl. root mean square) des Abstandes zwischen der Verbindung VP-DM und der Mittellinie der Wirbelsäule in mm; Als Bezugspunkte werden die Procc. Spinosi der Wirbelsäule verwendet; Die Werte sind immer positiv; mm, Millimeter; VP, vertebra prominens; DM, dimple medium; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

Abb. 11 Definition Rumpflänge (mm)

Abstand der Strecke zwischen VP und DM; mm, Millimeter; DL, dimple left; DR, dimple right, DM, dimple medium; VP, vertebra prominens; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

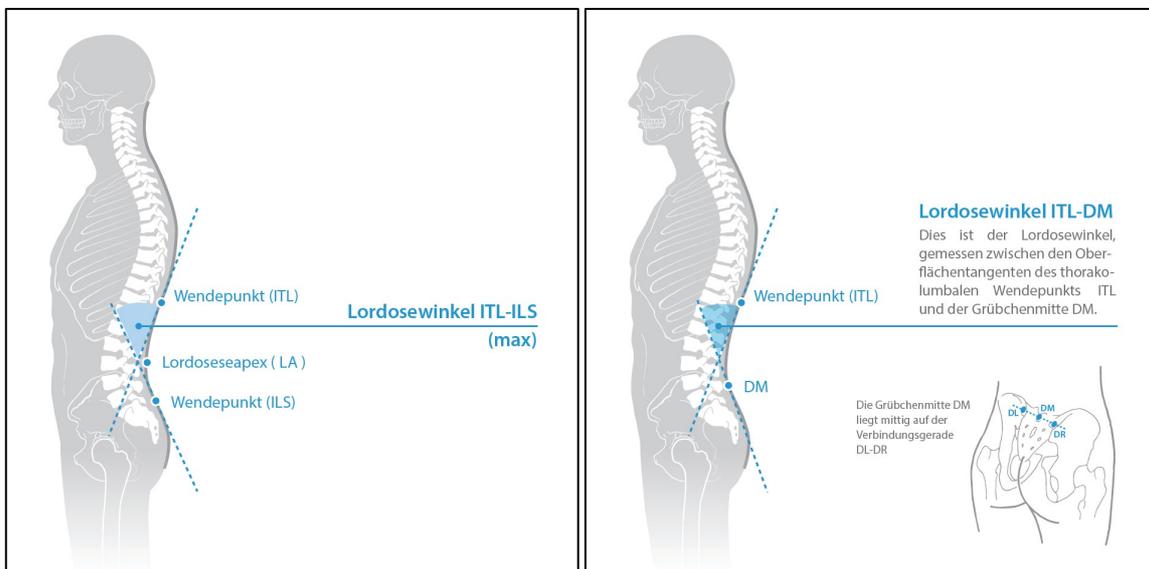


Abb. 12 Definition Lordosewinkel ITL max (°)

Winkel der Lendenlordose zwischen den beiden Oberflächentangenten an den Wendepunkten der Wirbelsäule ITL und ILS; °, Grad; ITL, inflectional point thoracic to lumbar spine; ILS, inflectional point lumbar to sacral spine; LA, Lordoseapex; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

Abb. 13 Definition Lordosewinkel ITL-DM (°)

Winkel der Lendenlordose zwischen den beiden Oberflächentangenten an ITL und DM; °, Grad; ITL, inflectional point thoracic to lumbar spine; DL, dimple left; DR, dimple right; DM, dimple medium; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

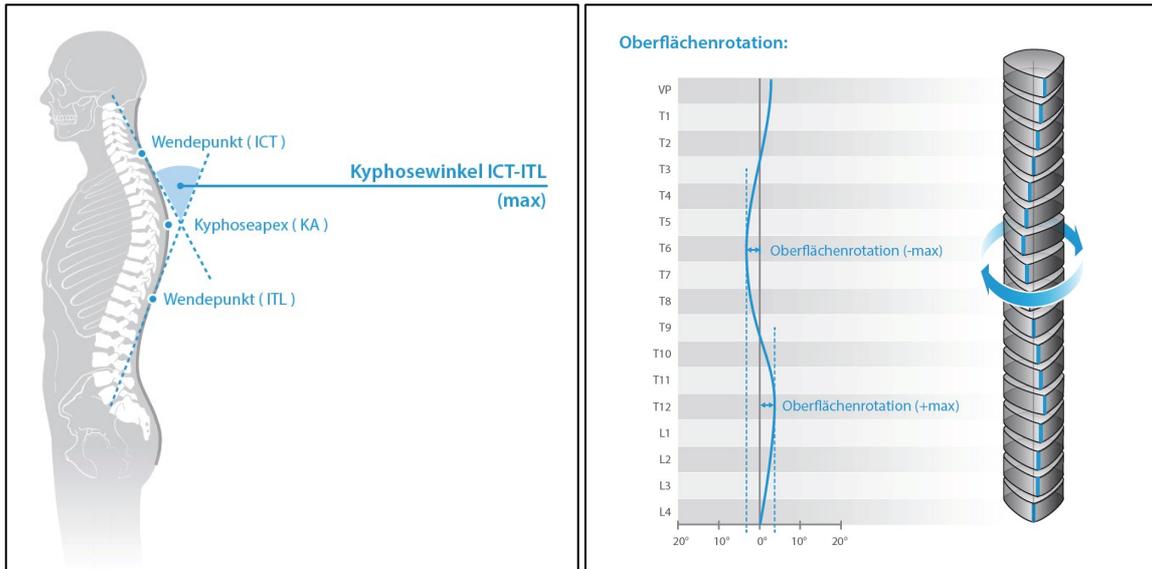


Abb. 14 Definition Kyphosewinkel ICT-ITL max (°)

Winkel der Brustkyphose zwischen den beiden Oberflächentangenten an den Wendepunkten der Wirbelsäule ICT und ITL; °, Grad; ICT, inflectional point cervical to thoracic spine; KA, Kyphoseapex; ITL, inflectional point thoracic to lumbar spine; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

Abb. 15 Definition Oberflächenrotation (°)

Das quadratische Mittel (engl. root mean square) des Winkels zwischen horizontaler Komponente der Oberflächennormalen und der Symmetrielinie; Bei positivem Winkel rotiert die Oberfläche nach rechts, die Proc. spinosi zeigen nach rechts; °, Grad; x-Achse, °, Grad; y-Achse, Höhe der Segmente der Wirbelsäule von VP bis L4; VP, vertebra prominens; T1 - 12, Brustwirbelkörper 1 - 12; L1 - 4; Lendenwirbelkörper 1 - 4; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

3.3 Durchführung der Untersuchung

3.3.1 Grundlagen und Voraussetzungen

Die Durchführung der rasterstereografischen Aufnahmen fand in den Räumlichkeiten der Klinik für Unfall- und Handchirurgie der Universitätsklinik Düsseldorf statt. Alle Messungen wurden mit dem "Formetric 4D Motion" der Firma DIERS International GmbH, Schlangenbad, Deutschland, und dem dazugehörigen Programm DICAM II 2.2.3 durchgeführt.

Der für die Studie genutzte Raum war mit folgenden Komponenten ausgestattet:

- Formetric 4D „Tower“ mit PC, Bildschirm, Drucker und Projektor zum Erstellen und Auswerten der Daten und zur Projektion der Lichtlinien
- Höhenverstellbare Untersuchungsplattform mit Markierungen für die definierte Fußposition in definiertem Abstand zur Kamera und zum Projektor



Abb. 16 Untersuchungsraum

Mit Computer und Arbeitsplatzdrucker (vorn im Bild), Projektor und Kameratum (links), sowie Untersuchungsplattform (rechts) in definiertem Abstand zueinander; Das Laufband wurde für diese Studie nicht verwendet

Abb. 17 Untersuchungsplattform

In fixer Position mit Markierung für die Fußposition der Probanden durch helles Tape



Abb. 18 Projektor (oben) und Kamera (unten) in der Frontalansicht

Zuerst erfolgte ein ausführliches Aufklärungsgespräch. Individuell wurde jedem Probanden der genaue Untersuchungsablauf erklärt. Außerdem erfolgte eine kurze Erklärung über die Studie und die erhofften Ergebnisse und Schlussfolgerungen.

Für die Studie galten folgende Einschluss- und Ausschlusskriterien:

- Einschlusskriterien
 - Zustand nach Ersatz des Hüftgelenks durch eine Alloendoprothese
 - Zum Untersuchungszeitpunkt vollendetes 18. Lebensjahr
 - Fähigkeit im Rahmen der Messung sechs Sekunden still zu Stehen
 - Einwilligung des Patienten in das Studienprotokoll
- Ausschlusskriterien
 - Fehlende Einwilligung in die Studie
 - Erkrankungen / Verletzungen / Operationen im Bereich der Wirbelsäule
 - Patienten mit Zustand nach künstlichem Ersatz von Knie- oder Sprunggelenken
 - Unzuverlässigkeit (Alkoholismus, Drogenabusus, psychisch-neurologische Erkrankungen)
 - Grunderkrankung mit erheblichen Funktionseinschränkungen (z. B. schwere Form der rheumatoiden Arthritis, Polyneuropathie, etc.)

Jedem Patienten wurden eine Einverständniserklärung und ein Fragebogen ausgehändigt. Der Fragebogen enthielt vor allem demografische Daten und Fragen zu relevanten medizinischen Besonderheiten (siehe Abb. 36 und Abb. 37 im Anhang).

3.3.2 Untersuchungsablauf

3.3.2.1 Bestimmung der postoperativen Beinlängendifferenz (LLI)

Im Rahmen unserer Vermessungen wählten wir drei unterschiedliche Methoden zur Detektion einer postoperativen Beinlängendifferenz:

1. Klassische Bestimmung der Beinlängendifferenz mit einem Maßband (Abstand Spina iliaca anterior superior bis Malleolus medialis), im folgenden LLI Maßband genannt
2. Indirekte Bestimmung der LLI über die Bestimmung des Beckenschiefstandes mit Hilfe der Rasterstereografie und daraus resultierend Rückschlüsse auf die Beckenposition, im Folgenden BS Raster genannt
3. Indirekte Bestimmung der Beinlänge (siehe Abb. 19) auf einem standardisiert durchgeführtem Röntgenbild, im Folgenden BS Röntgen genannt

Wir führten bei 99 Patienten die Messungen nach Punkt 1 und Punkt 2, und bei 58 Patienten die Messungen nach Punkt 3 durch.

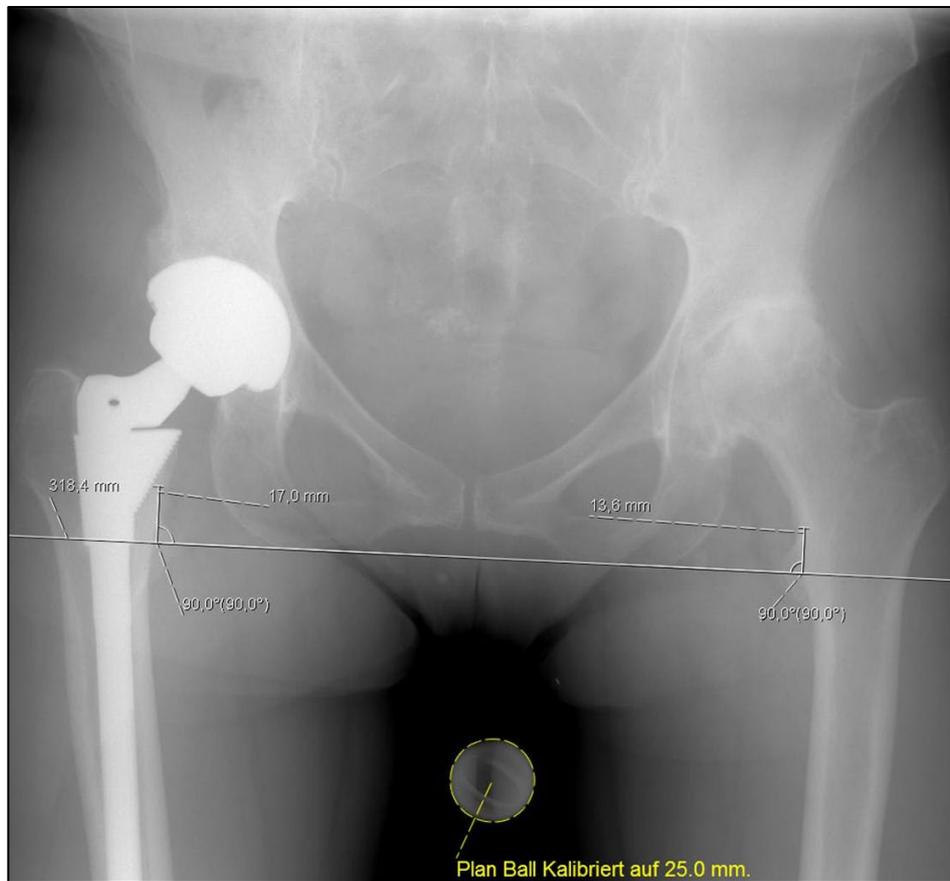


Abb. 19 Beckenübersicht a.p.

Durchführung der Messung: Erstellung einer Verbindungslinie durch beide Sitzbeinhöcker. Rechtwinklig zur Verbindungslinie Abstandsbestimmung zwischen der Verbindungslinie und der Spitze des Trochanter minor. Die Differenz der beiden Abstände auf der rechten und linken Seite entspricht dem Beckenschiefstand, BS Röntgen hier + 3,4 mm; mm, Millimeter; °, Grad; a.p., anterior posterior

3.3.2.2 Durchführung der rasterstereografischen Messungen

Der Patient wurde gebeten sich bis auf die Unterhose vollständig zu entkleiden und sich in Neutral-Null-Stellung auf die Untersuchungsplattform zu stellen, um bei jeder Messung einen standardisierten Untersuchungsablauf zu gewährleisten.

Die Neutral Null Stellung bezieht sich auf die Neutral-Null-Methode. Diese ist ein standardisierter orthopädischer Begutachtung-, Bewertungs- und Dokumentationsindex. Hierzu stand der Patient aufrecht mit geradem Blick nach vorne und am Körper hängenden Armen entspannt auf der Plattform. Der Beginn der Messungen erfolgte nach optimaler Positionierung und nach Sicherstellung der Körperhaltung durch den Untersucher.



Abb. 20 Untersuchung eines Probanden

In Neutral Null Stellung auf der Untersuchungsplattform mit projizierten parallele Lichtlinien auf der Rückenoberfläche

Im Anschluss erfolgte die Projektion von parallelen Lichtlinien auf die Rückenoberfläche des Probanden. Der Rasterstereograf detektierte die relevanten Landmarken, aus denen sich dann alle gewünschten Parameter errechnen lassen.

Um herauszufinden, wie sich die Parameter verändern wurden mit Hilfe einer elektrisch höhenverstellbaren Untersuchungsplattform die Beinlängen millimetergenau simuliert. Zwischen den einzelnen Messungen wurde der Patient gebeten die Plattform zu verlassen und sich erst nach mindestens 30 Sekunden wieder auf die Plattform zu stellen. Es wurden 24 Messungen pro Patient durchgeführt:

Messung (Nr.)	Simulierte Beinlänge (mm)	Seite (R/L)
1 - 3 und 14	0	
4 und 15	5	R
5 und 16	10	R
6 und 17	15	R
7 und 18	20	R
8 und 19	30	R
9 und 20	5	L
10 und 21	10	L
11 und 22	15	L
12 und 23	20	L
13 und 24	30	L

Tabelle 2 Messprotokoll der Studie

Nr.; Nummer; mm, Millimeter; R, rechts; L, links

3.4 Auswertung und Statistik

Die gewonnenen Daten der Messungen wurden mit Hilfe einer Auswertungssoftware der Firma DIERS ausgelesen und in Text-Dateien überführt. Die eigentliche statistische Auswertung erfolgte mit den Programmen Microsoft Office Excel 2011 und IBM SPSS Statistics Version 20, 24 und 26. Das definierte Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

Vor den eigentlichen Auswertungen wurden die Probanden in eine Operationsgruppe und eine Kontrollgruppe unterteilt. Nach Durchführung einer deskriptiven Statistik und Vergleich der Mittelwerte untereinander, konnten wir sicherzustellen, dass die beiden Kohorten auch miteinander vergleichbar waren. Hierzu reduzierten wir die Operationsgruppe von 99 Probanden aufgrund von verschiedenen Kriterien (Revisions-OP notwendig, hinzugekommene Nebendiagnosen, reduzierte Mitarbeit, Abbruch der Studie) auf 88. Diese Gruppe wird im folgenden H-TEP Gruppe genannt.

Zunächst erfolgte die Testung der Einzelparameter auf Normalverteilung mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests und mit Hilfe des Shapiro Wilk Tests für die H-TEP Kohorte. Bei einer Signifikanz $p < 0,05$ ist der Parameter für die Kohorte normalverteilt. Mit dieser erfüllten Voraussetzung konnten in der Folge parametrische Tests für die Untersuchung und Berechnung der einzelnen Parameter und Variablen verwendet werden (siehe auch Tabelle 3, Tabelle 4)

Um die Fragestellung zu beantworten, wie genau die verschiedenen Messmethoden zur Bestimmung der LLI und dem daraus resultierenden Beckenschiefstand sind, rechnen wir zunächst eine Korrelation zwischen diesen. Für die genaue Durchführung der Messungen und die Ergebnisse der Korrelation verweisen wir auf den Material- und Methodenteil und auf Tabelle 6 und Tabelle 7.

Im Abschnitt 4.4 haben wir uns mit bestimmten Statikparametern auseinandergesetzt und diese einzeln bearbeitet. Wir haben Mittelwertanalysen (ANOVA) durchgeführt und individuell in Bezug auf eine simulierte Beinlänge interpretiert. Außerdem haben wir als post-hoc Test eine Bonferroni Korrektur gerechnet, um signifikante Unterschiede unterhalb der verschiedenen Beinlängengruppen zu detektieren, bzw. auszuschließen. Anschließend wurden die Ergebnisse im Sinne einer Grafik verarbeitet und im Ergebnisteil aufgeführt.

Um die H-TEP-Gruppe mit der Kontrollgruppe zu vergleichen (Kap. 4.5) zu können, wurden unabhängige t-Tests für die Parameter bei unterschiedlich simulierten Beinlängen gerechnet und anschließend in grafischer Form dargestellt. Diese kurze Statistik wird für die Höhen + 10 / + 20 / + 30 etc. identisch berechnet. Bei einem p-Wert $< 0,05$ zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. In der Grafik sind auf der y-Achse die Parameter mit der individuellen Einheit aufgeführt und auf der x-Achse die simulierte LLI. Für die Werte ohne Erhöhung wurden die Absolutwerte verwendet, für die simulierten LLI die Relativwerte, um so eine bessere Vergleichbarkeit zu erzielen. Die Grafik wurde mittels SPSS erstellt. Die Unterteilung in die beiden Gruppen spiegelt sich in zwei unterschiedlichen Balken wieder.

4 Ergebnisse

4.1 Charakteristika der Patienten

Es wurden insgesamt 99 Patienten - im Durchschnitt 25 Monate nach Hüftendoprothesenimplantation bei symptomatischer Hüftgelenksarthrose – vermessen, sowie klinisch und rasterstereografisch untersucht. Die Operationen wurden durch erfahrene Chirurgen durchgeführt. Es wurden ausschließlich modulare Hüftendoprothesen mit in die Studie eingeschlossen. Alle Probanden haben ihre mündliche und schriftliche Zustimmung gegeben. Am Ende der Untersuchungen wurden 88 Patienten in die Studie mit eingeschlossen.

Als Vergleichsgruppe dienen 101 gesunde Patienten, welche keine signifikanten statistischen Unterschiede in Alter, Größe und Geschlecht aufweisen (p-Wert 0,178 – 0,319). Die Vergleichsgruppe setzt sich vorwiegend zusammen aus Angehörigen der Orthopädischen Klinik Düsseldorf, Medizinstudenten der Universität Düsseldorf und freiwilligen Patienten der orthopädischen Klinik ohne vorbestehende Bein- oder Wirbelsäulenfehlstatiken.

	Gesamtkohorte (G)	Kontrollgruppe	p-Wert
n	99	101	
Alter (Jahre)	54,4 +/- 13,4	52,6 +/- 10,6	0,319
Gewicht (kg)	76,8 +/- 16,6	73,9 +/- 14,4	0,203
Körpergröße (cm)	168,7 +/- 9,2	170,4 +/- 9,2	0,178

Tabelle 3 **Epidemiologische Daten der Studien- und Kontrollgruppe**

G; Gesamtkohorte; n, Anzahl; kg, Kilogramm; cm, Zentimeter

4.2 Deskriptive Statistik und epidemiologische Daten (H-TEP Gruppe)

	n	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD
Alter	88	19	75	54,35	13,66
BMI (kg/cm²)	88	18,94	39,87	27,33	4,99
Gewicht (kg)	88	51	135	77,72	16,77
Körpergröße (cm)	88	149	189	168,42	9,10

Tabelle 4 **Epidemiologische Daten H-TEP Gruppe**

n, Anzahl; SD, Standardabweichung; kg, Kilogramm; cm, Zentimeter; H-TEP, Hüfttotalendoprothese

	Studiengruppe (H-TEP)	Kontrollgruppe	p-Wert
n	88	101	
Alter (Jahre)	54,4 +/- 13,7	52,6 +/- 10,6	0,359
Gewicht (kg)	77,7 +/- 16,8	73,9 +/- 14,4	0,110
Körpergröße (cm)	168,4 +/- 9,1	170,4 +/- 9,2	0,137

Tabelle 5 **Epidemiologische Daten Kohortenvergleich**

H-TEP, Hüfttotalendoprothese; n, Anzahl; kg, Kilogramm; cm, Zentimeter

4.3 Bestimmung von Beinlänge und Beckenschiefstand

Im Rahmen der Dissertation wurde die Frage gestellt, ob mit der Rasterstereografie der Wert des Beckenstandschiefsstandes nach Hüft-TEP Implantation im Vergleich zu den dafür gültigen Standardverfahren bestimmt werden kann. Daher werden die drei verschiedenen Messmethoden im Folgenden miteinander korreliert und verglichen.

	n	Mittelwert	SD
LLI Maßband (mm)	99	0,92	11,52
BS Raster (mm)	99	0,68	7,73
BS Röntgen (mm)	57	1,22	11,03

Tabelle 6 **Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden**

n, Anzahl; SD, Standardabweichung; mm, Millimeter; LLI, Beinlängendifferenz; BS, Beckenschiefstand

Bezogen auf die Tabelle 6 sieht man einen durchschnittlichen Mittelwert für die postoperative Beinlängendifferenz von 0,92 mm (Standardabweichung (engl.: standard deviation – SD) 11,52) bei BS Maßband, einen Beckenschiefstand von 0,68 mm (SD 7,73) bei BS Raster und eine durchschnittliche Beinlängendifferenz von 1,22 mm (SD 11,03) bei BS Röntgen.

	LLI Maßband (mm)	BS Röntgen (mm)	BS Raster (mm)
LLI Maßband (mm)	1	0,285* (p = 0,032)	0,395** (p < 0,001)
BS Röntgen (mm)	0,285* (p = 0,032)	1	0,502 (p < 0,001)
BS Raster (mm)	0,395** (p < 0,001)	0,502 (p < 0,001)	1

Tabelle 7 **Pearson-Korrelation (r) der unterschiedlichen Messmethoden**

*, Die Korrelation ist auf dem Niveau $p < 0,05$ (2-seitig) signifikant; **, Die Korrelation ist auf dem Niveau $p < 0,01$ (2-seitig) signifikant; LLI, Beinlängendifferenz; BS, Beckenschiefstand; mm, Millimeter

Nach Berechnung der Pearson Korrelation zeigt sich für den Maßbandmessung eine signifikante, allerdings schwache Korrelation mit den rasterstereografischen ($r = 0,395$, $p < 0,001$) und den radiologischen Messungen ($r = 0,285$, $p = 0,032$). Die Messung des Beckenschiefstandes mit der Rasterstereografie liefert die höchste Korrelation mit den radiologischen Messungen ($r = 0,502$, $p < 0,001$).

4.4 Einfluss von LLI auf verschiedene Messparameter (H-TEP-Gruppe)

Die folgenden Parameter entstammen der H-TEP-Gruppe. Betrachtet werden die Beinlängendifferenzen 0 mm (Neutral-Null-Stellung), 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm und 30 mm jeweils für die linke und rechte Seite.

4.4.1 Beckenhochstand

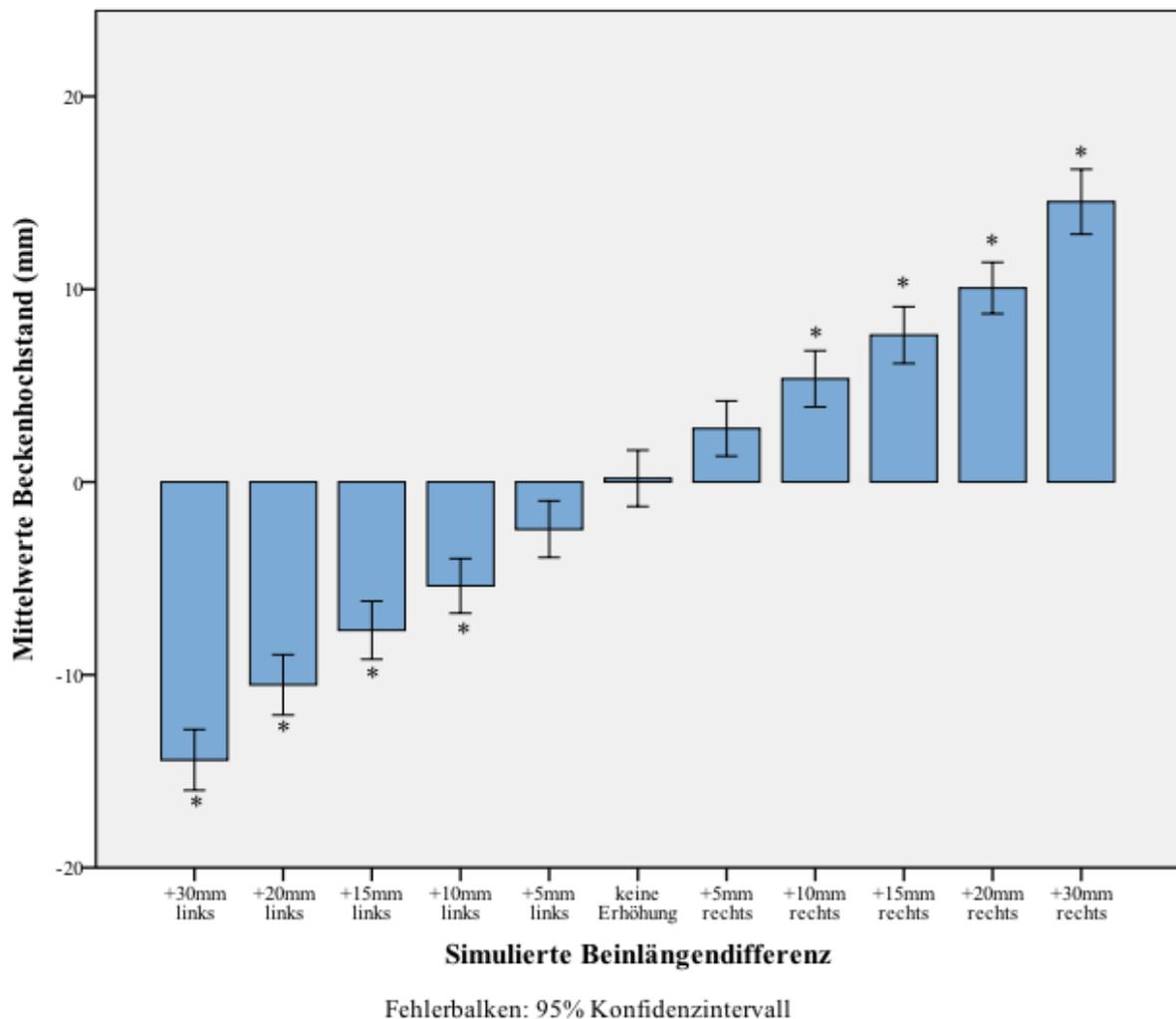


Abb. 21 Beckenhochstand zu simulierter Beinlängendifferenz

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“; x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte des Beckenhochstandes in mm; mm, Millimeter

Hierbei zeigen positive Werte eine Erhöhung des Beckens auf der rechten Seite an, während negative Werte eine Erhöhung auf der linken Beckenseite zeigen. Der durchgeführte PostHoc-Test (Bonferroni) liefert folgende Ergebnisse mit rot markierten signifikanten Unterschieden.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	14,60	1,09	<0,001
	+20 mm links	10,71	1,04	<0,001
	+15 mm links	7,87	1,04	<0,001
	+10 mm links	5,57	1,03	<0,001
	+5 mm links	2,64	1,03	0,605
	+5mm rechts	-2,59	1,03	0,693
	+10mm rechts	-5,16	1,03	<0,001
	+15mm rechts	-7,43	1,04	<0,001
	+20mm rechts	-9,88	1,04	<0,001
	+30mm rechts	-14,36	1,10	<0,001

Tabelle 8 **postHoc Bonferroni-Korrektur Beckenhochstand**

Durchführung von Mittelwertsvergleichen für den Parameter Beckenhochstand; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveaus für $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede hier rot markiert); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.2 Beckentorsion

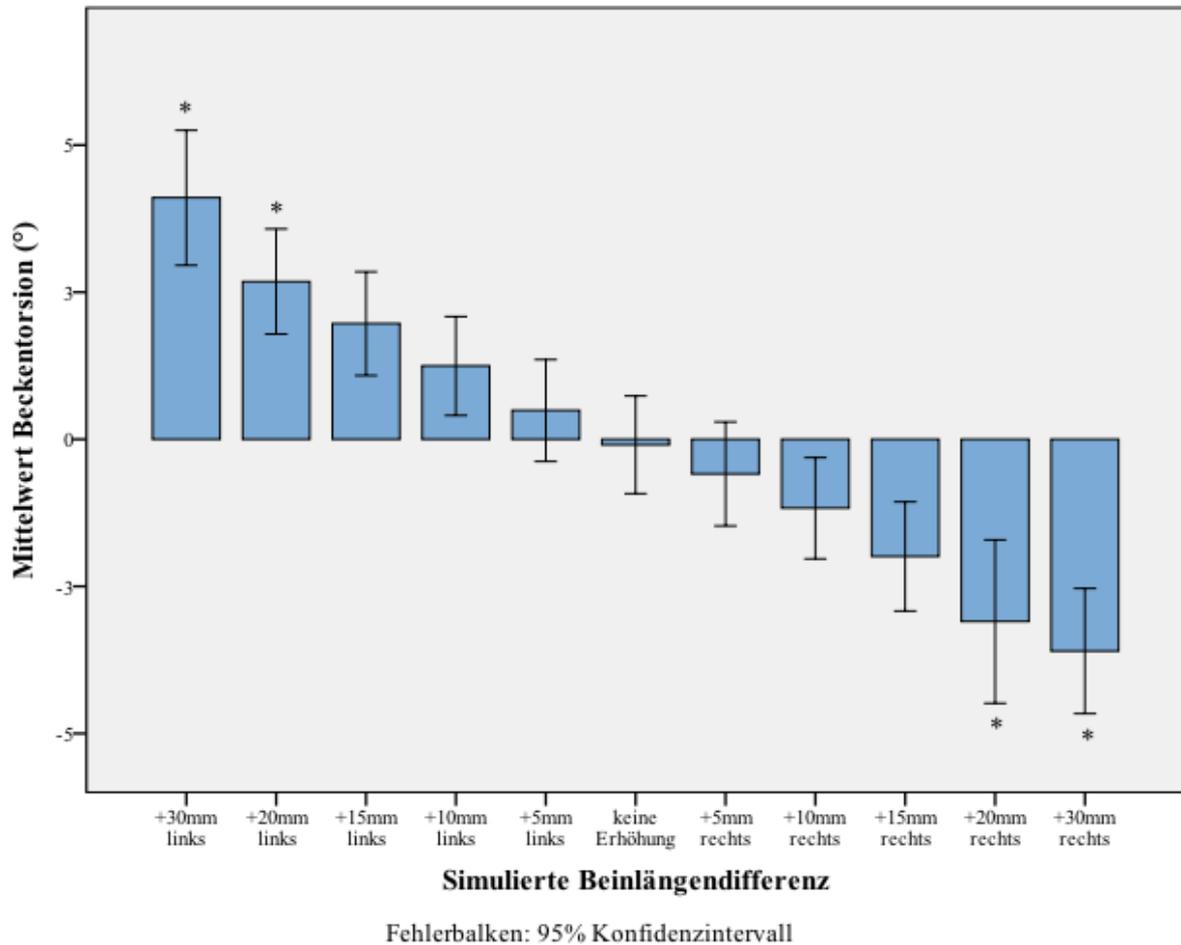


Abb. 22 Beckentorsion zu simulierter Beinlängendifferenz

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“; x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Beckentorsion in °; °, Grad; mm, Millimeter

Wie sich in der Abbildung erkennen lässt, verhält sich die Beckentorsion zu der simulierten Beinlänge ähnlich wie beim Beckenschiefstand. Bei einer simulierten Beinlängendifferenz auf der rechten Seite nimmt die Beckentorsion linear zu, ebenso gilt dieser Zusammenhang für die linke Seite. Der PostHoc Test nach Bonferroni wird in Tabelle 9 dargestellt.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	-4,20	0,71	<0,001
	+20 mm links	-2,77	0,68	0,003
	+15 mm links	-2,06	0,67	0,129
	+10 mm links	-1,34	0,67	1,000
	+5 mm links	-0,58	0,67	1,000
	+5 mm rechts	0,49	0,67	1,000
	+10 mm rechts	1,08	0,67	1,000
	+15 mm rechts	1,90	0,67	0,277
	+20 mm rechts	3,00	0,68	0,001
	+30 mm rechts	3,50	0,71	<0,001

Tabelle 9 postHoc Bonferroni-Korrektur Beckentorsion

Durchführung von Mittelwertsvergleichen für den Parameter Beckentorsion; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveau für $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede hier rot markiert); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.3 Beckenneigung

Für die Beckenneigung lassen sich bei den unterschiedlichen simulierten Beinlängendifferenzen keine signifikanten Unterschiede feststellen.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	-1,49	1,22	1,000
	+20 mm links	-0,86	1,18	1,000
	+15 mm links	-0,67	1,17	1,000
	+10 mm links	-0,23	1,17	1,000
	+5 mm links	-0,77	1,17	1,000
	+5 mm rechts	-0,04	1,17	1,000
	+10 mm rechts	-0,37	1,17	1,000
	+15 mm rechts	-0,62	1,17	1,000
	+20 mm rechts	-0,72	1,18	1,000
	+30 mm rechts	-0,93	1,24	1,000

Tabelle 10 **postHoc Bonferroni-Korrektur Beckenneigung**

Durchführung von Mittelwertsvergleichen für den Parameter Beckenneigung; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveau für $p < 0,05$ (keine signifikanten Unterschiede detektierbar); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.4 Oberflächenrotation

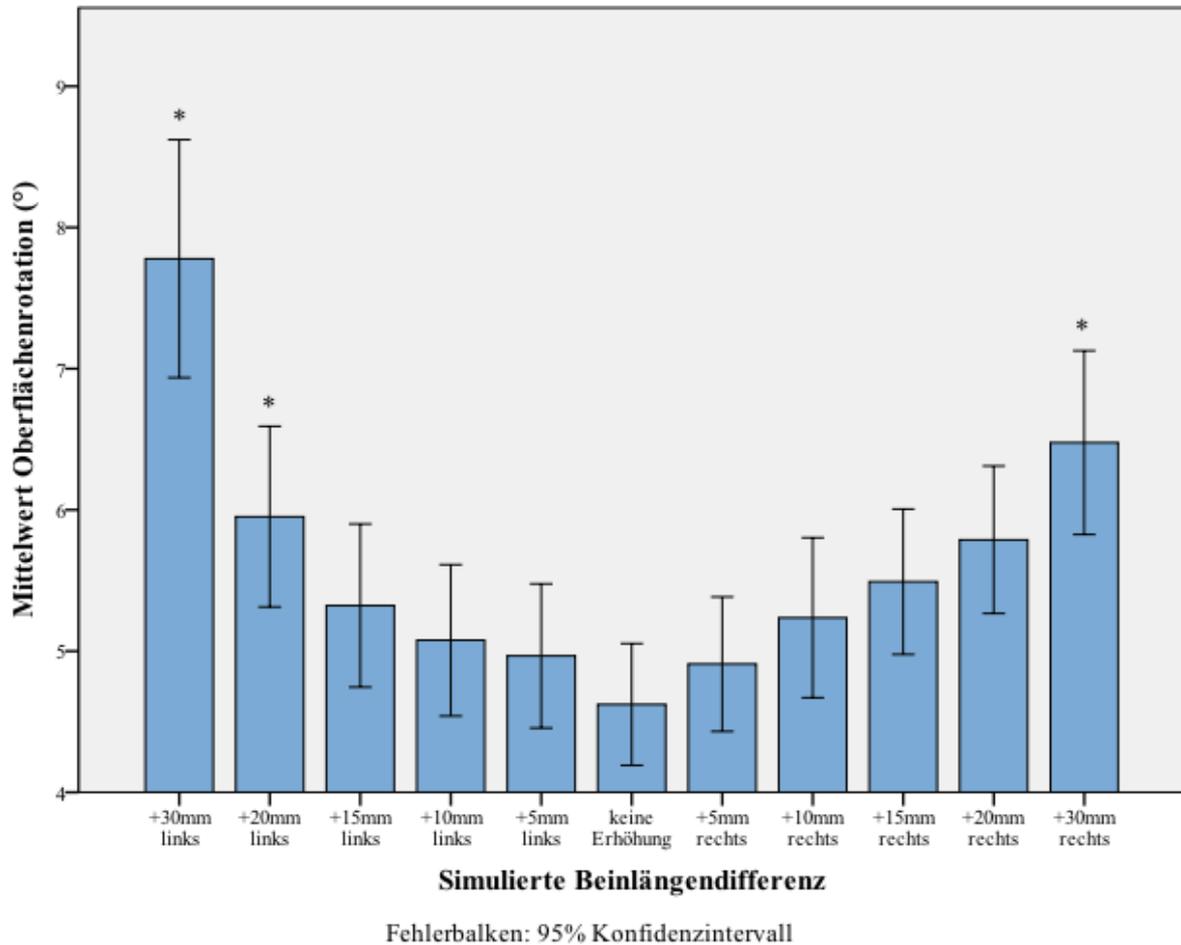


Abb. 23 Oberflächenrotation zu simulierter Beinlängendifferenz

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“; x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Oberflächenrotation in °; °, Grad; mm, Millimeter

Die mittlere Oberflächenrotation der Kohorte beträgt $4,62^\circ$. Bei einer Erhöhung einer Beinlänge kommt es zu einer Erhöhung der Rotationskomponente der Wirbelsäule und des Beckens. Der Bonferroni Test zeigt signifikante Unterschiede bei einer simulierten Beinlänge von 20 mm und 30 mm links und ab 30mm rechts, während für die anderen simulierten Beinlängen keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden können. Der hier betrachtete Parameter Oberflächenrotation wird besonders nochmal im Diskussionsteil (Abschnitt 5.2.4) erörtert.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	-3,16	0,42	<0,001
	+20 mm links	-1,33	0,40	0,050
	+15 mm links	-0,70	0,40	1,000
	+10 mm links	-0,45	0,40	1,000
	+5 mm links	-0,34	0,40	1,000
	+5 mm rechts	-0,29	0,40	1,000
	+10 mm rechts	-0,61	0,40	1,000
	+15 mm rechts	-0,87	0,40	1,000
	+20 mm rechts	-1,17	0,40	0,200
	+30 mm rechts	-1,85	0,42	<0,001

Tabelle 11 **postHoc Bonferroni-Korrektur Oberflächenrotation**

Durchführung von Mittelwertsvergleichen für den Parameter Oberflächenrotation; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveau für $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede hier rot markiert); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.5 Lordosewinkel

Der Lordosewinkel zwischen der angelegten Tangente am thorakolumbalen Übergang und dem Mittelpunkt zwischen den Lumbalgrübchen verändert sich bei simulierten LLIs nur sehr gering. So erhält man in der Kohorte einen minimalen Lordosewinkel von 38,23° (30 mm rechts) und einen maximalen Lordosewinkel von 40,33° (15 mm links). Auch der Bonferroni Test kann diese Aussage durch hohe Signifikanzniveaus bestätigen. Es besteht bei keiner simulierten Beinlänge ein signifikanter Unterschied des Lordosewinkels ITL-DM. Gleiches gilt ebenso für den Lordosewinkel ITL max.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	-0,51	1,69	1,000
	+20 mm links	-1,12	1,63	1,000
	+15 mm links	-1,38	1,62	1,000
	+10 mm links	-0,99	1,61	1,000
	+5 mm links	-1,10	1,61	1,000
	+5 mm rechts	-0,84	1,61	1,000
	+10 mm rechts	-0,79	1,61	1,000
	+15 mm rechts	-0,46	1,62	1,000
	+20 mm rechts	-0,91	1,63	1,000
	+30 mm rechts	0,72	1,71	1,000

Tabelle 12 **postHoc Bonferroni-Korrektur Lordosewinkel ITL-DM**

Durchführung von Mittelwertvergleichen für den Parameter Lordosewinkel ITL-DM; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveaus für $p < 0,05$ (keine signifikanten Unterschiede detektierbar); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter; ITL, inflectional point thoracic to lumbar spine; DM, dimple medium

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	0,20	1,81	1,000
	+20 mm links	-0,78	1,74	1,000
	+15 mm links	1,55	1,73	1,000
	+10 mm links	1,07	1,72	1,000
	+5 mm links	1,02	1,72	1,000
	+5 mm rechts	-0,80	1,72	1,000
	+10 mm rechts	-0,83	1,72	1,000
	+15 mm rechts	-0,38	1,73	1,000
	+20 mm rechts	1,08	1,74	1,000
	+30 mm rechts	1,05	1,83	1,000

Tabelle 13 **postHoc Bonferroni-Korrektur Lordosewinkel ITL max**

Durchführung von Mittelwertsvergleichen für den Parameter Lordosewinkel ITL max; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveaus für $p < 0,05$ (keine signifikanten Unterschiede detektierbar); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter; ITL, inflectional point thoracic to lumbar spine

4.4.6 Kyphosewinkel

Die Werte für den Parameter Kyphosewinkel verändern sich bei künstlich simulierten Beinlängendifferenzen ebenfalls nicht signifikant. Die bestimmten Winkel haben nur eine sehr geringe Spannbreite von maximal 2,5° bei 30 mm simulierter Beinlänge. Damit hat die Beinlängendifferenz keinen Einfluss auf die Stellung der Brustwirbelsäule in der Sagittalebene.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	2,42	1,71	1,000
	+20 mm links	0,89	1,65	1,000
	+15 mm links	-0,13	1,64	1,000
	+10 mm links	0,97	1,63	1,000
	+5 mm links	0,19	1,63	1,000
	+5 mm rechts	0,07	1,63	1,000
	+10 mm rechts	0,23	1,63	1,000
	+15 mm rechts	0,70	1,63	1,000
	+20 mm rechts	0,38	1,64	1,000
	+30 mm rechts	2,50	1,65	1,000

Tabelle 14 **postHoc Bonferroni-Korrektur Kyphosewinkel**

Durchführung von Mittelwertsvergleichen für den Parameter Kyphosewinkel; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveaus für $p < 0,05$ (keine signifikanten Unterschiede detektierbar); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.7 Rumpfneigung

Die Rumpfneigung (engl. trunk inclination) in Grad (°) gemessen liefert eine Aussage über die Stellung bzw. Statik des Körpers in der Frontalebene. Auch diese Werte verändern sich nur gering zueinander, sind daher wie im Bonferroni Test zu erkennen nicht signifikant. Die markierten Signifikanzniveaus liegen allesamt bei $p = 1,0$.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	-1,26	0,60	1,000
	+20 mm links	-0,69	0,58	1,000
	+15 mm links	-0,13	0,57	1,000
	+10 mm links	0,28	0,57	1,000
	+5 mm links	0,06	0,57	1,000
	+5 mm rechts	0,37	0,57	1,000
	+10 mm rechts	0,09	0,57	1,000
	+15 mm rechts	-0,31	0,57	1,000
	+20 mm rechts	-0,49	0,58	1,000
	+30 mm rechts	-1,41	0,61	1,000

Tabelle 15 **postHoc Bonferroni-Korrektur Rumpfneigung**

Durchführung von Mittelwertsvergleichen für den Parameter Rumpfneigung; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveaus für $p < 0,05$ (keine signifikanten Unterschiede detektierbar); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.8 Lotabweichung

Auch bei diesem Parameter zeigt der PostHoc Test keine signifikanten Unterschiede.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	-4,78	1,98	0,880
	+20 mm links	-3,18	1,90	1,000
	+15 mm links	-2,10	1,89	1,000
	+10 mm links	-0,66	1,89	1,000
	+5 mm links	-2,13	1,89	1,000
	+5 mm rechts	0,77	1,89	1,000
	+10 mm rechts	1,24	1,89	1,000
	+15 mm rechts	2,24	1,89	1,000
	+20 mm rechts	3,63	1,90	1,000
	+30 mm rechts	5,45	2,00	0,360

Tabelle 16 postHoc Bonferroni-Korrektur Lotabweichung

Durchführung von Mittelwertvergleichen für den Parameter Lotabweichung; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveaus für $p < 0,05$ (keine signifikanten Unterschiede detektierbar); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.9 Seitabweichung

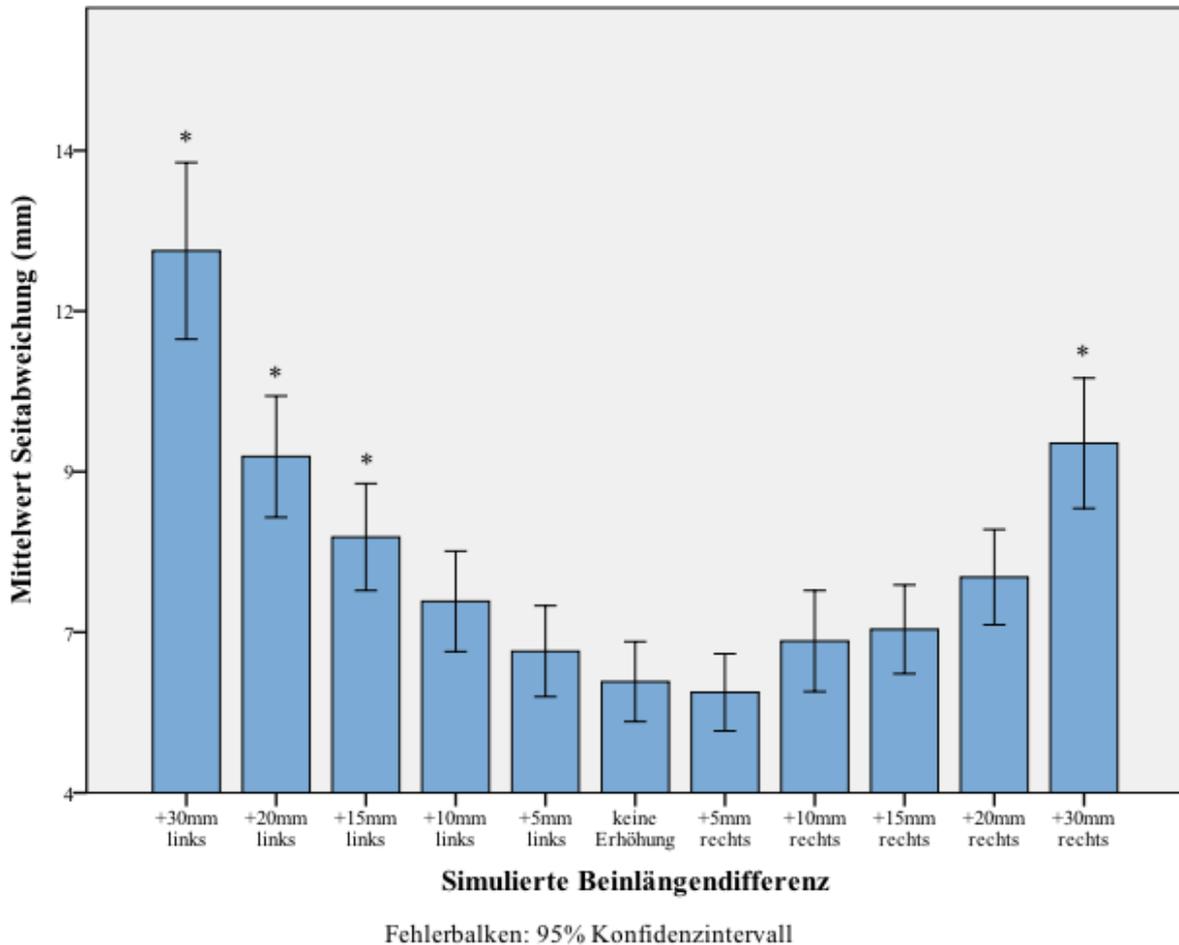


Abb. 24 Seitabweichung zu simulierter Beinlängendifferenz

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“; x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Seitabweichung in mm; mm, Millimeter

Bei der betrachteten Seitabweichung handelt es um das quadratische Mittel des Abstandes zwischen der Mittellinie der Wirbelsäule und der Verbindungslinie zwischen vertebra prominens und Lumbalgrübchenmittelpunkt.

Es zeigen sich signifikante Unterschiede ab einer Erhöhung der Beinlänge von 15 mm, 20 mm und 30 mm links und 20 mm und 30 mm rechts. Der PostHoc-Bonferroni-Test findet sich in Tabelle 17 wieder.

Simulierte LLI (A)	Simulierte LLI (B)	Mittlere Differenz (A-B)	SD	p-Wert
Keine Erhöhung	+30 mm links	-6,71	0,61	<0,001
	+20 mm links	-3,50	0,58	<0,001
	+15 mm links	-2,25	0,58	0,010
	+10 mm links	-1,25	0,58	1,000
	+5 mm links	-0,47	0,58	1,000
	+5 mm rechts	0,17	0,58	1,000
	+10 mm rechts	-0,63	0,58	1,000
	+15 mm rechts	-0,81	0,58	1,000
	+20 mm rechts	-1,63	0,58	0,290
	+30 mm rechts	-3,71	0,61	<0,001

Tabelle 17 **postHoc Bonferroni-Korrektur Seitabweichung**

Durchführung von Mittelwertvergleichen für den Parameter Seitabweichung; Vergleich der einzelnen Simulationen (B) mit dem Mittelwert für „keine Erhöhung“ (A); Berechnung der mittleren Differenz der absoluten Werte (A-B); Errechnung der Unterschiede auf dem Signifikanzniveau für $p < 0,05$ (signifikante Unterschiede hier rot markiert); LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung; mm; Millimeter

4.4.10 Zusammenfassung

Die Betrachtung der posthoc Bonferroni Korrektur für die einzelnen Parameter liefert folgende Übersicht:

LLI rechts (mm)	5	10	15	20	30
Beckenhochstand	-	+	+	+	+
Beckentorsion	-	-	-	+	+
Beckenneigung	-	-	-	-	-
Oberflächenrotation	-	-	-	-	+
Lordosewinkel	-	-	-	-	-
Kyphosewinkel	-	-	-	-	-
Rumpfneigung	-	-	-	-	-
Lotabweichung	-	-	-	-	-
Seitabweichung	-	-	-	+	+

Tabelle 18 **Zusammenfassung: Einfluss simulierter LLI auf Statikparameter (rechts)**

Gesamttafel für die Simulation von Beinlängendifferenzen von 5 – 30 mm auf der rechten Seite und die Auflistung der erfassten Parameter; signifikante Unterschiede im Vergleich zu fehlender Beinlängensimulation („keine Erhöhung“) auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ sind mit einem + (Plus) gekennzeichnet; liegen keine signifikanten Unterschiede vor wird ein – (Minus) verwendet; LLI, Beinlängendifferenz; mm, Millimeter

LLI links (mm)	-5	-10	-15	-20	-30
Beckenhochstand	-	+	+	+	+
Beckentorsion	-	-	-	+	+
Beckenneigung	-	-	-	-	-
Oberflächenrotation	-	-	-	+	+
Lordosewinkel	-	-	-	-	-
Kyphosewinkel	-	-	-	-	-
Rumpfneigung	-	-	-	-	-
Lotabweichung	-	-	-	-	-
Seitabweichung	-	-	+	+	+

Tabelle 19 **Zusammenfassung: Einfluss simulierter LLI auf Statikparameter (links)**

Gesamttafel für die Simulation von Beinlängendifferenzen von 5 – 30 mm auf der linken Seite und die Auflistung der erfassten Parameter; signifikante Unterschiede im Vergleich zu fehlender Beinlängensimulation („keine Erhöhung“) auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ sind mit einem + (Plus) gekennzeichnet; liegen keine signifikanten Unterschiede vor wird ein – (Minus) verwendet; LLI, Beinlängendifferenz; mm, Millimeter

Die errechneten Werte beziehen sich immer auf den Vergleich zur Neutral-Null-Stellung des Probanden, das heißt ohne simulierte Beinlänge ($LLI = 0$). Ein positives Vorzeichen (+) steht für einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Vergleichsparametern, während ein negatives Vorzeichen (-) keinen statistisch signifikanten Unterschied erzielt. Somit zeigen sich z. B. bei dem Parameter Seitabweichung ab einer simulierten Beinlänge von 20 mm - unabhängig der simulierten Seite - signifikante Unterschiede im Vergleich zur Neutral-Null-Stellung.

4.5 Vergleich H-TEP-Gruppe mit Kontrollgruppe

Dieser Abschnitt befasst sich mit dem Vergleich der beiden Patientenkollektive, der operierten Kohorte (H-TEP Gruppe) einerseits und der nicht-operierten Kohorte (Kontrollgruppe) andererseits. Hierbei wird der Fokus auf die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen und die Veränderung der untersuchten Parameter in Bezug auf simulierte Beinlängen gelegt. Zur besseren Übersicht und bei teilweise unzureichenden Werten in der nicht-operierten Gruppe haben wir im Folgenden die Werte für simulierte Beinlängen mit 5 mm und 15 mm außer Betrachtung genommen. Die folgenden Abbildungen zeigen jeweils den betrachteten Parameter auf der y-Achse und die Simulation der Beinlängen auf der x-Achse.

Zur besseren Übersicht und Vergleichbarkeit der beiden Gruppen wird im Folgenden mit Absolutwerten einerseits und Relativwerten andererseits gearbeitet. Die Absolutwerte sind die konkret gemessenen Durchschnittswerte der Kohorte für eine bestimmte Messung. Dieser Wert wird für die Messung ohne simulierte Beinlänge („keine Erhöhung“) verwendet. Die anderen Mittelwerte der Messungen mit Simulation einer künstlichen Beinlängendifferenz (+10 mm, +20mm, +30mm) werden als Relativwerte betrachtet. Hierzu werden die Werte der einzelnen Parameter ohne simulierte Beinlängendifferenz (Absolutwerte) genullt. Diese Differenz zwischen dem Absolutwert und „0“ wird sowohl in der Kohorte als auch in der Vergleichsgruppe jeweils von den Mittelwerten von 10 mm, 20 mm und 30 mm simulierter Beinlänge abgezogen. Dadurch ergeben sich Relativwerte, die einen Vergleich zwischen den Gruppen ermöglichen. Die im Anhang befindliche Tabelle 23 fasst die einzelnen Ergebnisse dieses Kapitels zusammen.

Beispielrechnung für den Parameter Kyphosewinkel: Der durchschnittliche Kyphosewinkel für die Endoprothesengruppe ohne simulierte LLI liegt bei $56,26^\circ$ (Absolutwert). Der Durchschnittswert für den Kyphosewinkel in der betrachteten Gruppe bei einer simulierten LLI von 30 mm rechts liegt bei $58,30^\circ$. Daraus ergibt sich an dieser Stelle ein Relativwert für den Parameter von $58,30^\circ - 56,26^\circ = 2,04^\circ$.

4.5.1 Beckenhochstand

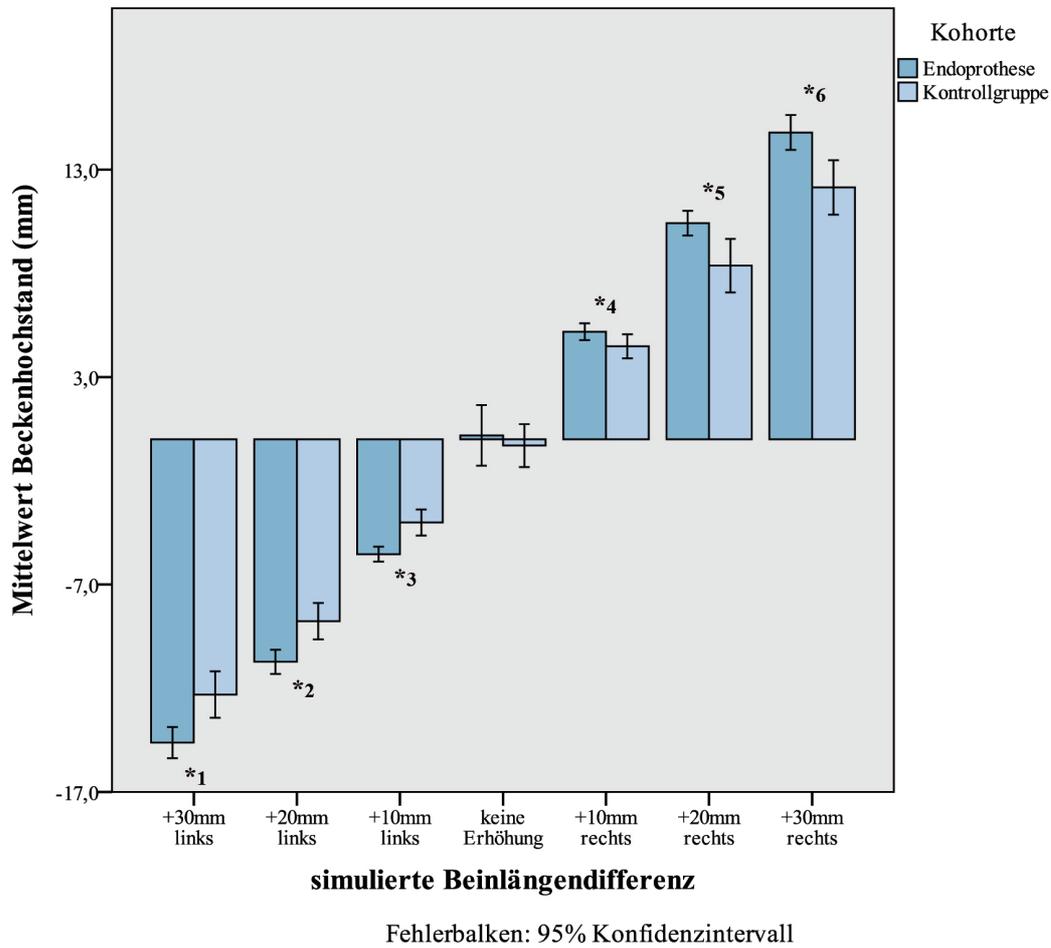


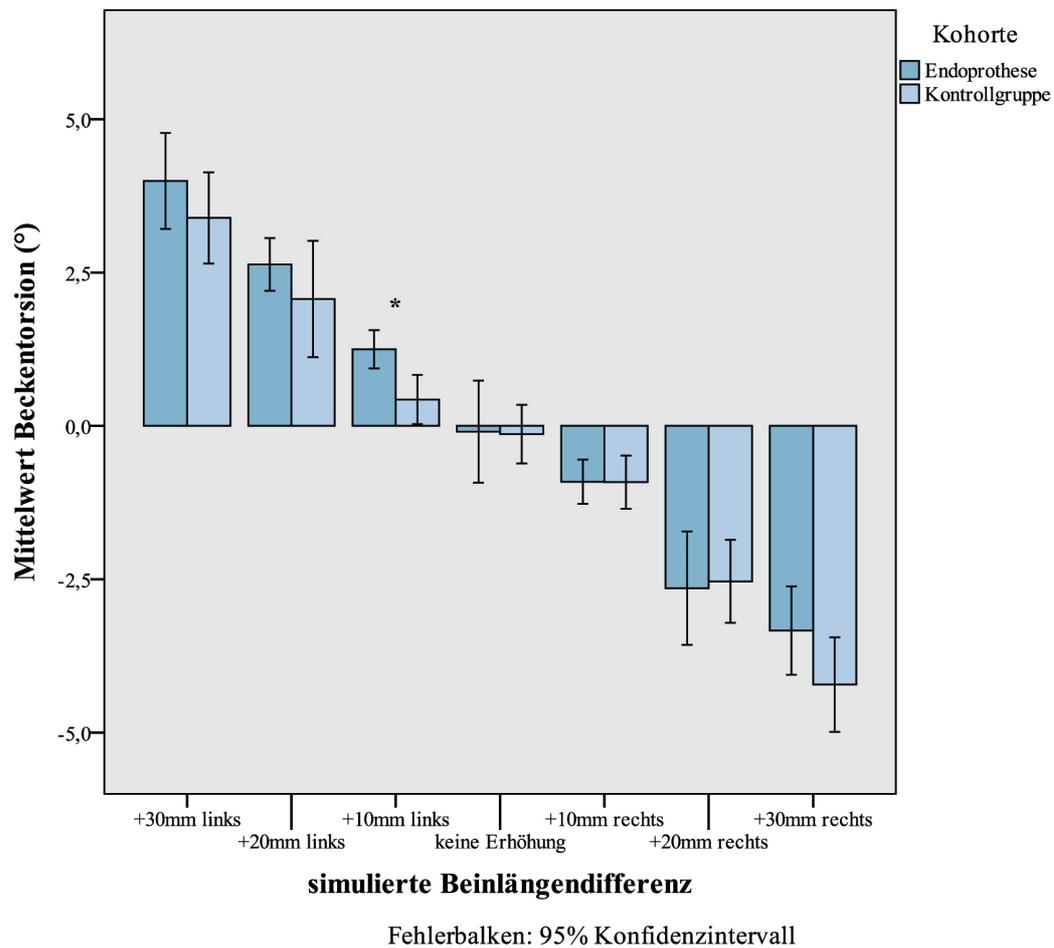
Abb. 25 Kohortenvergleich Beckenhochstand

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte des Beckenhochstandes in mm; mm, Millimeter

p-Werte: *1 = 0,001; *2 < 0,001; *3 < 0,001; *4 = 0,049; *5 = 0,005; *6 = 0,001

Wie in der Abbildung zu erkennen, gibt es keinen signifikanten Unterschied für 0 mm. Erst nach Simulation gleicher künstlicher Beinlängendifferenzen zeigen sich signifikante Unterschiede in der betrachteten Kohorte.

4.5.2 Beckentorsion

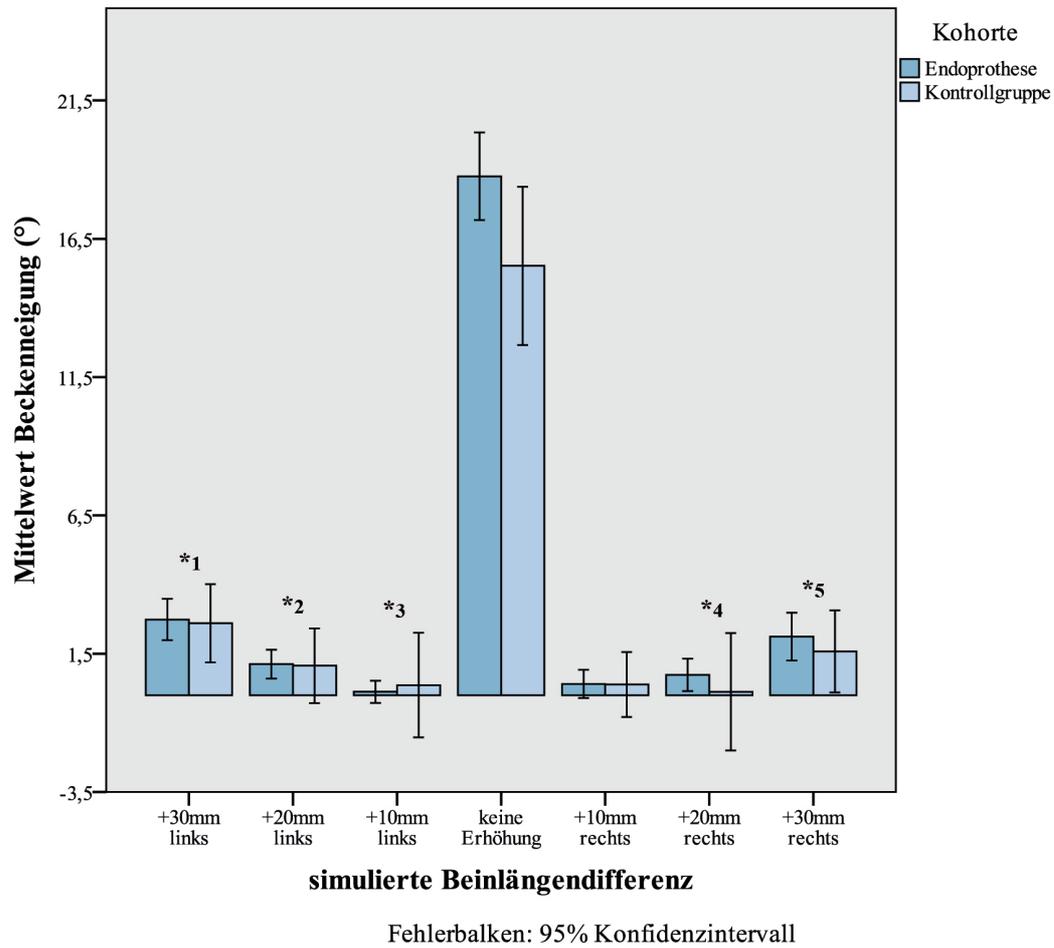


Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Beckentorsion in °; °, Grad; mm, Millimeter

p-Werte: * = 0,002

In dieser Grafik wird der Parameter Beckentorsion betrachtet. Diese Abbildung zeigt signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen für eine simulierte LLI von -10 mm.

4.5.3 Beckenneigung



Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Beckenneigung in °; °, Grad; mm, Millimeter

p-Werte: *1 = 0,001; *2 < 0,001; *3 < 0,001; *4 = 0,005; *5 = 0,001

Die Abbildung zeigt signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen bei gleichen simulierten LLI von -30 mm, -20 mm, -10 mm +20 mm, +30 mm.

4.5.4 Oberflächenrotation

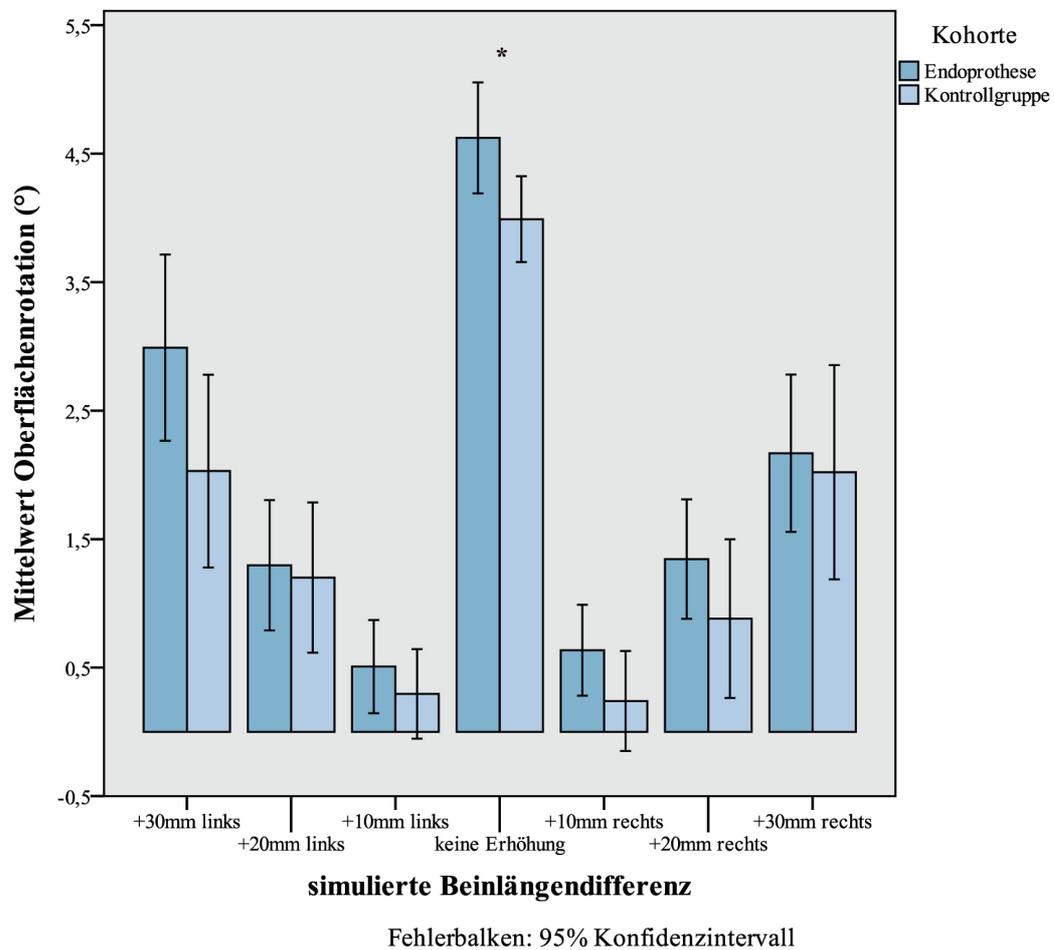


Abb. 28 Kohortenvergleich Oberflächenrotation

p-Werte: * = 0,021

Bei Betrachtung der Oberflächenrotation ergeben sich durchweg positive Werte. Bei diesem Parameter gibt es nur bei 0mm signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Eine Simulation von künstlichen Beinlängen hat keinen Einfluss auf die Oberflächenrotation zwischen den beiden Gruppen.

4.5.5 Lordosewinkel ITL-DM

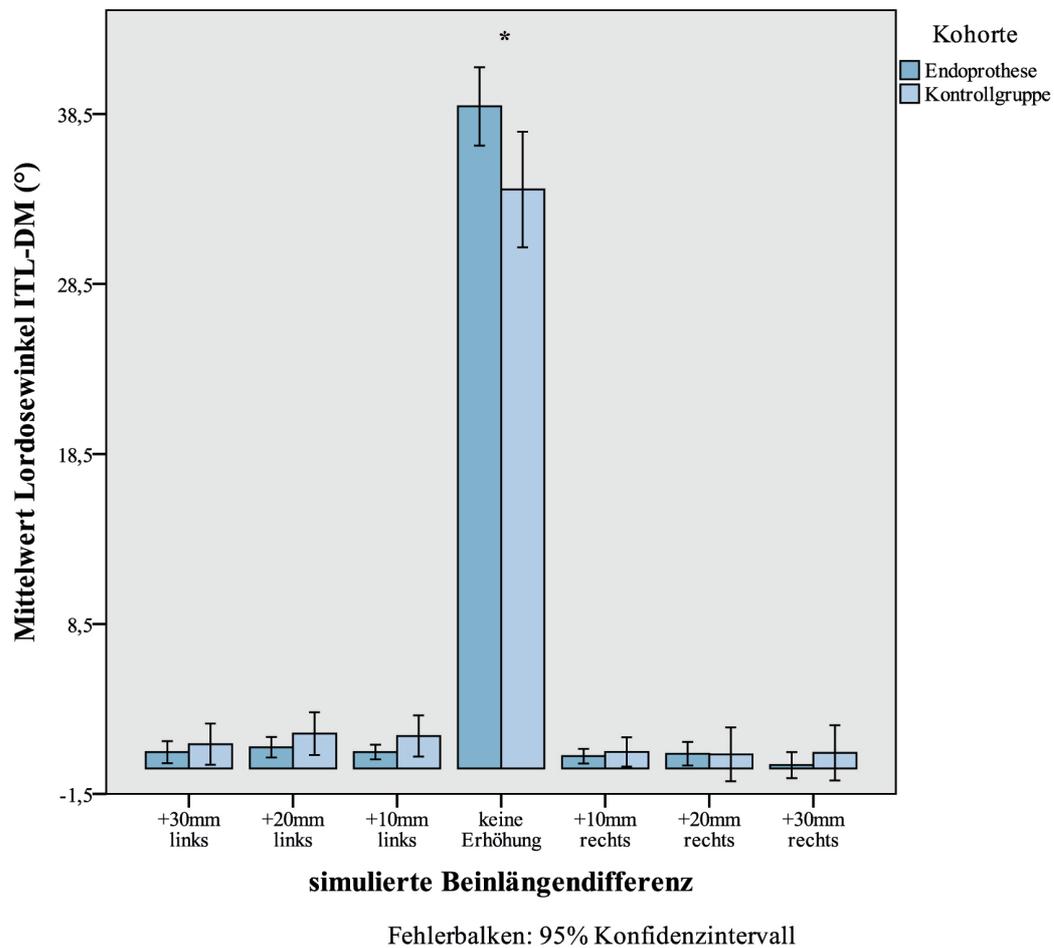


Abb. 29 Kohortenvergleich Lordosewinkel ITL-DM

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Lordosewinkel in °; °, Grad; ITL, inflectional point thoracic to lumbar spine; DM, dimple medium; mm, Millimeter

Der Lordosewinkel ITL-DM unterscheidet sich lediglich bei keiner Erhöhung zwischen den beiden Gruppen.

4.5.6 Lordosewinkel ITL max

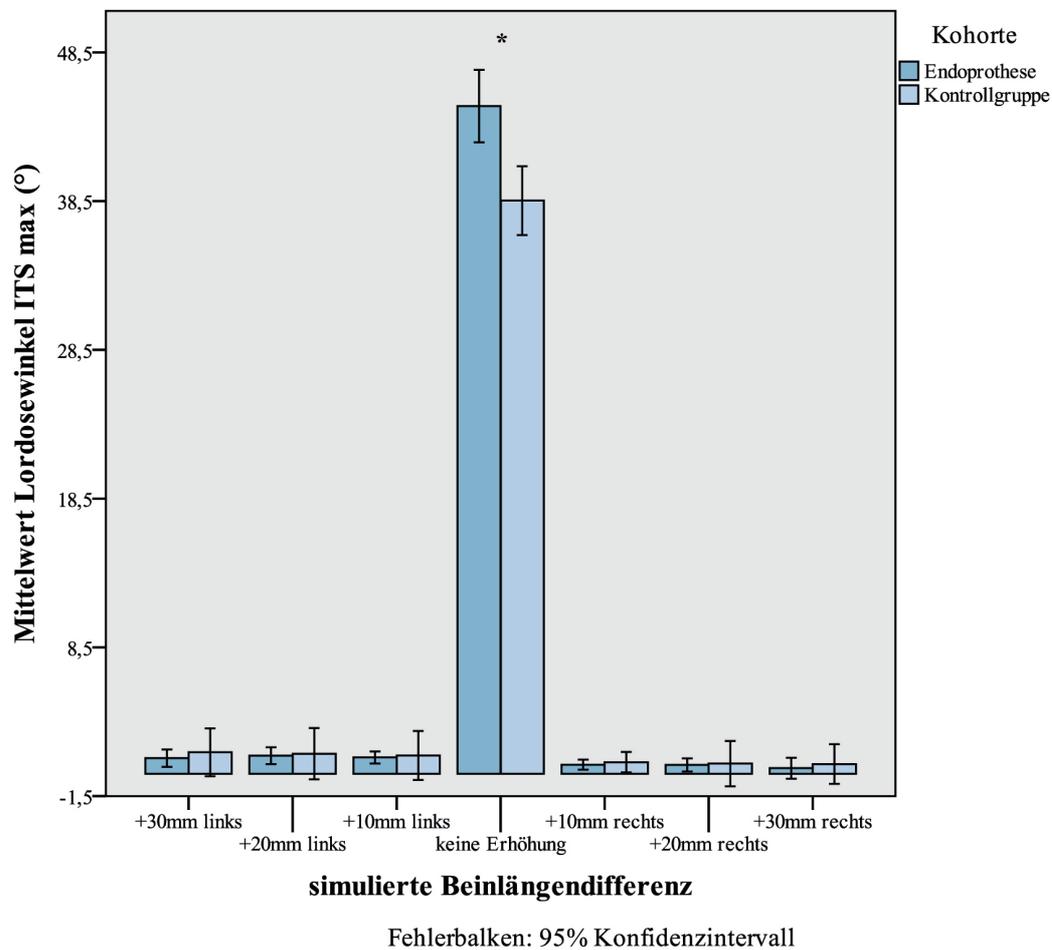


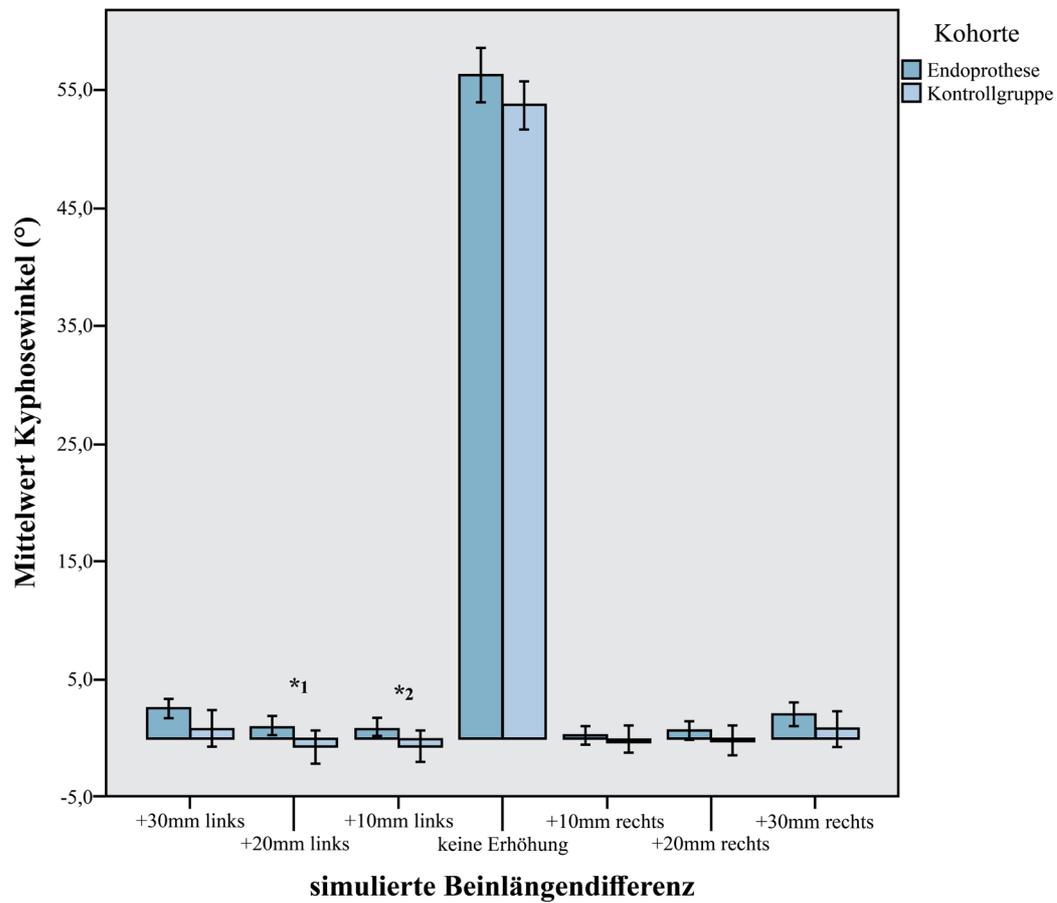
Abb. 30 Kohortenvergleich Lordosewinkel ITL max

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Lordosewinkel in °; °, Grad; ITL, inflectional point thoracic to lumbar spine; mm, Millimeter

p-Werte: * $< 0,001$

Der Lordosewinkel ITL max unterscheidet sich lediglich bei keiner Erhöhung zwischen den beiden Gruppen.

4.5.7 Kyphosewinkel



Fehlerbalken: 95% Konfidenzintervall

Abb. 31 Kohortenvergleich Kyphosewinkel

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Kyphosewinkel in °; °, Grad; mm, Millimeter

p-Werte: * 1 = 0,025; * 2 = 0,033

4.5.8 Rumpfneigung

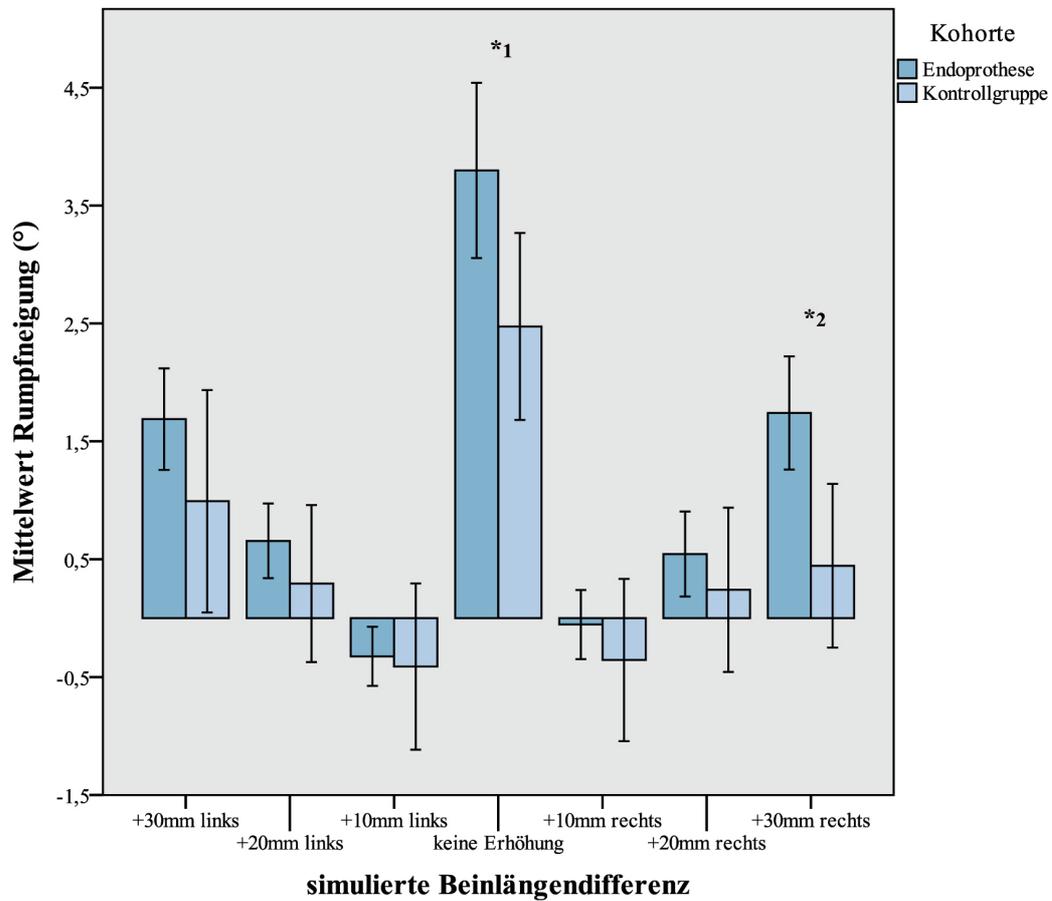
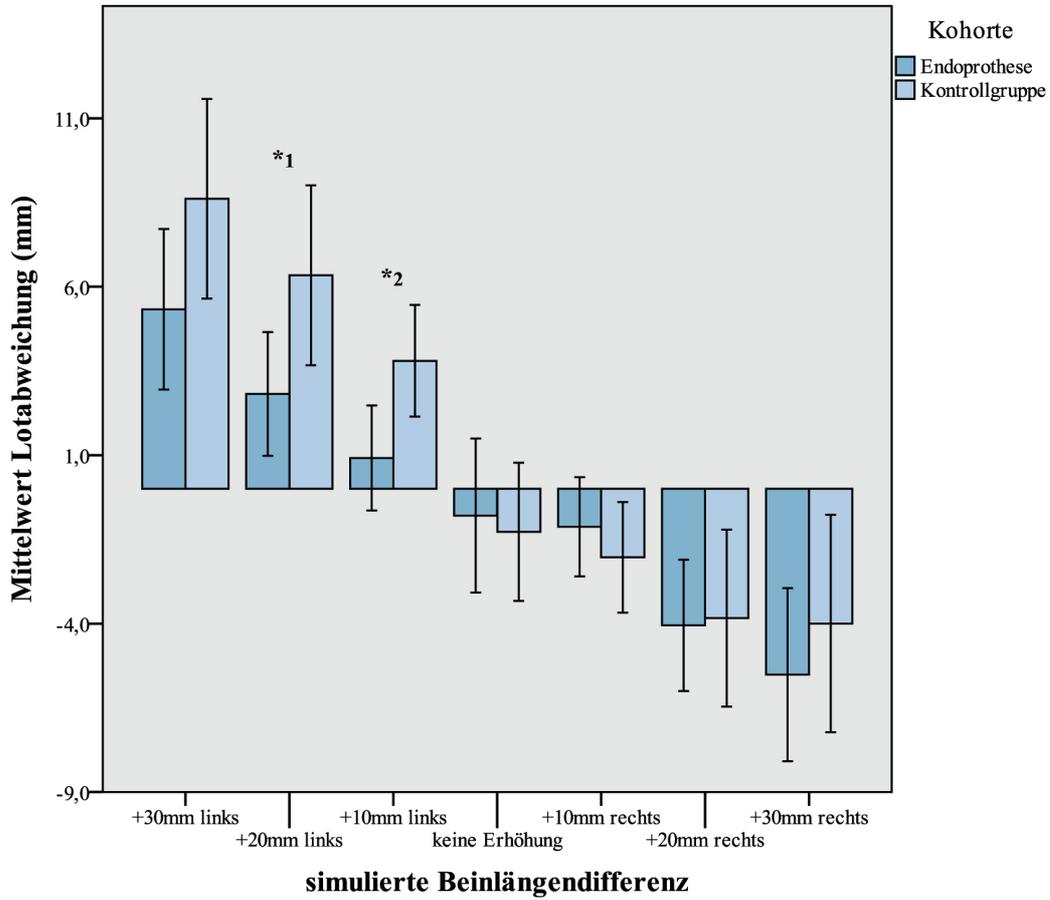


Abb. 32 Kohortenvergleich Rumpfneigung

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Rumpfneigung in °; °, Grad; mm, Millimeter

p-Werte: *1 = 0,016; *2 = 0,004

4.5.9 Lotabweichung



Fehlerbalken: 95% Konfidenzintervall

Abb. 33 Kohortenvergleich Lotabweichung

Mit * - markierte Werte sind auf dem Signifikanzniveau $p < 0,05$ signifikant für den Vergleich der Mittelwerte von Endoprothesengruppe (dunkelblaue Balken) und Kontrollgruppe (hellblaue Balken); x-Achse, Simulation der Beinlängen von 30 mm rechts bis 30 mm links; y-Achse, Mittelwerte der Lotabweichung in mm, mm, Millimeter

p-Werte: *1 = 0,026; *2 = 0,013

5 Diskussion

Das Ziel der Arbeit war es herauszufinden, wie sich Haltungs- und Beckenparameter bei künstlich simulierten Beinlängendifferenzen bei Hüft-TEP Patienten und einer Kontrollgruppe verändern. Hierzu führten wir vergleichende Messungen mit unterschiedlichen Modalitäten der Beinlängendifferenz und des Beckenschiefstandes durch. Nach unseren Ergebnissen kann ein der Beckenstand nach Hüft-TEP genau und zuverlässig mit einem rasterstereografischen Messgerät bestimmt werden.

Außerdem wurde untersucht, wie sich Haltungs- und Beckenparameter hüftoperierter Patienten bei bestehenden LLI im Vergleich zu einem Normalkollektiv verhalten und auf die Fehlstellung reagieren. Die durch eine postoperative LLI resultierenden Kompensationsmechanismen unterscheiden sich signifikant von einem Normalkollektiv ohne Hüft-TEP Implantation. So reagieren hüftoperierte Patienten vermehrt mit bestimmten Haltungsparametern auf die simulierte LLI, wie z.B. mit der Beckenneigung oder der Lotabweichung.

Vor allem im Hinblick auf den häufigen Einsatz dieser Operationsmethode hat diese Fragestellung auch in der aktuellen Literatur hohe klinische Relevanz.

5.1 Vergleich der unterschiedlichen Messmethoden des Beckenschiefstands

Bezugnehmend auf den Ergebnisteil 4.3 ergeben sich für die drei hier verwendeten unterschiedlichen Messmethoden signifikante Korrelationen untereinander.

Es besteht eine positive Korrelation zwischen der rasterstereografischen Messung und der röntgenologischen Beinlängenbestimmung ($r = 0,502$; $p < 0,001$). Es ergibt sich eine signifikante, aber schwache Korrelation für den Vergleich von Maßbandmessungen und Rasterstereografie ($r = 0,395$; $p < 0,001$). Außerdem liefert der Vergleich von Maßbandmessungen und Röntgen ebenfalls eine signifikante, aber mäßige Korrelation ($r = 0,285$; $p = 0,032$).

Zu diskutieren sind die Messmethoden im Hinblick auf die Art der Messung und die anschließende Interpretation. Die Messung mit Hilfe eines Maßbandes ist eine direkte Messung der Beinlänge. Die erhobenen Beinlängen sind absolute Werte. Man erhält den Wert der Beinlänge durch Subtraktion der Beinlängen voneinander. Demgegenüber steht die indirekte Ableitung der Beinlänge anhand rasterstereografischer Daten oder Messungen am Röntgenbild. Die Grundlage der Herleitung der LLI in der Rasterstereografie ist die Stellung

der Lumbalgrübchen zueinander. Die Beinlängendifferenz ergibt sich daher anhand des gemessenen Beckenschiefstandes (siehe Abb. 5). In Wahrheit wird somit der Beckenschiefstand mit der Beinlänge verglichen, was zwei unterschiedliche Parameter sind. Die Rasterstereografie vermisst lediglich die Rückenoberfläche und betrachtet nicht die gesamte untere Extremität. Dieser Fakt erklärt auch die schwache Korrelation ($r = 0,395$). Wie das Unterkapitel 5.1.2. zeigen wird, ist die Erfassung der reellen Beinlänge nicht immer einfach und von vielen Faktoren abhängig. Das macht den Vergleich zusätzlich schwierig und erklärt z.T. die Korrelation. Bei der Auswertung des Röntgenbildes bestimmt man die Beinlänge auch indirekt anhand von Bezugspunkten im Bereich des Beckens (siehe 5.1.1.). Diese Messmethode hat sich etabliert und wird flächendeckend verwendet, da das Röntgen des Beckens vor und nach Hüftoperation auch zusätzliche Informationen liefern kann. Trotzdem vergleicht man auch hier einen absoluten (LLI Maßband) von einem abgeleiteten Wert, was die schwächere Korrelation erklären kann ($r = 0,285$). Möchte man eine initiale Aussage zur absoluten Beinlängendifferenz im Röntgen erhalten hat sich die Ganzbeinstandaufnahme mit Anteilen des knöchernen Beckens und Kalibrierungsinstrument etabliert. [69, 102] Eine solche Aufnahme hätte die Korrelation zur Maßbandmessung vermutlich deutlich erhöht, weil es sich in diesem Fall um absolute Werte handelt. Allerdings bestehen je nach Fragestellung eine Fülle weiterer diagnostischer Möglichkeiten mit vielen Vor- und Nachteilen (siehe unten).

Die Messmethoden sind aber allesamt untereinander vergleichbar, was die obigen Korrelationen bestätigen. Zusätzlich ist es nicht verwunderlich, dass die Messungen der indirekt bestimmten Beinlängen am besten miteinander korrelieren ($R = 0,502$; $p < 0,001$).

Die in der Studie gemessenen Beckenschiefstände und Beinlängendifferenzen variierten je nach Messung im Mittelwert zwischen 0,68 mm und 1,22 mm. Hier zeigt sich ein Unterschied zu anderen Studien, bei denen die durchschnittliche Beinlängendifferenz nach Hüftgelenkersatz je nach operativem Ansatz zwischen 3,9 - 6,2 mm variiert.[35] Harwin et al. beschreiben sogar über 10 mm postoperative Beinlängendifferenz als nicht ungewöhnlich.[103] Folgende Ergebnisse konnte die Studie von Whitehouse liefern, welcher verschiedene Messmethoden und Operationsarten in seiner Studie miteinander verglich: circa 1/3 der operierten Patienten hatte eine Beinlängendifferenz zwischen 0 – 5 mm, 1/3 lag bei 5 – 10 mm, die restlichen 33 % verteilen sich in Werten darüber (> 10 mm) und im Negativen, also verkürzten Bereich (< 0 mm). Die durchschnittlich gemessene postoperative LLI liegt bei 6,2 mm.[36]

Mögliche Gründe für die durch uns erhobenen abweichenden Werte sind zum Beispiel die Form der Anästhesie. Zwar wird aufgrund der geringeren intra- und postoperativen Nebenwirkungen (z.B. Blutverlust, tiefe Venenthrombose etc.) einer Regionalanästhesie im Vergleich zu einer Vollnarkose diese vermehrt bevorzugt,[104-106] allerdings postulieren Sathappan et al., dass die Art der Narkose bei der postoperativen Beinlängendifferenz entscheidend ist: 87 % der Patienten, die in Regionalanästhesie operiert wurden, haben eine postoperative LLI, während die Hüftendoprothesenoperation unter Vollnarkose nur eine Rate der LLI von 47,6 % aufwies. ($p < 0,001$)[24] Kritisch sehen die Autoren vor allem die Relaxation im Rahmen einer Regionalanästhesie und damit die reduzierte suffiziente Stabilitätsprüfung und die daraus resultierende variierende Interpretation der intraoperativen Beinlänge. Durch kompensatorische Vergrößerung des Offsets kann zwar eine bessere Stabilität erreicht werden,[107] was aber zu einer Verlängerung der Beinlänge führen kann. [54, 108]

Die Probanden dieser Studie wurden ausschließlich in Vollnarkose operiert, was die im Durchschnitt geringere LLI zum Teil erklären kann.

Der Einfluss des operativen Zugangsweges wurde durch Nam et al. untersucht. Sie konnten keine signifikanten Unterschiede in der postoperativen Beinlängendifferenz nachweisen. Verglichen wurden der klassische posteriore Zugang, der anteriore Zugang mit Durchleuchtung und der computerunterstützte posteriore Zugangsweg. Es scheint allerdings eine Tendenz zur Vergrößerung der Beinlängendifferenz bei Wahl des anterioren Zugangs zu geben, während es bei der Wahl des navigierten-posterioren Zugangs postoperativ eher zu einer kürzeren Extremität kommt.[35] In einer retrospektiven Studie von Matta et al. wurde der anteriore Zugangsweg für seine sehr gute Wiederherstellung der Beinlänge angepriesen. Die durchschnittliche LLI nach anteriorem Zugang bei 494 Patienten war mit 3 mm +/- 2 sehr gering.[109] Manzotti et al. verglichen die postoperative Beinlängendifferenz zwischen dem klassischen posterioren Zuganges und dem computerassistierten posterioren Zugangs. Hierbei konnte eine signifikante Verbesserung der Wiederherstellung der Beinlänge bei Wahl des computerassistierten OP-Verfahrens festgestellt werden, von durchschnittlich 7,64 mm auf 5,06 mm ($p = 0,04$).[58]

Insgesamt ist festzuhalten, dass alle Zugangswege ihre Vor- und Nachteile haben, aber am Ende doch von der Erfahrung und den operativen Fähigkeiten des Operateurs abhängen. Die Weiterentwicklung und Nutzung von technischen Hilfsmitteln liefern zwar zusätzliche Optionen, sind aber auch fehleranfällig. So können kleine Rotationsfehler oder Missdeutung

der entsprechenden Orientierungspunkte schnell zu einem suboptimalen operativen Ergebnis führen.

Weiterhin kann die Nutzung von Zement die postoperative LLI verringern, da die Einführungstiefe der Prothese in den Schaft besser zu kontrollieren und zu fixieren ist.[110] Auch durch die stetige Weiterentwicklung der Implantationsmethoden, Prothesenarten und -typen lassen sich unterschiedliche postoperative LLI erklären.[111] Die Probanden dieser Studie wurden alle mittels eines modularen Hüftendoprothesensystems operiert, was im Vergleich zu anderen Operationsmethoden und anderen Prothesenarten eine genauere Wiederherstellung der Beinlänge und der Beckenposition zu erlauben scheint.

Im Folgenden werden die unterschiedlichen Messmethoden separat betrachtet und diskutiert.

5.1.1 Röntgen

Für den klinischen Alltag und die hier betrachtete Studiengruppe der hüftoperierten Patienten bieten sich die radiologischen Messungen am besten an, weil die Werte schnell und unkompliziert zu erheben sind und zeitgleich den Operationserfolg dokumentieren. Die Röntgendiagnostik ist ein Standardtool, das in nahezu jeder Klinik angewandt werden kann. Die Messmethoden sind genau, sehr gut erforscht und untereinander vergleichbar. Für die Diagnosestellung und Einteilung der Arthrose ist sie weiterhin Mittel der ersten Wahl.[112, 113] Die Röntgendiagnostik hat sich vor allem in der Genauigkeit und besserer Reproduzierbarkeit gegenüber manuellen Messungen von Beinlängendifferenzen durchgesetzt.[67, 68, 114] Ein Orthopäde beziehungsweise (bzw.) ein Chirurg sollte in der Lage sein, sowohl ein präoperatives als auch postoperatives Röntgenbild der Hüfte oder des Beckens zu verstehen und richtig – auch im Bezug auf LLI – zu interpretieren. Miller et al.[115] empfehlen zunächst immer ein postoperatives Röntgenbild durchzuführen und je nach Interpretation weitere Diagnostik oder Untersuchungen einzuleiten. Viele weitere nützliche Informationen (z.B. die Lage des Rotationszentrums, die Schaftposition und die Anteversion des Acetabulums) lassen sich schnell detektieren und machen somit das Röntgen in der Diagnostik nach THA unabdingbar.[70, 115]

Die durch uns im Röntgenbild durchschnittlich erhobene postoperative LLI liegt bei 1,22 mm und unterscheidet sich damit von den in der Literatur angegebenen durchschnittlichen Werten (3-17 mm).[116, 117] Die Bestimmung des Beckenschiefstandes bzw. LLI muss zur besseren Vergleichbarkeit standardisiert erfolgen und das ist aufgrund einer Vielzahl von vorhandenen Messmöglichkeiten und Fallstricken im Rahmen der Messungen äußerst schwierig. Radiologische Lehrbücher fordern die einheitliche Erhebung radiologischer Daten anhand

von Standards.[118] Es existiert allerdings weiterhin keine einheitliche Durchführung für die Röntgendiagnostik des Beckens.[119] Nicht nur die technische Durchführung des Röntgenbildes (Bildschirmabstand, Fokus), die Art der Messung (liegend, stehend), sondern auch die Positionierung der Patienten ist entscheidend. Es ist äußerst schwer einen Patienten so zu positionieren, dass man vergleichbare, verlässliche und aussagekräftige Röntgenbilder erhält. Bereits kleinste Rotations- oder Haltungsfehler können abweichende Ergebnisse liefern (Fußposition, Hüftflexion). Hinzu kommt, dass aufgrund einer Strahlenbelastung bei jedem Röntgenbild eine Untersuchung nicht beliebig oft wiederholt werden kann. Snaith et al. untersuchten und verglichen die obigen Kriterien in 69 Krankenhäusern. So variierte der Fokus-Film-Abstand zwischen 90 – 115 cm und es existierten 10 verschiedene Bildzentrierungen, teilweise ohne festgelegte Fixierungspunkte. Ein Krankenhaus (1,4 %) führte die Untersuchung im Stehen durch, wohingehend die restlichen Kliniken das Röntgenbild im Liegen durchführten. Als Neutralposition bei der Positionierung der Beine werden die Fußgelenke bei 94,2 % der Kliniken innenrotiert. Mc Fadden et al.[120] unterstützen die These von fehlenden Standardprotokollen in der Durchführung von Röntgenbildern. Es ist äußerst wichtig vergleichbare und optimale Ergebnisse zu erzielen, was nur durch konsequente Schulungen und Standards erreicht werden kann. So kann eine gleichbleibende Qualität, Verwertbarkeit und Vergleichbarkeit bei im Idealfall zusätzlich geringeren Strahlenbelastungen erzielt werden.

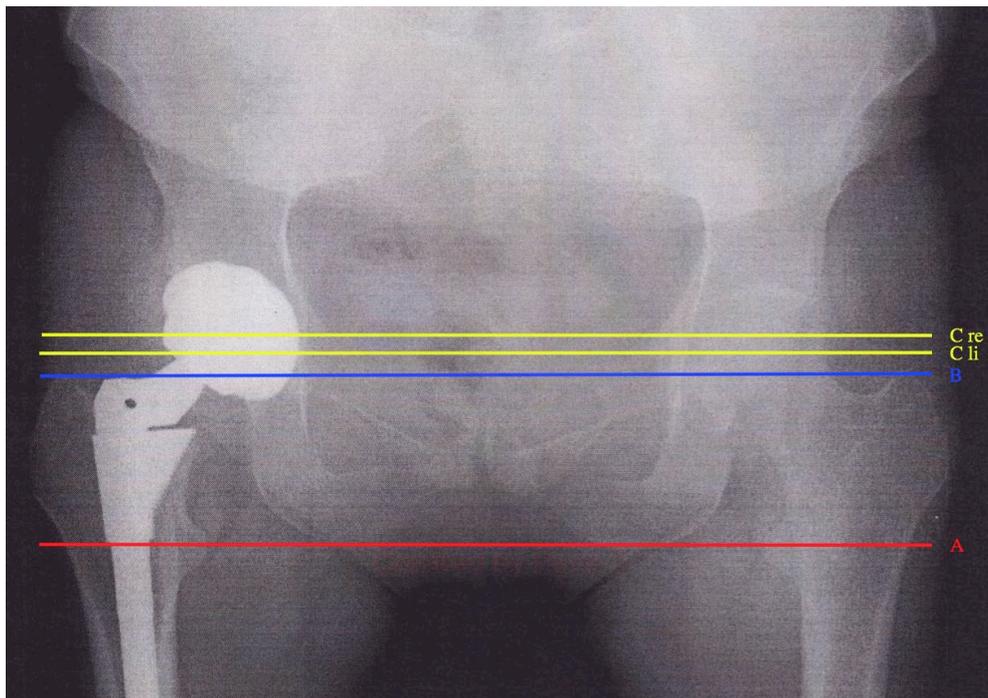
Weiterhin gilt es die Stellung, bzw. Positionierung der Beine während des Röntgenbildes zu beachten. Diese sind streng parallel und im Fußgelenk leicht innenrotiert (15 - 20 °), damit die Schenkelhäuse auf ganzer Länge gut darstellbar sind. Durch diese Rotation sollte der Trochanter minor gerade noch erkennbar sein. Es wird zwischen Aufnahmen im Stand und im Liegen unterschieden. Diese werden je nach Beschwerden des Patienten durchgeführt. Ein arthrotisches Hüftgelenk kann in der Regel im Stehen geröntgt werden, während postoperativ der gleichmäßige Stand noch eingeschränkt sein kann. In unserer Studie haben wir die Röntgenbilder ausschließlich im Liegen mit vom Röntgentisch herabhängenden Beinen durchgeführt. Um eine bessere Vergleichbarkeit zu den Maßband- und rasterstereografischen Messungen herzustellen, empfehlen Cleveland et al.[66] allerdings eine radiologische Aufnahme im Stand.

Zusätzlich stehen eine hohe Anzahl an verschiedenen Messmethoden für die Bestimmung der LLIs anhand eines Röntgenbildes zur Verfügung. Einige werden im Folgenden kurz dargestellt. Zunächst wird die Methode von Vanrusselt et al.[70] beschrieben: Allen Messungen gemeinsam ist eine horizontale Hilfslinie durch das Becken. Diese läuft durch die

untere Tränenfigur des Acetabulums (Referenzlinie des Beckens). Die Verbindung der Trochanter minores bilden die zweite Hilfslinie (Referenzlinie des Femurs). Im Anschluss werden rechtwinklige Verbindungslinien erstellt und deren jeweilige Länge gegeneinander verrechnet. Aus der Differenz der beiden Abstände erhält man den Beckenschiefstand und darüber indirekt die LLI. Auch wir nutzen eine Referenzlinie im Bereich des Beckens (Verbindungslinie durch die Sitzbeinhöcker). Als Referenzlinie im Bereich des Femur diente uns ebenfalls der Trochanter minor. Die Errechnung der LLI war identisch.

Eine weitere Herangehensweise eine postoperative Beinlängendifferenz im Vorfeld durch radiologische Bilder möglichst auszuschließen wird bei Woolson et al. beschrieben.[108] Dieser setzt das zu entfernende femorale Halssegment + Knorpeloberfläche mit den Höhen der zu implantierenden Acetabulumkomponente + Prothesenkopf + Prothesenhals gleich.

Um postoperativ den Sitz der Prothese im Vergleich zur anatomischen Gegenseite zu kontrollieren und quantifizieren, können im postoperativen Röntgenbild noch zusätzliche Auswertungen durchgeführt werden.[121]



mit Hilfe von verschiedenen Linien; A (rot), Verbindung der Sitzbeinhöcker; B (blau), Verbindung der Trochanter majores Spitzen; C (gelb), horizontale Linie durch das jeweilige Rotationszentrum der Hüftgelenke re und li; Bestimmung der Beinlänge: rechtwinkliger Abstand A - B für beide Seiten; Lage des vertikalen Rotationszentrum in Relation zur Trochanter minor Ebene: rechtwinkliger Abstand C re - A und C li - A; re, rechts; li, links

Hierzu werden drei Hilfslinien benötigt: Es wird eine Linie A zwischen den beiden Sitzbeinhöckern gezogen. Die Hilfslinien B werden parallel zu A durch die Trochanter majores gezogen, Linien C parallel zu A durch die Kopfmitte des Femurs bzw. der Prothese. Somit ergibt sich aus der Differenz der beiden Distanzen A zu C das vertikale Rotationszentrum und aus der Differenz der Distanzen A zu B wieder die Beinlänge. Der Autor beschreibt sowohl den Trochanter major als auch minor als mögliche Hilfslandmarke zur Bestimmung der Beinlänge.

Es sei an dieser Stelle bedacht, dass für ein standardisiertes Röntgenbild die Abstände, die man auf dem radiologischen Bild misst, auch den reellen Abständen entsprechen müssen. Daher hat es sich etabliert eine definierte Messkugel mit auf das Röntgenbild zu projizieren, von der man die genaue Größe, in unserem Fall 25 mm, kennt. Anhand dieser können die Bildabstände umgerechnet werden und die Messstrecken sind vergleichbar. Nicht alle Kliniken verwenden eine Messkugel oder ein vergleichbares Kalibrierungsinstrument, sodass auch dadurch die Vergleichbarkeit und Genauigkeit der unterschiedlichen Studien in Frage gestellt werden müssen. So nutzten in einer englischen Studie nur 30,4 % der betrachteten Kliniken ein Kalibrierungsinstrument.[119]

Hinzu kommt eine hohe Untersucherabhängigkeit für die jeweiligen Messungen. Bei Mahmood et al.[122] konnte lediglich eine zufriedenstellende Zuverlässigkeit zwischen den verschiedenen Beobachtern (interobserver reliability) und Reproduzierbarkeit der Einzelmessungen (intraobserver reproducibility) gefunden werden. Der Korrelationskoeffizient für die Bestimmung der LLI im Röntgenbild lag bei 0,79. Dadurch lassen sich die einzelnen Studien nur eingeschränkt miteinander vergleichen.

Die Anzahl der in der Studie berücksichtigten Röntgenbilder (n=57) unterscheidet sich von der Anzahl der eingeschlossenen Probanden (n=88). Die Röntgenaufnahme des Beckens war zum Teil (z.T.) nicht standardisiert durchführbar, ohne Messkugel aufgenommen oder ist gar nicht durchgeführt worden. Dies führt bei kleinerer Stichprobengröße zu einer geringeren Repräsentativität des Vergleichs und in Folge dessen zu einer geringeren wissenschaftlichen Aussagekraft.

5.1.2 Maßbandmessungen

Unmittelbar postoperativ durchgeführte Maßbandmessungen sind bei bestehenden Schmerzen und Gangunsicherheit nicht immer sicher zu verwerten. Trotzdem haben die klinischen Messungen weiterhin Ihren Stellenwert, v.a. in der konventionellen Orthopädie, in der Physiotherapie und auch im präoperativen Setting. Die Vorteile dieser Methode liegen auf der

Hand: Sie ist kostengünstig, strahlenfrei und prinzipiell einfach und schnell zu erheben. Farahmand et al.[123] untersuchen in ihrer Übersichtsarbeit aus elf großen Studien die Reliabilität (0,477 - 0,991) und Validität (0,359 - 0,984) der Maßbandmessung bei LLI. Die Vergleichbarkeit der Messungen ist trotzdem schwierig, da viele Einflussfaktoren mit in die Erhebung hineinspielen. So ist das Auffinden der knöchernen Landmarken bei z.B. adipösen Patienten deutlich erschwert. Außerdem können Achsabweichungen und Umfänge von Weichteilen zu veränderten Werten führen. Farahmand postuliert insgesamt eine zufriedenstellende Validität (0,59 - 0,91) und Reliabilität (0,78 - 0,96) bei einem gesunden Probanden. Die Reliabilität der Messungen sinkt zunehmend bei vorerkrankten (0,33 - 0,39) und adipösen (0,22) Patienten.[124] Als valideste Methode wurde die Messung im Stand von der Spina iliaca anterior superior zum Malleolus medialis hervorgehoben (0,984), allerdings ist diese auch sehr von der Erfahrung des Untersuchers abhängig und erfordert in der Regel zwei bis drei Messungen, um die LLI genau zu bestimmen.[125] Sabharwal et al.[69] sehen die Maßbandmessung auch aus oben genannten Gründen kritisch und empfehlen für genaue Bestimmungen sogar eine CT-Untersuchung der unteren Extremität. Nur so seien Achsabweichungen und körperliche Einflussfaktoren sicher auszuschließen.

Weitere klinische Testmethoden für die Bestimmung der LLI sind z.B. das Weber-Barstow Manöver, die Block Methode oder ein Vermessungsgerät des Beckens auf Höhe der Beckenkämme. Das Weber-Barstow Manöver ist ein klinischer Test, der eine entspannte Becken- und Beinmuskulatur voraussetzt. Der Proband liegt dabei auf dem Rücken und die Beine werden durch den Untersuchenden durch leichten Zug gedehnt. Im Anschluss wird die Stellung der Innenknöchel zueinander betrachtet. Es werden drei Beinlängentypen unterschieden: links kürzer, symmetrisch und rechts kürzer. Damit erhält man bei dieser Methode keine absoluten Werte für die LLI. Die Block-Methode wird am stehenden Probanden angewandt. Es werden so lange in ihrer Höhe standardisierte Blöcke unter die kürzere Extremität gelegt, bis der Beckenstand ausgeglichen ist. Die Summe der Höhen der verwendeten Blöcke gibt die LLI an. Allerdings sei an dieser Stelle erwähnt, dass es sich hierbei um eine indirekte Messmethode handelt, was die Genauigkeit wie bereits erwähnt wieder reduziert. Das oben erwähnte Vermessungsgerät wird am stehenden Probanden auf die Beckenkämme gelegt. Durch mathematische Errechnungen kann durch die Schiefstellung des Beckens die Beinlänge errechnet werden. Auch bei diesen drei Techniken unterscheiden sich die Validität (0,52) und Reliabilität (0,65 - 0,98) abhängig vom Untersucher und der Untersuchungsmethode.[126]

5.1.3 Rasterstereografie

Die Rasterstereografie ist nicht so verbreitet wie das konventionelle Röntgen, findet daher im klinischen Alltag weniger Anwendung bei der Frage nach dem Beckenschiefstand bzw. der LLI. Zudem gibt es bisher nur wenige Studien, die dieser Fragestellung auf den Grund gehen. Betsch et al.[74] haben erstmalig mit Hilfe der Rasterstereografie eine signifikante Korrelation zwischen Beinlängendifferenzen und den daraus resultierende Wirbelsäulen- und Beckenposition erhoben. Auch konnte zuletzt die Genauigkeit und Anwendbarkeit auf dynamische Untersuchungsprotokolle erfolgreich bestätigt werden.[73-75, 127] Beeck et al. [128] untersuchten den Einfluss von künstlich simulierten Beinlängen auf den Bewegungsapparat unter dynamischen Bedingungen. Die Veränderungen der gemessenen Parameter waren im Vergleich zum statischen Patientenkollektiv geringer, aber dennoch signifikant.

Die hohe Validität und Reliabilität des Verfahrens, sowie multiple klinische Einsatzmöglichkeiten vor allem in der Vermessung von Wirbelsäulenfehlstatiken wie der Skoliose, lassen das Interesse der Wissenschaft weiter ansteigen.[77, 129-132] Das ausgesprochen hohe Potential der strahlenfreien Rasterstereografie wirft immer weitere Forschungsfelder auf. Zum Beispiel können biomechanische Veränderungen bei Patienten mit Rückenschmerzen besser verstanden werden. Bei einer Lebenszeitinzidenz für Rückenschmerzen von circa 60 % bis 85 % hat dieses Krankheitsbild hohe medizinische und sozioökonomische Relevanz. [133-135] Nicht nur die reduzierte Muskelspannung im Bereich der Wirbelsäule[136], sondern auch die daraus resultierende Statikveränderung führt zu signifikant vermehrten klinischen Symptomen. So hat man mit Hilfe der Rasterstereografie zum Beispiel einen reduzierten Lordosewinkel im Bereich der Lendenwirbelsäule als Risikofaktor für die Entwicklung von Rückenschmerzen detektiert.[137] Auch das zunehmende Lebensalter scheint positiv mit der Entwicklung von statikbedingten Rückenschmerzen zu korrelieren.[138] So neigen z.B. schwangere Frauen aufgrund der veränderten körperlichen Statik bekanntermaßen zu vermehrten Schmerzen in der lumbalen Wirbelsäulenregion. In diesem Fall kann die Rasterstereografie dazu dienen, die biomechanischen Zusammenhänge strahlenfrei besser verstehen zu können.[90] Darüber hinaus wird in der Fachabteilung der Kieferorthopädie die Rasterstereografie genutzt um die Zusammenhänge zwischen Kieferfehlstellung und Körperhaltung zu untersuchen.[78, 91, 139, 140]

5.1.4 Zusammenfassung

Alle drei hier betrachteten Messmethoden bringen verschiedene Vor- und Nachteile für die klinische Anwendung mit sich:

Sabharwal et al.[69] sagen: *„Eine ideale Methode zur Beurteilung der LLI sollte leicht verfügbar, genau, zuverlässig und erschwinglich sein, die Visualisierung der gesamten unteren Extremität ermöglichen, die Strahlenexposition minimieren und keinen Vergrößerungsfehler aufweisen.“*

Wir konnten aus unseren Ergebnissen schlussfolgern, dass die Rasterstereografie für unsere Fragestellung und unser Patientenkollektiv definitiv genutzt werden kann. Die Rasterstereografie ist sehr gut geeignet, um die postoperative Beinlänge, bzw. den Beckenschiefstand zu bestimmen.

Patienten mit komplexen medizinischen Nebendiagnosen benötigen ein abgestimmtes und individualisiertes Messregime, um eine möglichst genaue Bestimmung der Beinlängen erreichen zu können. Eine Standardmessmethode wird es und kann es aus unserer Sicht nicht geben.

5.2 Einfluss von LLI auf verschiedene Messparameter (H-TEP-Gruppe)

Wie ist das Verhalten von Haltungs- und Beckenparametern hüftoperierter Patienten im Vergleich zu einem Normalkollektiv und wie verändert es sich bei künstlich simulierten Beinlängen?

Eine Vielzahl von Studien befasst sich mit dem Thema Beinlängendifferenz und deren Auswirkung auf die Körperhaltung, insbesondere die Beckenstatik. Als Vorreiter auf dem Forschungsgebiet sind an dieser Stelle Giles[31] und Friberg[32] zu nennen, welche sich mit der Biomechanik und der Reaktion des Beckens und der Wirbelsäule auf simulierte Beinlängendifferenzen beschäftigt haben. So wurden bei Friberg bereits 1983 ab einer simulierten Beinlänge von 5 mm bei 78,5 % der Probanden lumbale Rückenschmerzen mit Schmerzausstrahlung beschrieben. Er führte die Schmerzen auf biomechanische Ausgleichsbewegungen der Wirbelsäule (funktionelle Skoliose) und zunehmende Coxa vara auf der Seite der kürzeren Extremität zurück. Auch Giles konnte mit durchgeführten Röntgenbildern der unteren Lendenwirbelsäule ab einer LLI von neun Millimetern signifikante Veränderungen der Beckentorsion und eine skoliotische Ausgleichshaltung der Wirbelsäule nachweisen. Ebenso untersuchten Brinke et al.[26] den Einfluss von LLI auf ausstrahlende Schmerzen im Bereich des unteren Rückens bei Patienten mit Bandscheibenprotrusionen. Hier konnten signifikante Zusammenhänge nachgewiesen werden.

Bei einer LLI kommt es zur Ausstrahlung des Schmerzes auf der Seite mit der kürzeren Beinlänge. Dies betrifft schon LLI von einem Millimeter. 60 % aller Probanden hatten, unabhängig von der Beinlängendifferenz, die Beschwerden im Bereich der kürzeren Extremität. Die an dieser Stelle zitierten Studien sind nur Einzelne unter Zahlreichen.

Wir untersuchen in unserem Kollektiv - entgegen den oben genannten Studien - den möglichen Einfluss einer LLI auf den menschlichen Bewegungsapparat nach Implantation einer H-TEP. Eine der größten Herausforderungen einer Hüftendoprothesenoperation ist die Wiederherstellung der korrekten Beinlänge ohne Einschränkungen in der Hüftgelenksfunktion und Stabilität.[34, 141] Daher ist es aus unserer Sicht wichtig und notwendig die Folgen und Zusammenhänge einer postoperativen Beinlängendifferenz besser zu verstehen.

Im Folgenden werden die einzelnen hier ausgewerteten Parameter kurz zusammenfassend beschrieben und die Ergebnisse diskutiert.

5.2.1 Beckenhochstand

Bei dem Parameter Beckenhochstand zeigen sich ab einer Erhöhung der Beinlänge um zehn Millimeter signifikante Unterschiede im Vergleich zur Neutral-Null Stellung (p-Wert < 0,05). Bei einer simulierten Beinlänge von +5 mm (p-Wert = 0,693) und von -5mm (p-Wert = 0,605) zeigen sich keine signifikanten Unterschiede.

Dies erklärt sich beim stehenden Probanden durch den Einfluss der gesamten unteren Extremität und deren direkten Einfluss über das Hüftgelenk auf das Becken. Die Gelenke und Knochen bieten aufgrund ihrer relativen Starrheit keine Möglichkeit der Reduktion von Achsverlängerungen. Somit ist es nicht verwunderlich, dass bereits kleine Veränderungen der LLI zu signifikanten Veränderungen dieses Parameters führen.

Simulierte LLI (mm)	Zunahme Beckenschiefstand (mm)
+ 5 / - 5	2,59 / 2,64
+ 10 / -10	5,16 / 5,57
+ 15 / -15	7,43 / 7,87
+ 20 / -20	9,88 / 10,71
+ 30 / -30	14,36 / 14,60

Tabelle 20 **Zunahme des Beckenschiefstandes bei simulierter LLI**

Absolute Zunahme des Beckenschiefstands in mm im Vergleich zur Neutral-Null Stellung ohne Beinlängensimulation; LLI, Beinlängendifferenz; mm, Millimeter

Es werden nur circa 50 % der simulierten Beinlänge auf den Parameter Beckenhochstand wirksam. Die anderen 50 % verteilen sich auf Rotations- und Kippmechanismen des Beckens sowie auf Ausgleichsbewegungen der unteren Wirbelsäule. Das kann durch die unten behandelten Parameter bestätigt werden. Auch die Ergebnisse der Studien von Betsch et al.[74, 75, 142] stützen diese Werte. Die Autoren postulieren, dass es eine Kombinationsbewegung im Bereich des Beckens geben muss. Betsch et al. weisen signifikante Unterschiede für die Parameter Beckenhochstand in einer gesunden Vergleichskohorte bei einer künstlich simulierten LLI von 15 mm nach.

Die Kompensationsmechanismen des Körpers bei bestehender LLI wurden schon früh untersucht. Bei Walsh et al.[72] wird passend zu unserer Studie auch der Beckenhochstand als Hauptkompensationsbewegung beschrieben. Dieser erreicht einen Maximalwert von 6 ° und gilt für simulierte LLI von bis zu zwei Zentimetern. Wie oben ersichtlich kommt es in unserem Studiendesign ebenfalls zu signifikanten Unterschieden. Unsere Auswertung wird allerdings in der Maßeinheit Millimeter anhand der Lage der Lumbalgrübchen durchgeführt, während Walsh über die Hüftkopffzentren und eine Sinusfunktion die Werte in der Maßeinheit Grad berechnet. Somit sind die absoluten Ergebnisse nicht direkt vergleichbar. Die Tendenz der Ergebnisse und die Gesamtaussage stimmen allerdings überein. Eine chinesische Studie untersuchte 44 Probanden und simulierte unterschiedliche Beinlängen bis zu 30 mm, wobei sich der Beckenhochstand im Durchschnitt um 10,6 mm erhöhte, was insgesamt etwas niedriger Werte als unsere sind.[143] Kwon et al.[144] haben bei gesunden Probanden vergleichbare Ergebnisse gefunden. Sie untersuchten ebenfalls den Einfluss von künstlich simulierten Beinlängen auf den Beckenhochstand. Dieser wurde in dieser Studie als Winkel bestimmt. Ab einer Erhöhung von 1,5 cm kam es zu signifikanten Veränderungen des Parameters. Auch Young et al.[6] haben in Ihrer Studie aus dem Jahr 2000 die biomechanischen Reaktionen des menschlichen Beckens auf künstlich simulierte Beinlängen untersucht. Die Autoren bezeichnen jeden klinisch diagnostizierten Beckenschiefstand als abklärungsbedürftig. Der Beckenhochstand ist allerdings nicht direkt auf die Beinlänge zu übertragen und gleichzusetzen. Eine genaue klinische und auch radiologische Untersuchung sei notwendig, um die Ausgleichbewegungen des Beckens in allen Ebenen besser zu verstehen. Eine rasterstereografische Studie von Wild et al. untersuchte ebenfalls den Beckenschiefstand in Abhängigkeit der Beinlängendifferenz und konnte ab 20 mm LLI signifikante Veränderungen des Beckenschiefstandes detektieren. Weiterhin unterteilen sie die Studiengruppe in Alterscluster (Subgruppen: 20 - 39 Jahre, 40 – 60 Jahre; > 60 Jahre).

Hier zeigen sich interessanterweise keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p = 0,911$ bis $p = 1,0$).[145]

Diese Feststellungen und das große wissenschaftliche Interesse haben einen hohen Einfluss auf viele Maßnahmen in der Orthopädie, Physiotherapie und alle mit dem Bewegungsapparat befassten Fachabteilungen.

5.2.2 Beckentorsion

Die Beckentorsion ist die einseitige Ausgleichsbewegung des Beckens in der Sagittalebene.[144] Pitkin et al. haben bereits in den 30er Jahren die Bewegungen des menschlichen Beckens erforscht und herausgefunden, dass sich bei Veränderungen der Statik auf einer Seite immer eine antagonistische Ausgleichsbewegung der kontralateralen Beckenschaufel einstellt.[146] Erhöht man somit die Untersuchungsplattform auf der rechten Seite, so verändert sich nicht nur der Beckenhochstand, sondern das Becken kippt ipsilateral nach posterior und kontralateral zusätzlich nach anterior. Die Kipp- bzw. Torsionsneigung des Beckens ist somit direkt abhängig von der Beinlänge, siehe auch Abb. 6. Durch diese reaktive Ausgleichsbewegung des Beckens kann ein zu großer kompensatorischer Beckenhochstand vermieden werden.

Ab einer Erhöhung der Untersuchungsplattform um 20 mm zeigen sich signifikante Unterschiede bezogen auf die Beckentorsion.

Simulierte LLI (mm)	p-Wert
+20 / -20	0,003 / 0,001
+30 / -30	<0,001

Tabelle 21 **Signifikante Unterschiede der Beckentorsion bei simulierter LLI ab 20 mm**

Darstellung der signifikanten Unterschiede der Beckentorsion ab einer simulierten Beinlänge von 20 mm für das Signifikanzniveau $p < 0,05$; LLI, Beinlängendifferenz; mm, Millimeter

Im Gegensatz zu unserer Studie wiesen Kwon et al. bereits eine signifikante Veränderung der Beckentorsion bei künstlich simulierter Erhöhung der Beinlänge von einem Zentimeter nach. Bei zunehmender Erhöhung ergab sich keine signifikante Konsequenz.[144] Die oben beschriebenen antagonistischen Bewegungen des Beckens im Bezug auf die Beckentorsion konnten von verschiedenen anderen Autoren bestätigt werden.[6, 146-148] Wie in Abb. 22 zu erkennen zeigt unsere Studie übereinstimmende Ergebnisse. Positive Werte für die Beckentorsion zeigen eine Rotation des Beckens auf der rechten Seite nach anterokranial an,

während negative Werte eine Beckenrotation der linken Seite nach anterokranial anzeigen. Interessanterweise veränderten sich die Werte für die Beckentorsion über die Jahre. So wurden bei der Studie von Pitkin und Pheasant[146] aus dem Jahr 1936 noch ein Wertebereich von 3 – 19 ° beschrieben. Bei Cummings et al.[147] (1993) betragen die Werte 2 – 6 °, was unseren Ergebnissen nahe kommt (0,1 - 4°). Eine rasterstereografische Studie von Zhang et al. aus dem Jahr 2017 zeigt eine Zunahme der Beckentorsion um bis zu 3,3° bei einer Erhöhung um 30 mm.[143] Mögliche Ursachen für diese große Varianz der Werte liegen am ehesten in den unterschiedlichen, sowie nicht einheitlichen Untersuchungsmethoden. Hinzu kommt eine unklare Reliabilität und Validität der Studien aus den 30er Jahren. Zu erwähnen sei aber zusätzlich, dass die entstandene Beckentorsion stets wieder rückläufig ist nach dem Erreichen der Ausgangsposition, sodass ein potentieller Summationseffekt ausgeschlossen zu sein scheint.

Es gilt zu beachten, dass die Einflüsse von unterschiedlichen LLI auf das Becken nur bei normaler Anatomie und erhaltener Funktion des ISG valide vorausgesagt werden können.[149]

5.2.3 Beckenneigung

Für den Parameter Beckenneigung zeigen sich keine signifikanten Unterschiede bei unterschiedlichen simulierten Beinlängen (p-Wert = 1). Der Minimalwert beträgt 18,76 °, während der Maximalwert 20,25 ° beträgt. Die Beinlängendifferenz hat bei den in dieser Studie erhobenen Daten somit keinen direkten Einfluss auf die Beckenneigung

Auch in der Literatur ist nach unserem Wissen kein signifikanter Zusammenhang zwischen LLI und Beckenneigung beschrieben.

5.2.4 Oberflächenrotation

Dieser Parameter wird in der Literatur v.a. bei Skoliosepatienten betrachtet. Jede kleine Veränderung am Bewegungsapparat des Menschen kann sich auf den Parameter auswirken.

In unserem Fall ändert sich der Parameter ab einer simulierten Beinlänge von -20 mm ($p < 0,05$), -30 mm ($p < 0,001$) und +30 mm ($p = 0,001$) signifikant. Erst höhergradige Beinlängendifferenzen und Fehlstatiken der unteren Extremität haben signifikanten Einfluss auf die Rotation der Rückenoberfläche. Bis zu einer simulierten LLI von 15 mm konnten keine signifikanten Veränderungen gemessen werden, was ebenfalls in den bereits oben erwähnten Studien bestätigt werden konnte.[75] Trotzdem reagiert die Wirbelsäule auch bei

kleineren oder angeborenen LLI immer mit einer Rotationsbewegung.[150] Hackenberg et al.[151] können bestätigen, dass die Oberflächenrotation direkt abhängig von der Beinlängendifferenz ist. Bei Skoliosepatienten wurde die Oberflächenrotation in Neutral-Null-Stellung und im Rahmen des Adam-Bending-Tests, sowie mit Hilfe des Skoliometers gemessen. Insgesamt kommen die Autoren zu dem Ergebnis, dass der Parameter eine hohe Variabilität aufweist, die weder durch die Schwere der Skoliose, noch durch das Alter der Probanden ausreichend erklärt werden kann. Dies ist auch darauf zurückzuführen, dass die Procc. spinosi sehr muskelstark geführt sind und nur schwierig aus ihrer Position zu bringen sind. Hinzu kommen verschiedene Messmethoden, welche an unterschiedlichen Punkten ansetzen. Die Rasterstereografie arbeitet mit den Procc. spinosi, während das Skoliometer z.B. paravertebral im Bereich des Brustkorbs misst. Daher lassen sich diese Ergebnisse nicht direkt mit den auf andere Weise erhobenen Werten vergleichen. Cote et al.[152] beschreiben für das Skoliometer eine hohe Sensitivität (83,3 %) und eine hohe Spezifität (86,8 %). Gemäß den Autoren können beide Messmethoden einige potentielle Untersucherfallstricke beinhalten, was die oben genannte (o.g.) Prozentsätze erklärt.

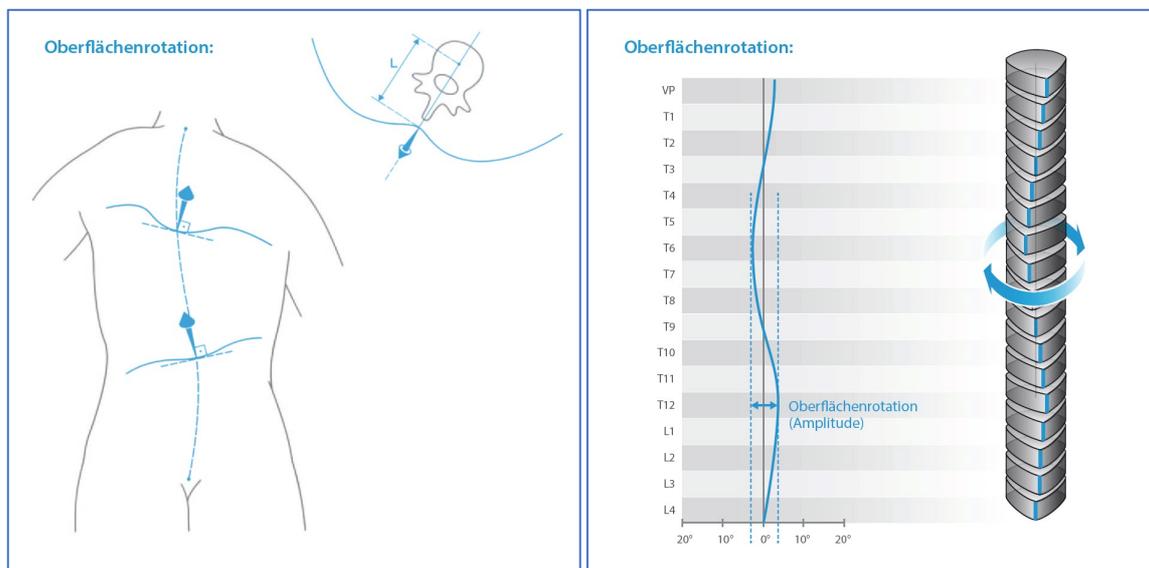


Abb. 35 Oberflächenrotation anhand der Proc. spinosi

Es werden anhand der einzelnen Proc. Spinosi Vektoren gebildet (blaue Pfeile in linker Abbildung) und daran die Oberflächenrotation für jedes einzelne Segment abgeleitet; L; Abstand Hautoberfläche über dem Proc. Spinosus und Mittelpunkt Wirbelkörper und entsprechendem Richtungsvektor; rechte Abbildung; x-Achse, °, Grad; y-Achse, Höhe der Segmente der Wirbelsäule von VP bis L4; VP, vertebra prominens; T1 - 12, Brustwirbelkörper 1 - 12; L1 - 4; Lendenwirbelkörper 1 - 4; Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

Es handelt sich bei der Oberflächenrotation um einen schwierig zu erfassenden und schwer vergleichbaren Parameter. Er ändert sich bei kleinsten Messungenauigkeiten und je nach

Methode der Messung stark. Hinzu kommt eine hohe Untersucherabhängigkeit. Insgesamt ist die Rasterstereografie in der Lage ausreichend genaue und vergleichbare Ergebnisse ohne größere Abweichungen zu liefern. Allerdings scheint der Parameter auf unsere Fragestellung keinen wesentlichen Einfluss zu haben.

5.2.5 Lordosewinkel, Kyphosewinkel, Rumpfneigung und Lotabweichung

Zusammenfassend verändern sich die Parameter Lordosewinkel, Kyphosewinkel, Rumpfneigung und Lotabweichung bei unserem Studiendesign nicht signifikant. Wir vermuten, dass erst bei deutlich höheren simulierten Beinlängen relevante Einflüsse zu erkennen sind. Die Veränderung der Parameter in der Sagittalebene ist nicht so signifikant wie die Veränderung der Parameter in der Frontalebene. Vergleichbare Untersuchungen in der Literatur, wie z.B. von Friberg et al.[32] zeigen wie bereits oben erwähnt eine Ausgleichsbewegung der Wirbelsäule bereits bei kleinen LLI von fünf Millimetern. Die Wirbelsäulenstatik verändert sich in eine funktionelle Skoliose mit der Konvexität in Richtung des kürzeren Beines. Bereits ab 10 mm kommt es zu Aktivitätsänderungen in den hüftumgreifenden und paravertebralen Muskelgruppen. Einen signifikanten Einfluss auf Lordose- oder Kyphosewinkel hat die künstlich simulierte Beinlänge nicht.[144]

Bisher gibt es nach unserer Erkenntnis keine Studien, die einen signifikanten Zusammenhang zwischen einer Beinlängendifferenz und den drei obigen Parametern nachweisen konnten. Aus diesem Grund muss davon ausgegangen werden, dass sich der Lordosewinkel, die Rumpfneigung und die Lotabweichung bei simulierter LLI zwar verändern, aber bislang ohne nachweisbare wissenschaftliche Signifikanz.

5.2.6 Seitabweichung

Dieser Parameter wird in der Frontalebene gemessen. Bei einer simulierten LLI von -15 mm ($p = 0,006$), -20 mm, -30 mm und +30 mm (jeweils $p < 0,001$) zeigen sich signifikante Veränderungen in der Seitabweichung.

Durch die künstliche Verlängerung der einen Extremität ist die Wirbelsäule gezwungen eine Ausgleichsbewegung zur ipsilateralen Seite durchzuführen.[6] Eine Erhöhung der Beinlänge rechts, führt zu einer Seitabweichung nach rechts und umgekehrt. Diese Ausgleichsbewegung ist essentiell für den aufrechten Gang und Stand des Menschen. Bei uns ließ sich dieser Zusammenhang für beide Kohorten nachweisen, wie in Abb. 24 zu erkennen ist.

Es handelt sich um einen rasterstereografisch erfassten Messwert, sodass es keine vergleichbare klinischen Messungen gibt. Die Studien von Wild et al. bestätigen, dass sich erst ab einer LLI von 20 mm die Seitabweichung signifikant ändert.[145] Eine künstlich simulierte LLI bis zu 15 mm hat keinen signifikanten Einfluss auf die Seitabweichung. Die Autoren postulieren allerdings auch, dass es bei größeren LLI zu einem signifikanten Einfluss auf die Seitabweichung kommt.[75]

5.2.7 Zusammenfassung

Das Studiendesign soll deutlich machen, dass eine Veränderung der Beinlänge eine große Anzahl an Parametern beeinflusst. Es ist aus unserer Sicht von äußerster Wichtigkeit, dass an dieser Stelle weitergeforscht wird, um die Reaktionen des muskuloskelettalen System auf simulierte Beinlängendifferenzen weiter zu verstehen. Das ist wichtig, um Folgeschäden und Haltungsdeformitäten zu vermeiden, aber auch um diese bei angeborenen oder sekundär erworbenen Fehlstellungen adäquat und mit entsprechender Weitsicht ausgleichen zu können. Die Rasterstereografie kann eine Vielzahl von Wirbelsäulen- und Beckenparametern sehr genau erfassen, allerdings erfasst sie nicht die Gesamtstatik der unteren Extremität. Diese Studie betrachtet nicht die Beinachsen, die Unterschenkel- und Oberschenkellängen oder auch nicht die Knie- bzw. Sprunggelenksbeschaffenheit. Große Abweichungen der Beinachse oder Operationen in diesem Bereich waren Ausschlusskriterien für unser Studiendesign. Radiologische Ganzbeinstandaufnahmen in Kombination mit einer rasterstereografischen Erfassung sind an dieser Stelle denkbar.

5.2.8 Zufriedenheit von Patienten mit LLI nach H-TEP

Ein wichtiger Faktor für den Patienten und ein gutes Hilfsmittel für den Operateur ist die postoperative Zufriedenheit. Es gibt eine Menge unterschiedlicher Scoring-Systeme, die Zufriedenheit messen können. In unserem Studiendesign wurden die Patienten allgemein nach Ihrer Zufriedenheit befragt. Die Unterteilung erfolgte in 4 Hauptkategorien, wobei die Patienten sich auch für einen Wert zwischen den Zahlen 1 - 4 entscheiden konnten, sodass es insgesamt 7 Abstufungen für die Zufriedenheit gab,

Zufriedenheit	Anzahl	Prozent
1 (sehr zufrieden)	54	54,4
1 - 2 (sehr zufrieden / zufrieden)	5	5,1
2 (zufrieden)	26	26,3
2 - 3 (zufrieden / mäßig zufrieden)	5	5,1
3 (mäßig zufrieden)	6	6,1
3 - 4 (mäßig zufrieden / unzufrieden)	1	1
4 (unzufrieden)	2	2
INSGESAMT	99	100

Tabelle 22 Zufriedenheit der Patienten nach Hüft - TEP Implantation

Die Patienten der Kategorie 4 gaben als Hauptbeschwerden meistens (Narben-) Schmerzen nach OP, Kraftminderung oder eine reduzierte Gehstrecke an. Die Patienten der Kategorie 1-3 (97 %) waren in der Regel komplett beschwerdefrei oder zumindest schmerzfrei, was mit der guten Wiederherstellung der Beinlänge erklärbar ist. Die Probanden der Kategorie 3 – 4 , bzw. 4 hatten eine durchschnittliche LLI von > 3 mm. Das subjektive Bemerkten der LLI war nicht Teil der Befragung.

Beaudoin et al.[148] beschreiben, dass es bei länger bestehender LLI unweigerlich zu Beschwerden im Bereich des unteren Rückens, insbesondere im Bereich des Iliosakralgelenks (ISG) und der unteren Wirbelsäule kommt. Eideen et al.[71] untersuchte 1995 mit Hilfe von Fragebögen und klinischen Beinlängenmessungen die Zufriedenheit von Patienten nach THA. Die durchschnittliche LLI lag bei 9,7 mm. 16 % der Kohorte spürten die Beinlängendifferenz und fühlten sich dadurch eingeschränkt – bei dieser Gruppe lag die durchschnittliche LLI bei 14,9 mm.

Ein Vergleich der subjektiven Wahrnehmung bzw. eine Abfrage der subjektiven Beinlängendifferenz in der Kontrollgruppe wurde durch uns nicht durchgeführt, daher sind die Gruppen bei dieser Fragestellung nicht wissenschaftlich zu vergleichen. Diese beschriebenen Kausalzusammenhänge konnten bei uns aufgrund der nur geringen durchschnittlichen LLI nach H-TEP nicht signifikant überprüft und nachgewiesen werden.

5.3 Vergleich H-TEP-Gruppe und Kontrollgruppe

„Hat eine Prothesenimplantation Einfluss auf die Veränderung von Statikparametern bei künstlich simulierten Beinlängen?“ und „Unterscheidet sich das Verhalten des Bewegungsapparates von dem eines Normalkollektivs?“ Basierend auf unseren Ergebnissen lautet die Antwort auf beide Fragen ja.

Die Vermutung, dass ein menschlicher Bewegungsapparat nach einer Hüftendoprothesenoperation eine veränderte Biomechanik des Beckens und der Wirbelsäule aufweist, konnte bestätigt werden. Unsere Ergebnisse zeigen signifikante Unterschiede zwischen Untersuchungs- und Kontrollgruppe für die Parameter Beckenhochstand, Beckenneigung, Lotabweichung und den Kyphosewinkel. Die restlichen hier betrachteten Parameter zeigen zwar nahezu keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen, jedoch lassen sich vereinzelt gewisse Tendenzen erkennen. Die Prothesenimplantation hat keinen signifikanten Einfluss auf die Veränderung der Oberflächenrotation, des Lordosewinkel, der Rumpfneigung und der Seitabweichung.

Betrachtet man zunächst den Parameter Beckenhochstand unterscheidet sich der Mittelwert in Neutral-Null-Stellung in den beiden Kohorten nicht signifikant voneinander ($p = 0,581$), während ab einer Erhöhung von 10 mm – unabhängig der simulierten Seite - bereits signifikante Veränderungen detektierbar sind. Die zunehmende LLI führt bei Patienten mit Hüftendoprothese zu einer deutlicheren Zunahme des Beckenhochstandes im Vergleich zum Normalkollektiv. So erhöht sich der Parameter für die Prothesengruppe bei einer simulierten Beinlänge von 30 mm rechts im Durchschnitt um 14,79 mm, wohin gegen das Normalkollektiv im Durchschnitt nur mit einer Zunahme um 12,41 mm reagiert ($p = 0,001$). Eine simulierte Beinlänge von 20 mm links erhöht den Beckenstand um 10,72 mm auf der linken Seite und um 8,77 mm bei der Vergleichsgruppe. Der betrachtete Parameter ist allerdings nicht ausschließlich abhängig von der Beinlänge, sondern ebenfalls von periartikulärer Weichteilspannung in Muskulatur und Sehnen. Ranawat et al. haben dies untersucht und postulieren eine gewisse Reversibilität des Beckenschiefstandes und der Beinlängendifferenz durch physikalische Maßnahmen und durch kleinere Weichteileingriffe.[59] Diese Wechselwirkungen sind in unserem Setting schwer mit einzubeziehen und deren Einfluss bleibt unklar.

Auch der Einfluss der LLI auf die Beckenneigung der hüftoperierten Gruppe ist signifikant verändert zur Vergleichsgruppe. Die Beckenneigung erhöht sich in der Prothesengruppe bei Erhöhung um 20 mm rechts um 0,73 °, im Normalkollektiv um 0,12 ° ($p = 0,005$). Das

Becken des H-TEP-Patienten reagiert somit auch mit diesem Parameter signifikant mehr als das Normalkollektiv.

Die Lotabweichung zeigt bei bestimmten Simulationen (z.B. 20 mm links) unterschiedliches Verhalten der beiden Gruppen. Die H-TEP Gruppe verlagert das Lot im Durchschnitt um 0,91 mm nach rechts. Die Vergleichsgruppe verändert das Lot sogar um 3,80 mm. Hier zeigt sich entgegen der obigen Parameter allerdings in der Regel eine reduzierte bzw. geringere Reaktion des Bewegungsapparates (Wirbelsäule) des hüftoperierten Menschen. Eine rasterstereografische Studie aus dem Jahr 2012 untersucht den Parameter bei simulierten LLI bis zu 15 mm und konnte keine signifikanten Veränderungen nachweisen. Allerdings handelt es sich bei der Studienpopulation um gesunde Probanden.[75] Unsere Auswertungen ergeben im Abschnitt 4.4.8 für die betrachtete H-TEP Gruppe bis zu einer Simulation von 30 mm ebenfalls keine signifikanten Veränderungen dieses Parameters. Die Variable Lotabweichung findet vor allem Anwendung in der erweiterten Skoliosediagnostik und bei der operativen Indikationsstellung der jüngeren Patienten. Die meisten Studien zu diesem Parameter befassen sich mit der Entwicklung der Lotabweichung über die Jahre der Erkrankung und deren Einfluss auf die Statik und die knöchernen Entwicklung des jungen Menschen.[153] Die mangelnde Vergleichbarkeit ergibt sich weiterhin aus der Ableitung des Parameters: Meist wird die Lotabweichung im Röntgenbild anhand knöcherner Bezugspunkte gemessen, wohingegen wir mit Oberflächenmerkmalen durch die Rasterstereografie den Parameter indirekt errechnen.

Interessanterweise zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den beiden Kohorten für den Parameter Kyphosewinkel, wohingegen die Beinlängendifferenz allein keinen direkten Einfluss auf den Parameter zu haben scheint (5.2.5.). Bei einer künstlich simulierten Beinlänge von 10 mm ($p = 0,033$) und 20 mm links ($p = 0,025$) unterscheiden sich die Werte für den Kyphosewinkel signifikant. Bei Simulation von 10 mm links erhöht sich der Kyphosewinkel bei der H-TEP Gruppe im Durchschnitt um $0,97^\circ$ und verringert sich bei der Kontrollgruppe sogar um $0,68^\circ$. Der Kyphosewinkel des Menschen nimmt mit steigendem Lebensalter aufgrund von degenerativen Veränderungen, fehlender Muskelspannung und der Osteoporose zu.[154] Der steigende Kyphosewinkel kann auch eine Folge der Kompensationsmechanismen H-TEP Implantation sein. Nach Lee et al.[155] kann es infolge einer H-TEP Implantation zu einer sagittalen Imbalance des spino-pelvinen Systems kommen. Dieses kann sich in einer abnehmenden lumbalen Lordose und sukzessive in Zunahme der thorakalen Kyphose äußern. Zusätzlich kommt es bei reaktiver Rotation des Beckens nach posterior zur Hüftextensions- und Knieflexionsstellungen. Auch hier ist eine Tendenz für alle

anderen simulierten Beinlängen zu erkennen, dass die H-TEP Gruppe mit höheren Kyphose-Werten reagiert als die Vergleichsgruppe ($p > 0,05$).

Hüftoperierte Patienten scheinen nicht wesentlich anders mit dem Parameter Beckentorsion zu reagieren als die Vergleichsgruppe. Lediglich für eine simulierte LLI von -10 mm ist ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen (p -Wert = 0,002) zu sehen. Das deckt sich mit den Ergebnissen der Studie von Betsch et al.[73] Hier zeigen sich signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen für eine simulierte LLI von -10 mm (p -Wert = 0,009) und -15 mm (p -Wert = 0,005). Es sei an dieser Stelle erwähnt, dass in obiger Studie zusätzlich die Operationsseite differenziert wurde. Diese Unterscheidung wurde hier nicht vorgenommen. Betrachtet man den Parameter Seitabweichung, zeigt dieser zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen, allerdings ergeben sich für die Endoprothesengruppe höhere absolute Werte ($p > 0,05$), was ebenfalls bei Betsch et al. beobachtet werden konnte. Die ausführliche Auflistung der p -Werte und absolute Unterschiede sind in Tabelle 23 zusammengefasst. Nicht zu vergessen sei, dass die detektierten biomechanischen Zusammenhänge einander gegenseitig bedingen, was sich mit den bereits in Vorstudien durch Betsch et al.[73-75] erhobenen Daten deckt.

Wie unsere Ergebnisse verdeutlichen ist es daher unbedingt notwendig die LLI nach einer Hüft TEP anders zu betrachten und in einen medizinischen Kontext zu bringen als bei einem gesunden Normalkollektiv. Dies hat insofern einen hohen medizinischen Stellenwert, da postoperative Beinlängendifferenzen mit bis rund 30 % häufig auftreten und nicht selten therapiebedürftig sind.[65]

Die biomechanischen Veränderungen bei gesunden Patienten mit LLI sind in der Literatur unlängst bekannt und betreffen viele Becken- und Wirbelsäulenparameter, wie z.B. ebenfalls den Beckenhochstand und die Oberflächenrotation.[128] Eine der bekanntesten Folgen der LLI ist die Entstehung einer lumbalen Skoliose und Rückenschmerzen.[31] Eine LLI kann andersherum durch Veränderung der Achsen und Winkel der längeren unteren Extremität auch die Entstehung von einer Arthrose im Hüftgelenk begünstigen und zu einer Endoprothesenoperation führen.[156] Ein weiterer potentieller Grund für die degenerativen Veränderungen am Hüftgelenk oder am unteren Rücken ist die ungleiche Belastung der unteren Extremität bei unterschiedlicher Beinlänge.[5, 38] Zusätzlich führt eine verlängerte Extremität zu einem veränderten Abrollverhalten im Vorfußbereich beim Gehen.[157] Diesen Beispielen bei gesunden Menschen gegenüber zu stellen sind die Auswirkungen von postoperativen LLI bei H-TEP Patienten. Das Verständnis für die genauen Kompensationsmechanismen nach H-TEP mit LLI hat weiterhin einen hohen

wissenschaftlichen Stellenwert und ist bei hoher Komplexität noch nicht in Gänze untersucht. Eine postoperative Beinlängendifferenz ist bekanntlich eine der häufigsten Folgen nach H-TEP Implantation. LLI bei H-TEP Patienten werden oft gleich behandelt wie funktionelle und anatomische Beinlängendifferenzen,[73] was aus unserer Sicht kritisch zu bewerten ist. Der menschliche Halteapparat ist nach der Operation neuen Gegebenheiten ausgesetzt. Bei funktionellen und anatomischen Beinlängendifferenzen ist das Gesamtgefüge der menschlichen Statik an diese chronischen Bedingungen gewöhnt und hat Zeit sich über Jahre daran anzupassen. So lassen sich die oben genannten Ergebnisse erklären. Eine Operation an Hüfte und Becken verändert akut unweigerlich die Statik in diesem Bereich. Eine Beinlängendifferenz nach Operation kann eine Vielzahl von weiteren unangenehmen Folgen für den Patienten haben. Zum einen treten vermehrt lumbale Schmerzen sowie Ischias- und Nervenläsionen bei Verlängerung der unteren Extremität auf. [32, 158] Periphere Nervenläsionen werden mit bis zu 3 % angegeben.[159] Bei komplexeren H-TEP Operationen, wie z.B. bei Revisionsoperationen oder dysplastischen Hüftgelenken erhöht sich das Risiko für eine Nervenläsion abhängig von der operativen Vorgehensweise und der postoperativen Beinlänge drastisch auf bis zu 7,6 %.[160]

Zum Anderen sind wir bereits auf das veränderte Abrollverhalten beim normalen Gang eingegangen. Eine Studie von Li et al.[37] untersuchte eine Patientengruppe mit postoperativen LLI mit einer operierten Patientengruppe ohne LLI und einem gesunden Normalkollektiv: Die Gruppe mit der postoperativen LLI zeigte im Vergleich zur Gruppe ohne LLI und zum Normalkollektiv eine signifikant reduzierte Ganggeschwindigkeit ($p = 2,6 \cdot 10^{-6}$; $p = 1,3 \cdot 10^{-8}$) und Schrittlänge ($p = 1,6 \cdot 10^{-3}$; $p = 1,3 \cdot 10^{-8}$). Eine Vielzahl zusätzlicher Parameter wurde ebenfalls untersucht. Es zeigten sich beispielsweise signifikante Unterschiede in der wirkenden Kraft auf die Hüfte und den Kräften auf das Fußgewölbe im Rahmen der Abrollbewegung. Rösler et al. beschreiben sogar Gangstörungen, die sich durch Implantation einer Hüftendoprothese entwickeln. Sie führen dies aber nicht primär isoliert auf die LLI zurück, sondern vor allem auf die Verschiebung des Rotationszentrums der Hüfte nach kranial.[161] Patienten nach einer H-TEP Operation müssten sich erst an die veränderten Gegebenheiten anpassen, um überhaupt wieder eine ausreichende Stabilität für den flüssigen Gang zu entwickeln.[162, 163] Dieses veränderte Gangbild führt zu Kompensationsmechanismen in weiteren Gelenken der unteren Extremität, wie z.B. dem Kniegelenk. Es kommt zu Flexionsstellungen im Knie, sowie v.a. Extensionsfehlstellungen der Hüfte. Daraus resultieren auch eine reduzierte Ganggeschwindigkeit und eine veränderte Standphase beim Auftreten.[164-166] Roder et al. untersuchten die Gangfähigkeit von

Patienten mit LLI und unterschieden hierbei verlängerte und verkürzte Extremität: Der erste Prozentwert bezieht sich auf die Zunahme der LLI, während sich der zweite auf eine postoperativ verringerte Beinlänge bezieht: 54 % bzw. 48% der Patienten nach H-TEP konnten nach 2 Jahren keine 60 Minuten ohne Unterstützung gehen. 20% bzw. 29 % der Patienten klagten über Hüftschmerzen, 52 % bzw. 63 % hatten ein humpelndes Gangbild und 37 % bzw. 48 % waren nicht durchweg zufrieden mit der Operation.[33] Eine verlängerte Beinlänge erschwert den Gang nicht nur aufgrund der Statik. Gurney et al. konnten nachweisen, dass eine postoperative LLI ab 2 – 3 cm einen signifikanten Einfluss auf den Sauerstoffverbrauch und die Aktivität der Quadrizepsmuskulatur hat und damit die Anstrengung des Patienten erhöht.[38]

Weiterhin ist eine LLI assoziiert mit einer erhöhten Lockerungsrate und Dislokation der Implantate.[43, 167] Eine aseptische Lockerung wurde nach Visuri et al. in einer prospektiven Studie bei 23,9 % der untersuchten Patienten mit einer postoperativen LLI von 1 – 2 cm beobachtet. Dieser Wert stieg auf 50% bei einer LLI von 3 -5 cm.[168] Eine verkürzte Extremität hat eine verminderte Weichteilspannung und erhöht damit das Risiko einer Dislokation, wohingegen eine Verlängerung der Beinlänge die Weichteile auf Spannung bringt und andere potentielle Risikofaktoren mit sich bringt.[34]

Bisher haben wir die potentiellen Folgen für die Statik der unteren Extremität erläutert. Nicht zu vernachlässigen seien allerdings auch die für die Körperhaltung und die sagittale Stabilität essentiellen spinopelvinen Zusammenhänge nach THA.[155, 169] Einerseits sollten vorbestehende lumbale Pathologien in die Planung einer THA mit einfließen (s.u.), andererseits sollten die Folgen einer solchen Operation auf die Statikparameter der Wirbelsäule und die spinopelvine Stabilität beachtet werden.[170]

Es ist somit nicht verwunderlich, dass bei der Vielzahl der sich möglicherweise entwickelnden Komplikationen und Problemen bei postoperativen LLI eine große Unzufriedenheit bei den Patienten entsteht, die Morbidität gesteigert wird und sogar die Revisionsrate steigt.[34] Mc. Williams et al. beschreiben höhere Revisionsraten bei postoperativ kürzeren Extremitäten und führen als Grund ebenfalls eine erhöhte Instabilität an.[171] Generell scheint der Patient aber v.a. eine postoperative Verlängerung der Beinlänge wahrzunehmen, wohingegen die Verkürzung der Extremität seltener bemerkt wird.

Nach einem solch unwiderrufbaren Eingriff in das sensible Gefüge der menschlichen Statik ist es daher aus unserer Sicht logisch, dass der menschliche Körper auf Änderungen der Biomechanik anders reagiert als bei Patienten ohne Hüft- bzw. Beckeneingriff beobachtet wird. Es ist unlängst bekannt, dass gewisse Bewegungsabläufe im muskuloskeletalen System

existieren, die einander bedingen.[74] So kann beispielsweise eine Veränderung (Operation, Trauma, Fehlstellung) im Bereich der Hüfte zu einer Verschlechterung der Funktion der Wirbelsäule führen und andersherum.[172] Wenn ein Anteil des Bewegungsapparates eine Bewegungseinschränkung bzw. Hypomobilität entwickelt, muss es unweigerlich zu einer Hypermobilität in einer anderen Region kommen, um dieses Mismatch auszugleichen.[155] Eine Endoprothesenimplantation führt sicherlich nicht nur zu biomechanischen Veränderungen des Hüftgelenks, sondern auch zu Veränderungen des gesamten Muskelgleichgewichts. Die Wechselwirkung zwischen LLI und z.B. dem Beckenhochstand nach H-TEP Implantation führt bei zunehmender LLI bzw. zunehmenden Beckenschiefstand zu einer reaktiven Abduktionsstellung in der längeren Extremität. Dadurch kommt es zur Veränderung der gesamten Statik der unteren Extremität. Folgen können zunehmende Schmerzen oder sich entwickelnde Arthrosen der Gelenke (Kniegelenk und Hüftgelenk) der kontralateralen Seite sein. Bereits implantierte Prothesen auf der Gegenseite zeigen schneller Abnutzungs- und Verschleißerscheinungen. [32, 38, 164]

Eine Möglichkeit der zusätzlichen Zunahme der absoluten Werte nach Operation ist dadurch zu erklären, dass der Halteapparat der Wirbelsäule von der OP beeinträchtigt ist. Das zeigt sich in den Parametern für Beckenneigung, Beckenhochstand und zu Teilen auch in der Seitabweichung. Als weitere mögliche Ursachen für die unterschiedlichen Kompensationsmechanismen sind eine erhöhte Sehnen- und Weichteilspannung sowie eine postoperative Steifigkeit denkbar. Somit ist die Anpassungsfähigkeit des Körpers an die neu entstandenen LLI verringert. Lee et al. unterscheiden die postoperative Hypermobilität und Steifheit.[155]

Es kommt in der heutigen Medizin und älter werdenden Gesellschaft nicht selten zu einer Vielzahl von Komorbiditäten, welche nicht zu vernachlässigen sind. Circa 40 % der Patienten, die aufgrund einer degenerativen Erkrankung des Hüftgelenks eine Endoprothese erhielten, haben bereits ebenfalls eine degenerative Erkrankung im Bereich der Wirbelsäule.[173] Ellenrieder et al.[174] haben herausgefunden, dass ein präoperativ bestehender Rückenschmerz oder eine bereits bekannte Erkrankung der Wirbelsäule das Outcome einer Hüftendoprothesenoperation verschlechtern kann. Andersherum können eine Fehlstatik und Beschwerden der unteren Lendenwirbelsäule durch eine Prothesenimplantation auch verbessert werden. Sowohl die Funktion als auch die Schmerzen sind nach Ben Galim et al.[175] nach einer Operation deutlich gebessert. Diese zusätzlichen Beispiele sollen verdeutlichen, wie wichtig es ist, die Zusammenhänge der Biomechanik besser zu verstehen, um dem Patienten die bestmögliche individuelle Versorgung zu ermöglichen.

Zusammenfassend stellt diese Studie heraus, wie sich die Implantation einer Hüftgelenkendoprothese auf die Statikparameter auswirkt. Vergleichbare Studien mit dieser expliziten Fragestellung liegen unseres Wissens noch nicht vor. Sicherlich sind weitere Studien notwendig, um die hier erlangten Erkenntnisse zu festigen und zu bestätigen.

Die Erwartungshaltung der Patienten an eine solche OP ist von einer Verbesserung der Lebensqualität und Schmerzfreiheit geprägt. Postoperative LLI, ob gering oder stark ausgeprägt, und die Risiken einer solchen OP führen allerdings weiterhin zur Unzufriedenheit und Frustration auf Seiten der Patienten und der Operateure. [62, 176, 177] Dies lässt sich über Scoresysteme wie den Oxford Hip Score beweisen. Postoperative Beinlängendifferenzen führen zu schlechteren klinischen Scores.[65, 178] Zusätzlich führt diese Unzufriedenheit wie bereits eingangs beschrieben zu einer Vielzahl von Rechtsstreitigkeiten.[41, 42, 179]

Es scheint, dass eine LLI einen größeren Einfluss auf die Statik hüftoperierter Patienten hat als auf die der nicht-operierten Kontrollgruppe, was die Frustration noch zusätzlich aggravieren kann. Daher ist es umso wichtiger möglichst die normale Physiologie des Hüftgelenkes in seiner Prothesenplanung mit einzubeziehen und diese nach Operation auch zu erreichen. Hierzu gibt es eine Vielzahl von Aspekten vor und während der Operation zu beachten, wie zum Beispiel das femorale Offset, die Rotationszentren der Hüfte und zu guter Letzt auch die Beinlängendifferenz.

5.4 Limitation der Studie / Fehlermöglichkeiten

Eine der Hauptlimitationen besteht in der Art und Durchführung der Messungen. In unserem Fall handelt es sich um statische (akute) Beinlängenmessungen und nicht um Messungen der anatomischen Beinlängendifferenzen wie beispielsweise bei längeren Standphasen. Wir entschieden uns für diese Art der Messungen, um zunächst herauszufinden, ob überhaupt ein Unterschied zwischen den beiden Kohorten besteht. Es sind sicherlich weitere Studien nötig, um herauszufinden, ob die Ergebnisse sich auch in eine Kohorte mit „reell“ erfassten LLI anwenden lässt. Der menschliche Bewegungsapparat ist zwar von dynamischen Bewegungsabläufen abhängig, allerdings erfolgen die klinische Diagnosestellung und die Behandlung von LLI weiterhin oft in einem statischen Setting. Der Patient steht hierzu aufrecht mit durchgedrückten Kniegelenken in Neutral Null Position. Die rasterstereografischen Messungen des Beckenschiefstandes werden ebenfalls statisch durchgeführt, liefern aber im Vergleich zu den Maßbandmessungen eine bereits beschriebene geringere Untersucherabhängigkeit. Die Messungen der Beinlänge mittels Maßband liefern zwar übereinstimmende Ergebnisse, sind aber sehr abhängig von der Art und Weise der

Messung (siehe Kapitel 5.1.2). Es ist daher unabdingbar auf diesem Gebiet im nächsten Schritt noch weiter zu forschen, um zum Beispiel die Ausgleichsbewegungen des Beckens und der Wirbelsäule, zunächst in längeren Standphasen, im normalen Gang oder auch beim Laufen zu verstehen.

Weiterhin sei an dieser Stelle erwähnt, dass der Untersuchungszeitpunkt nach der Operation nicht genau definiert ist, was einen relevanten Unterschied für das subjektive Gefühl des Patienten nach Operation machen kann. Früh nach einer OP – ggf. kurz nach der Rehabilitationsphase - kann der Körper noch vermehrt Probleme (vorwiegend Schmerzen und Weichteilsteifheit) haben, welche sich im Verlauf meist noch verbessern. Daher ist ein fest definiertes (Nach-)Untersuchungsregime denkbar, z.B. sechs Monate postOP, ein Jahr postOP und drei Jahre postoperativ. So kann auch eine Tendenz der klinischen Entwicklung und eine Anpassung des Bewegungsapparates valider bestimmt werden. Dieses Vorgehen ist von einer hohen Patientencompliance abhängig.

Diese Studie unterscheidet nicht nach der Operationsseite. Es ist somit nicht vollends klar, wie und in welchem Ausmaß der menschliche Körper nach H-TEP auf LLI reagiert. Unsere Studie umfasst sowohl rechts und links, als auch beidseits implantierte H-TEPs, sodass eine Differenzierung hier nicht erfolgte, aber in weiteren Studien sicherlich von wissenschaftlichem Interesse sein wird.

Die Dauer der Untersuchung und zeitliche Aspekte der Messung sollten ebenfalls betrachtet werden. Ein wichtiges Einschlusskriterium für die Studie ist die Fähigkeit des Patienten für die Zeit der Messung ruhig zu stehen. Hier sind zum Beispiel postoperative Schmerzen eine große Fehlerquelle. Wir entschieden uns bewusst dagegen die H-TEP Gruppe und den Einfluss von LLI weiter klinisch zu untersuchen, weil wir annehmen, dass die durchschnittlich erhobenen LLI von < 1 cm keinen negativen Einfluss auf unsere Patienten hat. Wie im Studiendesign beschrieben wurden alle Probanden nach Beschwerden befragt. Ein wichtiger Teil der Abfrage war Rückenschmerz im Lendenwirbelbereich und im Übergang zum Becken in der Iliosakralregion. Ein nicht geringer Anteil der Patienten berichtete postoperativ von leichten bis mittelschweren Beschwerden und Schmerzen in dieser anatomischen Region. Ob die Symptome noch von der Operation stammten, oder ob eventuelle Statikänderungen nach der Operation dafür verantwortlich sind, ist klinisch schwer messbar. Ein weiterführendes Röntgenbild des iliosakralen Überganges im Verlauf wäre ein probates Mittel, um degenerative Veränderungen der lumbalen Wirbelsäule auch quantitativ messbar und „sichtbar“ nachzuweisen.

Die Problematik bei der Erkennung der anatomischen Landmarken mittels Kamera und daraus resultierende potentielle Fehlermöglichkeiten sind im Abschnitt Rasterstereografie angesprochen worden (Adipositas, Tätowierungen). Auch degenerative Gelenkerkrankungen oder Wirbelsäulenfehlstatiken werden unweigerlich zu ungenauen Messungen führen, weshalb wir durch unser Studiendesign diese Probanden bereits ausgeschlossen haben. Allerdings besteht immer die Möglichkeit, dass ebendiese Fehlstatiken unerkannt bleiben und die Patienten daher fälschlicherweise in die Untersuchungsgruppe aufgenommen werden.

Bei deutlicher LLI ab 3 cm kommt es zu einer Ausgleichsbewegung mit Flexion im Kniegelenk der längeren Extremität. In unserem Studiendesign wurden die Kompensationsmechanismen der Gelenke der unteren Extremität (Kniegelenk und Sprunggelenk) nicht separat betrachtet. Es wurde allerdings stets darauf geachtet, dass die Neutral Null Position eingehalten wurde.

Kritisch zu erwähnen und nicht zu vernachlässigen sind bei der Berechnung unserer Daten die verwendeten unterschiedlichen Populationsgrößen. Die Endoprothesengruppe liefert 88 Messungen für die entsprechenden Mittelwerte. Bei schrittweiser Erhöhung der Plattform kam es vermehrt zu Abbrüchen durch die Probanden. So haben wir bei einer Erhöhung um 30 mm insgesamt 84 Messungen für die Auswertung zur Verfügung. Das liegt vor allem daran, dass Patienten bei deutlich erhöhter simulierter LLI ($> 2 - 3$ cm) zum Teil mit Schmerzen und Ausgleichsbewegungen in der unteren Extremität reagieren. Daher wurden bei Eintreten einer solchen Situation die gewonnenen Werte nicht mit betrachtet.

Die Anzahl der Mittelwerte innerhalb der Kontrollgruppe sind sehr parameterabhängig: Für die Parameter Seitabweichung, Lotabweichung, Oberflächenrotation, Beckentorsion und Beckenhochstand sind durchschnittlich 101 Messungen zum Vergleich vorhanden. Für die Parameter Lordosewinkel sind zwischen 30 und 65 Messungen, für den Parameter Rumpfneigung und Beckenneigung lediglich 30 Messungen zum Vergleich vorhanden. Das liegt vor allem in dem Zeitpunkt der Messung begründet. Zur Zeit der Untersuchung der Kontrollgruppe konnte der Rasterstereograf noch nicht alle Parameter entsprechend bestimmen und lieferte erst im Folgenden den vollen Untersuchungsumfang. Diese Diskrepanz spiegelt sich in den unterschiedlich errechneten Varianzen wider.

Technische Probleme seien an dieser Stelle nicht unerwähnt. So kam es gelegentlich zu Datentransferschwierigkeiten. Es war zeitweise nur nach mehrfachen Versuchen möglich, die Daten zu extrahieren. Insgesamt haben diese Schwierigkeiten nur zu einer verlängerten Auswertephase geführt, haben aber an den Ergebnissen nichts verändert.

Insgesamt muss bei Betrachtung der oben genannten Punkte festgehalten werden, dass die Fehlerquellen sehr generell gehalten sind und auf jede große Studie übertragen werden können. Spezielle Fehlerquellen in Bezug auf dieses Studiendesign gibt es aus unserer Sicht nicht bzw. konnten nicht detektiert werden. Der Ablauf der Untersuchung und die Auswertung der Daten kann natürlich stetig weiter optimiert und effizienter gestaltet werden, was aber zu keiner Veränderung der hier erzielten Ergebnisse führen würde.

Sicherlich ist es notwendig größere Kohorten zu untersuchen und die Kohorten noch weiter zu spezifizieren (OP Art, OP Seite, dynamische Messungen, etc.), um noch genauere Ergebnisse zu erlangen.

5.5 Schlussfolgerung

Hat die postoperative Beinlängendifferenz nach Hüftgelenksersatz Einfluss auf die Statik des menschlichen Beckens und der Wirbelsäule? Die Antwort auf diese Frage lautet ja. Wie in den Anfangsstudien von Betsch et al. konnten die Ergebnisse bestätigt werden und um die Gruppe der hüftoperierten Patienten erweitert werden. Wie im Kapitel 4.5 im Abschnitt Zusammenfassung schon beschrieben, hat die postoperative Beinlängendifferenz signifikanten Einfluss auf Becken- und Wirbelsäulenparameter, vorwiegend auf die der Frontalebene. Ein ganz besonderes Augenmerk haben wir auf den Parameter Beckenhochstand gelegt, welcher sich bereits ab einer Erhöhung der Beinlänge um 10 mm signifikant verändert. Auch die Parameter Seitabweichung, Oberflächenrotation und Beckentorsion liefern signifikante Unterschiede ab einer simulierten Beinlänge von 15 mm.

Bei den anderen betrachteten Parametern (Beckenneigung, Lordosewinkel, Rumpfneigung, Lotabweichung) konnte in unserer Studie kein signifikanter Effekt detektiert werden. Wir vermuten, dass diese erst ab deutlich höheren LLI affektiert werden. Da bereits 30 mm LLI als Extremfall zu interpretieren ist, sind weiter gesteigerte LLI nicht nur unverwertbar, sondern auch für den Probanden nicht zumutbar.

Weiterhin wurde bewiesen, dass hüftoperierte Patienten stärker auf LLI reagieren als die gesunde Normalpopulation. Dadurch kann die Frage, ob eine Prothesenimplantation die Statik und das Reaktionsverhalten des Bewegungsapparates im Vergleich zum Normalkollektiv verändert, ebenfalls mit ja beantwortet werden.

Der Beckenhochstand, die Beckentorsion, Lotabweichung und Oberflächenrotation unterscheiden sich signifikant vom Normalkollektiv. Als mögliche Ursachen sehen wir die postoperativ eingeschränkte Muskel-, Sehnen- und Weichteilspannung. Allerdings sind die

Fallzahlen noch sehr gering, zum anderen fehlen passende Vergleichsstudien, sodass es unabdingbar ist, in diese Richtung weiter zu forschen.

Auch postulieren wir, dass eine LLI < 1 cm keinen signifikanten Einfluss auf die erhobenen Parameter hat und somit auch nicht auf den menschlichen Körper, was auch in vielen vorherigen Studien so bestätigt werden konnte.[73, 75, 122, 143, 171, 180, 181]

Die verwendeten Messmethoden für die Bestimmung der Beinlängendifferenz korrelieren trotz der erwähnten unterschiedlichen Methodik positiv miteinander. Somit können anhand der Werte für den Beckenschiefstand in der Rastersterografie die Beinlängendifferenz des Patienten abgeschätzt werden. Eine reelle und anatomische Beinlängenmessung muss weiterhin manuell erfolgen.

Zusammenfassend sollte es daher das Ziel eines jeden Operators sein, die Beinlänge optimal wiederherzustellen, damit Folgeschäden und Fehlbelastungen vermieden werden können. Hierzu dienen eine Vielzahl von präoperativen, intraoperativen und postoperativen Tools und Hilfsmitteln. Trotz immer besser verstandener Biomechanik und optimierter OP Technik ist die Rate der postoperativen LLI noch erhöht.

5.6 Ausblick

Wir glauben, dass mit Weiterentwicklung der Technik vor allem die strahlenfreie Diagnostik immer mehr an Wert dazugewinnen wird. In der aktuellen Literatur gibt es eine Vielzahl von Studien, die sich mit der Haltung und der Statik von Probanden befassen. Primär wird die Rasterstereografie genutzt, um die Wirbelsäulenstatik besser zu verstehen. Aktuelle Studien zur Beckenposition sind in geringerem Ausmaß vorhanden.

So zeigt und bestätigt die bereits zitierte Metaanalyse von Krott et al.,[129] dass die Rasterstereografie eine gute Alternative zur klassischen Röntgendiagnostik bei Wirbelsäulenpathologien darstellt und in dieses sich auch auf andere Parameter übertragen lassen könnte. Aber auch hier gibt es Autoren, die der Rasterstereografie bei der Skoliosebehandlung und -monitoring eher einen geringen Stellenwert zuschreiben. Bassani et al.[182] vergleichen Röntgenuntersuchungen und Rasterstereografie im Bezug auf den Cobb Winkel und die Progression einer Skoliose. Der Autor empfiehlt die Verwendung für prognostische und diagnostische Zwecke entgegen der Meinungen vieler anderer Autoren nicht. Alzyoud et al.[183] bestätigen die hohe Genauigkeit der Rasterstereografie bei der Bestimmung der Beckenposition bei verschiedenen Standpositionen von Probanden. Die Wirbelsäulen- und Beckenposition bedingen einander bekanntermaßen. Die Arbeit zeigt, dass

trotz verschiedener Positionen der Wirbelsäule, die Rasterstereografie valide in der Lage ist, die Beckenposition zu bestimmen.

Nicht nur die hier betrachteten Parameter der Wirbelsäule und des Beckens sind von wissenschaftlicher Bedeutung. Ein Übersichtsarbeit von Azizan et al.[184] gibt einen Einblick in die aktuelle Forschung bezogen auf LLI. Es werden dynamische und statische Messungen unterschieden, die Stabilität und die Belastbarkeit der Extremität untersucht. Die Fragestellungen beziehen sich auf Alter, Größe, Gewicht und andere demografische Daten. Insgesamt ist - gemäß der Autoren - die Studienlage zwar noch sehr inhomogen und erfordert einheitliche Messungen und Studiendesigns, jedoch zeigen Patienten mit LLI eine andere Kinematik und Stabilität des Bewegungsapparates, was sich mit unseren Ergebnissen überschneidet und deckt.

Die unterschiedlichen Ergebnisse und Interpretationen der verschiedenen Autoren lassen erkennen, dass weiterhin großes Interesse der Wissenschaft auf diesem Gebiet der Rasterstereografie besteht. Zusammenfassend muss aber festgehalten werden, dass es sich bei der menschlichen Biomechanik um ein dynamisches Konstrukt handelt, welches gegenseitig in beide Richtungen voneinander abhängig ist und sich bedingt. Es ist von großer Schwierigkeit jeden möglichen Zusammenhang bei einer veränderten Statik genau zu erklären und wissenschaftlich zu beweisen, da jeder Mensch als Individuum einzigartig ist.

6 Literatur und Quellenverzeichnis

1. Pastorelli, F. and P. Pasquetti, *Biomechanical analysis and rehabilitation in athletes*. Clin Cases Miner Bone Metab, 2013. 10(2): p. 96.
2. Carini, F., et al., *Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art*. Acta Biomed, 2017. 88(1): p. 11-16.
3. Drerup, B. and E. Hierholzer, *Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface*. J Biomech, 1987. 20(10): p. 971-7.
4. Drerup, B. and E. Hierholzer, *Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature*. J Biomech, 1985. 18(6): p. 467-74.
5. Perttunen, J.R., et al., *Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy*. Scand J Med Sci Sports, 2004. 14(1): p. 49-56.
6. Young, R.S., P.D. Andrew, and G.S. Cummings, *Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility*. Gait Posture, 2000. 11(3): p. 217-23.
7. Kellgren, J.H. and J.S. Lawrence, *Radiological assessment of osteo-arthritis*. Ann Rheum Dis, 1957. 16(4): p. 494-502.
8. Garner, M., Z. Alshameeri, and V. Khanduja, *Osteoarthritis: genes, nature-nurture interaction and the role of leptin*. Int Orthop, 2013. 37(12): p. 2499-505.
9. Martel-Pelletier, J., *Pathophysiology of osteoarthritis*. Osteoarthritis Cartilage, 2004. 12 Suppl A: p. S31-3.
10. Rossignol, M., et al., *Primary osteoarthritis of hip, knee, and hand in relation to occupational exposure*. Occup Environ Med, 2005. 62(11): p. 772-7.
11. Sinkov, V. and T. Cymet, *Osteoarthritis: understanding the pathophysiology, genetics, and treatments*. J Natl Med Assoc, 2003. 95(6): p. 475-82.
12. Silverwood, V., et al., *Current evidence on risk factors for knee osteoarthritis in older adults: a systematic review and meta-analysis*. Osteoarthritis Cartilage, 2015. 23(4): p. 507-15.
13. Felson, D.T. and Y. Zhang, *An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention*. Arthritis Rheum, 1998. 41(8): p. 1343-55.
14. Zhang, W., et al., *EULAR evidence based recommendations for the management of hip osteoarthritis: report of a task force of the EULAR Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutics (ESCISIT)*. Ann Rheum Dis, 2005. 64(5): p. 669-81.
15. Haase, E., et al., *Patient-reported outcomes and outcome predictors after primary total hip arthroplasty: results from the Dresden Hip Surgery Registry*. Hip Int, 2016. 26(1): p. 73-81.
16. Pivec, R., et al., *Hip arthroplasty*. Lancet, 2012. 380(9855): p. 1768-77.
17. Cross, M., et al., *The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study*. Ann Rheum Dis, 2014. 73(7): p. 1323-30.
18. Institut, R.K., *Arthrose in Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. 2013, Robert Koch Institut / Statistisches Bundesamt.
19. Gesundheitswesen, I.f.Q.u.T.i., *Hüftendoprothesenversorgung - Qualitätsindikatoren und Kennzahlen*. 2018, IQTIG.
20. Grimberg, A., et al., *EPRD - Jahresbericht 2019*. 2019. p. 66.
21. Felson, D.T., et al., *Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors*. Ann Intern Med, 2000. 133(8): p. 635-46.
22. Lawrence, R.C., et al., *Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II*. Arthritis Rheum, 2008. 58(1): p. 26-35.
23. Kersic, M., et al., *The impact of leg length discrepancy on clinical outcome of total hip arthroplasty: comparison of four measurement methods*. J Arthroplasty, 2014.

- 29(1): p. 137-41.
24. Sathappan, S.S., et al., *Effect of anesthesia type on limb length discrepancy after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2008. 23(2): p. 203-9.
 25. Allyn, L., *Leg Length Discrepancy Assessment: Accuracy and Precision in Five Clinical methods of Evaluation*. The Journal of Orthopaedic and Sport Physical Therapy, 1984.
 26. ten Brinke, A., et al., *Is leg length discrepancy associated with the side of radiating pain in patients with a lumbar herniated disc?* Spine (Phila Pa 1976), 1999. 24(7): p. 684-6.
 27. Wylde, V. and A.W. Blom, *Assessment of outcomes after hip arthroplasty*. Hip Int, 2009. 19(1): p. 1-7.
 28. Wylde, V., et al., *Patient-reported outcomes after total hip and knee arthroplasty: comparison of midterm results*. J Arthroplasty, 2009. 24(2): p. 210-6.
 29. Wylde, V., et al., *Prevalence and functional impact of patient-perceived leg length discrepancy after hip replacement*. Int Orthop, 2009. 33(4): p. 905-9.
 30. Iversen, M.D., et al., *Influence of self-reported limb length discrepancy on function and satisfaction 6 years after total hip replacement*. J Geriatr Phys Ther, 2011. 34(3): p. 148-52.
 31. Giles, L.G. and J.R. Taylor, *Lumbar spine structural changes associated with leg length inequality*. Spine (Phila Pa 1976), 1982. 7(2): p. 159-62.
 32. Friberg, O., *Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality*. Spine (Phila Pa 1976), 1983. 8(6): p. 643-51.
 33. Roder, C., et al., *Total hip arthroplasty: leg length inequality impairs functional outcomes and patient satisfaction*. BMC Musculoskelet Disord, 2012. 13: p. 95.
 34. Austin, M.S., et al., *Stability and leg length equality in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2003. 18(3 Suppl 1): p. 88-90.
 35. Nam, D., et al., *Leg-length inequalities following THA based on surgical technique*. Orthopedics, 2013. 36(4): p. e395-400.
 36. Whitehouse, M.R., et al., *The impact of leg length discrepancy on patient satisfaction and functional outcome following total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2013. 28(8): p. 1408-14.
 37. Li, J., et al., *Unilateral total hip replacement patients with symptomatic leg length inequality have abnormal hip biomechanics during walking*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2015. 30(5): p. 513-9.
 38. Gurney, B., et al., *Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extremity muscle activity in older adults*. J Bone Joint Surg Am, 2001. 83(6): p. 907-15.
 39. Vink, P. and A. Huson, *Lumbar back muscle activity during walking with a leg inequality*. Acta morphologica Neerlando-Scandinavica, 1987. 25(4): p. 261-271.
 40. Gidwani, S., S.M. Zaidi, and M.D. Bircher, *Medical negligence in orthopaedic surgery: a review of 130 consecutive medical negligence reports*. J Bone Joint Surg Br, 2009. 91(2): p. 151-6.
 41. Attarian, D.E. and T.P. Vail, *Medicolegal aspects of hip and knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2005(433): p. 72-6.
 42. Upadhyay, A., et al., *Medical malpractice in hip and knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2007. 22(6 Suppl 2): p. 2-7.
 43. Desai, A.S., A. Dramis, and T.N. Board, *Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: a review of literature*. Curr Rev Musculoskelet Med, 2013. 6(4): p. 336-41.
 44. Knight, J.L. and R.D. Atwater, *Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision*. J Arthroplasty, 1992. 7 Suppl: p. 403-9.

45. Charnley, J., *Low Friction Arthroplasty Of The Hip: Theory And Practice*. 1979, New York: Springer.
46. Dong, N., et al., *Effect of Preoperative Leg Length Discrepancy on Functional Outcome and Patient Satisfaction After Total Hip Arthroplasty in Cases of Osteonecrosis of the Femoral Head*. *J Arthroplasty*, 2016. 31(12): p. 2789-2794.
47. Papadopoulos, D.V., et al., *Intraoperative measurement of limb lengthening during total hip arthroplasty*. *Indian J Orthop*, 2017. 51(2): p. 162-167.
48. Li, Y., et al., *Equalisation of leg lengths in total hip arthroplasty for patients with Crowe type-IV developmental dysplasia of the hip: classification and management*. *Bone Joint J*, 2017. 99-B(7): p. 872-879.
49. Bose, W.J., *Accurate limb-length equalization during total hip arthroplasty*. *Orthopedics*, 2000. 23(5): p. 433-6.
50. Naito, M., K. Ogata, and I. Asayama, *Intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty*. *Int Orthop*, 1999. 23(1): p. 31-3.
51. Itokazu, M., et al., *A simple method of intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty*. *Bull Hosp Jt Dis*, 1997. 56(4): p. 204-5.
52. Clark, C.R., et al., *Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty*. *J Am Acad Orthop Surg*, 2006. 14(1): p. 38-45.
53. Huddleston, H.D., *An accurate method for measuring leg length and hip offset in hip arthroplasty*. *Orthopedics*, 1997. 20(4): p. 331-2.
54. Woolson, S.T. and W.H. Harris, *A method of intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty*. *Clin Orthop Relat Res*, 1985(194): p. 207-10.
55. Nossa, J.M., et al., *Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: comparison of 3 intraoperative measurement methods*. *Hip Int*, 2018. 28(3): p. 254-258.
56. Kurtz, W.B., *In situ leg length measurement technique in hip arthroplasty*. *J Arthroplasty*, 2012. 27(1): p. 66-73.
57. Tagomori, H., et al., *A new and simple intraoperative method for correction of leg-length discrepancy in total hip arthroplasty*. *J Orthop*, 2019. 16(5): p. 405-408.
58. Manzotti, A., et al., *Does computer-assisted surgery benefit leg length restoration in total hip replacement? Navigation versus conventional freehand*. *Int Orthop*, 2011. 35(1): p. 19-24.
59. Ranawat, C.S. and J.A. Rodriguez, *Functional leg-length inequality following total hip arthroplasty*. *J Arthroplasty*, 1997. 12(4): p. 359-64.
60. Rubash, H.E. and H.K. Parvataneni, *The pants too short, the leg too long: leg length inequality after THA*. *Orthopedics*, 2007. 30(9): p. 764-5.
61. Fujita, K., et al., *Optimizing leg length correction in total hip arthroplasty*. *Int Orthop*, 2020. 44(3): p. 437-443.
62. Pakpianpairoj, C., *Perception of leg length discrepancy after total hip replacement and its impact on quality of life*. *J Med Assoc Thai*, 2012. 95 Suppl 10: p. S105-8.
63. White, T.O. and T.W. Dougall, *Arthroplasty of the hip. Leg length is not important*. *J Bone Joint Surg Br*, 2002. 84(3): p. 335-8.
64. Sykes, A., et al., *Patients' perception of leg length discrepancy post total hip arthroplasty*. *Hip Int*, 2015. 25(5): p. 452-6.
65. Konyves, A. and G.C. Bannister, *The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty*. *J Bone Joint Surg Br*, 2005. 87(2): p. 155-7.
66. Cleveland, R.H., et al., *Determination of leg length discrepancy. A comparison of weight-bearing and supine imaging*. *Invest Radiol*, 1988. 23(4): p. 301-4.
67. Lampe, H.I., B.A. Swierstra, and A.F. Diepstraten, *Measurement of limb length inequality. Comparison of clinical methods with orthoradiography in 190 children*. *Acta Orthop Scand*, 1996. 67(3): p. 242-4.
68. Terry, M.A., et al., *Measurement variance in limb length discrepancy: clinical and*

- radiographic assessment of interobserver and intraobserver variability.* J Pediatr Orthop, 2005. 25(2): p. 197-201.
69. Sabharwal, S. and A. Kumar, *Methods for assessing leg length discrepancy.* Clin Orthop Relat Res, 2008. 466(12): p. 2910-22.
 70. Vanrusselt, J., et al., *Postoperative radiograph of the hip arthroplasty: what the radiologist should know.* Insights Imaging, 2015. 6(6): p. 591-600.
 71. Edeen, J., P.F. Sharkey, and A.H. Alexander, *Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty.* Am J Orthop (Belle Mead NJ), 1995. 24(4): p. 347-51.
 72. Walsh, M., et al., *Leg length discrepancy--an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis.* Gait Posture, 2000. 12(2): p. 156-61.
 73. Betsch, M., et al., *Influence of leg length inequalities on pelvis and spine in patients with total hip arthroplasty.* PLoS One, 2019. 14(8): p. e0221695.
 74. Betsch, M., et al., *Determination of the amount of leg length inequality that alters spinal posture in healthy subjects using rasterstereography.* Eur Spine J, 2013. 22(6): p. 1354-61.
 75. Betsch, M., et al., *The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis.* Eur Spine J, 2012. 21(4): p. 691-7.
 76. Khallaf, M.E., *Three dimensional analysis of spino-pelvic alignment in individuals with acutely herniated lumbar intervertebral disc.* J Back Musculoskelet Rehabil, 2017. 30(4): p. 759-765.
 77. Tabard-Fougere, A., et al., *Validity and Reliability of Spine Rasterstereography in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis.* Spine (Phila Pa 1976), 2017. 42(2): p. 98-105.
 78. Marz, K., et al., *Can different occlusal positions instantaneously impact spine and body posture? : A pilot study using rasterstereography for a three-dimensional evaluation.* J Orofac Orthop, 2017. 78(3): p. 221-232.
 79. Degenhardt, B., et al., *Appraisal of the DIERS method for calculating postural measurements: an observational study.* Scoliosis Spinal Disord, 2017. 12: p. 28.
 80. Knott, P., et al., *Multicenter Comparison of 3D Spinal Measurements Using Surface Topography With Those From Conventional Radiography.* Spine Deform, 2016. 4(2): p. 98-103.
 81. Krause, M., et al., *Influence of non-traumatic thoracic and lumbar vertebral fractures on sagittal spine alignment assessed by radiation-free spinometry.* Osteoporos Int, 2013. 24(6): p. 1859-68.
 82. Schroeder, J., R. Reer, and K.M. Braumann, *Video raster stereography back shape reconstruction: a reliability study for sagittal, frontal, and transversal plane parameters.* Eur Spine J, 2015. 24(2): p. 262-9.
 83. Knott, P., et al., *A comparison of static vs dynamic surface topography measurements in the evaluation of scoliosis.* Scoliosis, 2012. 7(Suppl 1): p. P12.
 84. Schulte, T.L., et al., *Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis.* J Spinal Disord Tech, 2008. 21(1): p. 23-8.
 85. Nash, C.L., Jr., et al., *Risks of exposure to X-rays in patients undergoing long-term treatment for scoliosis.* J Bone Joint Surg Am, 1979. 61(3): p. 371-4.
 86. Ronckers, C.M., et al., *Cancer mortality among women frequently exposed to radiographic examinations for spinal disorders.* Radiat Res, 2010. 174(1): p. 83-90.
 87. Law, M., et al., *Evaluation of cumulative effective dose and cancer risk from repetitive full spine imaging using EOS system: Impact to adolescent patients of different populations.* Eur J Radiol, 2017. 96: p. 1-5.
 88. Luo, T.D., et al., *Cumulative Radiation Exposure With EOS Imaging Compared With*

- Standard Spine Radiographs*. Spine Deform, 2015. 3(2): p. 144-150.
89. Doody, M.M., et al., *Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study*. Spine (Phila Pa 1976), 2000. 25(16): p. 2052-63.
 90. Betsch, M., et al., *Spinal posture and pelvic position during pregnancy: a prospective rasterstereographic pilot study*. Eur Spine J, 2015. 24(6): p. 1282-8.
 91. Lippold, C., et al., *Sagittal jaw position in relation to body posture in adult humans--a rasterstereographic study*. BMC Musculoskelet Disord, 2006. 7: p. 8.
 92. Parrini, S., et al., *Postural changes in orthodontic patients treated with clear aligners: A rasterstereographic study*. J Electromyogr Kinesiol, 2018. 38: p. 44-48.
 93. Frobin, W. and E. Hierholzer, *Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces*. J Biol Photogr, 1983. 51(1): p. 11-7.
 94. Frobin, W. and E. Hierholzer, *Analysis of human back shape using surface curvatures*. J Biomech, 1982. 15(5): p. 379-90.
 95. Drerup, B., et al., *[Functional rasterstereographic images. A new method for biomechanical analysis of skeletal geometry]*. Orthopade, 2001. 30(4): p. 242-50.
 96. Bookstein, F.L., *Four metrics for image variation*. Prog Clin Biol Res, 1991. 363: p. 227-40.
 97. Bookstein, F.L., et al., *Landmarks in three dimensions: reconstruction from cephalograms versus direct observation*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1991. 100(2): p. 133-40.
 98. Bookstein, F.L., *The Measurement of Biological Shape and Shape Change*. Vol. Volume 24. 1978, Lecture Notes in Biomathematics Springer Verlag Berlin Heidelberg New York. 9.
 99. Hierholzer, E., B. Drerup, and F. Meyer zu Bentrup, *Influence of length discrepancy on rasterstereographic back shape parameters*. 1997.
 100. Drerup, B., *Accuracy requirements in optical back shape analysis. What is enough for the clinic?* Research into spinal deformities, 1997.
 101. Drerup, B. and E. Hierholzer, *Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system*. J Biomech, 1987. 20(10): p. 961-70.
 102. Sabharwal, S., et al., *Computed radiographic measurement of limb-length discrepancy. Full-length standing anteroposterior radiograph compared with scanogram*. J Bone Joint Surg Am, 2006. 88(10): p. 2243-51.
 103. Harwin, S.F. and R. Pivec, *Limb-length Discrepancy After Total Hip Arthroplasty*. Orthopedics, 2014. 37(2): p. 78-9.
 104. Sculco, T. and C. Ranawat, *The use of spinal anesthesia for total hip-replacement arthroplasty*. JBJS, 1975. 57(2): p. 173-177.
 105. FM, D., et al., *Deep vein thrombosis after total hip replacement. A comparison between spinal and general anaesthesia*. The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 1989. 71-B(2): p. 181-185.
 106. Dahl, J.B., et al., *Spinal anaesthesia in young patients using a 29-gauge needle: technical considerations and an evaluation of postoperative complaints compared with general anaesthesia*. Br J Anaesth, 1990. 64(2): p. 178-82.
 107. Mahoney, C.R. and P.M. Pellicci, *Complications in primary total hip arthroplasty: avoidance and management of dislocations*. Instr Course Lect, 2003. 52: p. 247-55.
 108. Woolson, S.T., J.M. Hartford, and A. Sawyer, *Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement*. J Arthroplasty, 1999. 14(2): p. 159-64.
 109. Matta, J.M., C. Shahrdar, and T. Ferguson, *Single-incision anterior approach for total hip arthroplasty on an orthopaedic table*. Clin Orthop Relat Res, 2005. 441: p. 115-24.

110. Ahmad, R., et al., *Leg length discrepancy in total hip arthroplasty with the use of cemented and uncemented femoral stems. A prospective radiological study.* Hip Int, 2009. 19(3): p. 264-7.
111. Walker, P.S., *Innovation in total hip replacement--when is new better?* Clin Orthop Relat Res, 2000(381): p. 9-25.
112. Hayashi, D., F.W. Roemer, and A. Guermazi, *Imaging of osteoarthritis-recent research developments and future perspective.* Br J Radiol, 2018. 91(1085): p. 20170349.
113. Sakellariou, G., et al., *EULAR recommendations for the use of imaging in the clinical management of peripheral joint osteoarthritis.* Ann Rheum Dis, 2017. 76(9): p. 1484-1494.
114. Gogia, P.P. and J.H. Braatz, *Validity and reliability of leg length measurements.* J Orthop Sports Phys Ther, 1986. 8(4): p. 185-8.
115. Miller, T.T., *Imaging of hip arthroplasty.* Semin Musculoskelet Radiol, 2006. 10(1): p. 30-46.
116. Rand, J.A. and D.M. Ilstrup, *Comparison of Charnley and T-28 total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1983(180): p. 201-5.
117. Turula, K.B., et al., *Leg length inequality after total hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1986(202): p. 163-8.
118. Whitley, S., et al., *Clark's Positioning in Radiography 13th Edition.* 2015: Taylor & Francis Ltd.
119. Snaith, B., et al., *Variation in pelvic radiography practice: Why can we not standardise image acquisition techniques?* Radiography (Lond), 2019. 25(4): p. 374-377.
120. Mc Fadden, S., et al., *Digital imaging and radiographic practise in diagnostic radiography: An overview of current knowledge and practice in Europe.* Radiography (Lond), 2018. 24(2): p. 137-141.
121. Manaster, B.J., *From the RSNA refresher courses. Total hip arthroplasty: radiographic evaluation.* Radiographics, 1996. 16(3): p. 645-60.
122. Mahmood, S.S., et al., *Validity, reliability and reproducibility of plain radiographic measurements after total hip arthroplasty.* Skeletal Radiol, 2015. 44(3): p. 345-51.
123. Farahmand, B., et al., *A systematic review on the validity and reliability of tape measurement method in leg length discrepancy.* Med J Islam Repub Iran, 2019. 33: p. 46.
124. Brêtas, D., et al., *Analysis of intra-examiner reliability of the tape method measure to leg length discrepancy.* Fitness & Performance Journal, 2009. 8: p. 335-341.
125. Neelly, K., H.W. Wallmann, and C.J. Backus, *Validity of measuring leg length with a tape measure compared to a computed tomography scan.* Physiother Theory Pract, 2013. 29(6): p. 487-92.
126. Gomez-Aguilar, E., et al., *Validity of clinical methods in the detection of leg-length discrepancies.* Hip Int, 2020: p. 1120700020910108.
127. Betsch, M., et al., *Reliability and validity of 4D rasterstereography under dynamic conditions.* Comput Biol Med, 2011. 41(6): p. 308-12.
128. Beeck, A., et al., *Dynamic evaluation of simulated leg length inequalities and their effects on the musculoskeletal apparatus.* Gait Posture, 2019. 67: p. 71-76.
129. Krott, N.L., M. Wild, and M. Betsch, *Meta-analysis of the validity and reliability of rasterstereographic measurements of spinal posture.* Eur Spine J, 2020.
130. Guidetti, L., et al., *Intra- and interday reliability of spine rasterstereography.* Biomed Res Int, 2013. 2013: p. 745480.
131. Schulein, S., et al., *Rasterstereographic evaluation of interobserver and intraobserver reliability in postsurgical adolescent idiopathic scoliosis patients.* J Spinal Disord

- Tech, 2013. 26(4): p. E143-9.
132. Mohokum, M., et al., *Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study*. Spine (Phila Pa 1976), 2010. 35(14): p. 1353-8.
 133. Andersson, G.B., *Epidemiological features of chronic low-back pain*. Lancet, 1999. 354(9178): p. 581-5.
 134. Thomas, E.N., et al., *The importance of fear, beliefs, catastrophizing and kinesiophobia in chronic low back pain rehabilitation*. Ann Phys Rehabil Med, 2010. 53(1): p. 3-14.
 135. Murtezani, A., et al., *Prevalence and Risk Factors for Low Back Pain in Industrial Workers*. Folia medica, 2011. 53: p. 68-74.
 136. O'Sullivan, P.B., et al., *The relationship between posture and back muscle endurance in industrial workers with flexion-related low back pain*. Man Ther, 2006. 11(4): p. 264-71.
 137. Chaleat-Valayer, E., et al., *Sagittal spino-pelvic alignment in chronic low back pain*. Eur Spine J, 2011. 20 Suppl 5: p. 634-40.
 138. Schroeder, J., H. Schaar, and K. Mattes, *Spinal alignment in low back pain patients and age-related side effects: a multivariate cross-sectional analysis of video rasterstereography back shape reconstruction data*. Eur Spine J, 2013. 22(9): p. 1979-85.
 139. Di Paolo, C., et al., *Subjects with temporomandibular joint disc displacement and body posture assessment via rasterstereography: a pilot case-control study*. Eur Rev Med Pharmacol Sci, 2020. 24(17): p. 8703-8712.
 140. Lippold, C., et al., *Relationship between thoracic, lordotic, and pelvic inclination and craniofacial morphology in adults*. Angle Orthod, 2006. 76(5): p. 779-85.
 141. Ranawat, C.S., et al., *Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2001. 16(6): p. 715-20.
 142. Betsch, M., et al., *Evaluation of a novel spine and surface topography system for dynamic spinal curvature analysis during gait*. PLoS One, 2013. 8(7): p. e70581.
 143. Zhang, H.F., et al., *Effect of simulating leg length inequality on spinal and pelvic posture in the elderly*. Zhonghua Yi Xue Za Zhi, 2017. 97(39): p. 3062-3067.
 144. Kwon, Y.J., et al., *The effect of simulating a leg-length discrepancy on pelvic position and spinal posture*. J Phys Ther Sci, 2015. 27(3): p. 689-91.
 145. Wild, M., et al., *Does age affect the response of pelvis and spine to simulated leg length discrepancies? A rasterstereographic pilot study*. Eur Spine J, 2014.
 146. PITKIN, H.C. and H.C. PHEASANT, *SACRARTHROGENETIC TELALGIA: II. A Study of Sacral Mobility*. JBJS, 1936. 18(2): p. 365-374.
 147. Cummings, G., J.P. Scholz, and K. Barnes, *The effect of imposed leg length difference on pelvic bone symmetry*. Spine (Phila Pa 1976), 1993. 18(3): p. 368-73.
 148. Beaudoin, L., et al., *Acute systematic and variable postural adaptations induced by an orthopaedic shoe lift in control subjects*. Eur Spine J, 1999. 8(1): p. 40-5.
 149. Giles, L.G., *Lumbosacral facetal "joint angles" associated with leg length inequality*. Rheumatol Rehabil, 1981. 20(4): p. 233-8.
 150. Papaioannou, T., I. Stokes, and J. Kenwright, *Scoliosis associated with limb-length inequality*. J Bone Joint Surg Am, 1982. 64(1): p. 59-62.
 151. Hackenberg, L., et al., *Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis*. Eur Spine J, 2006. 15(7): p. 1144-9.
 152. Cote, P., et al., *A study of the diagnostic accuracy and reliability of the Scoliometer and Adam's forward bend test*. Spine (Phila Pa 1976), 1998. 23(7): p. 796-802; discussion 803.

153. Hwang, C.J., et al., *Progression of trunk imbalance in adolescent idiopathic scoliosis with a thoracolumbar/lumbar curve: is it predictable at the initial visit?* Journal of Neurosurgery: Pediatrics PED, 2017. 20(5): p. 450.
154. Koelé, M.C., W.F. Lems, and H.C. Willems, *The Clinical Relevance of Hyperkyphosis: A Narrative Review*. Frontiers in Endocrinology, 2020. 11(5).
155. Lee, S.H., et al., *Effect of Spine-Pelvis Relationship in Total Hip Arthroplasty*. Hip Pelvis, 2019. 31(1): p. 4-10.
156. Gofton, J.P. and G.E. Trueman, *Studies in osteoarthritis of the hip. II. Osteoarthritis of the hip and leg-length disparity*. Can Med Assoc J, 1971. 104(9): p. 791-9.
157. Kaufman, K.R., L.S. Miller, and D.H. Sutherland, *Gait asymmetry in patients with limb-length inequality*. J Pediatr Orthop, 1996. 16(2): p. 144-50.
158. Mihalko, W.M., M.J. Phillips, and K.A. Krackow, *Acute sciatic and femoral neuritis following total hip arthroplasty. A case report*. J Bone Joint Surg Am, 2001. 83(4): p. 589-92.
159. Valle, C.J. and P. Dicesare, *Complications of total hip arthroplasty: Neurovascular injury, leg-length discrepancy, and instability*. Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, N.Y.)), 2002. 60: p. 134-42.
160. Hasija, R., et al., *Nerve injuries associated with total hip arthroplasty*. J Clin Orthop Trauma, 2018. 9(1): p. 81-86.
161. Rosler, J. and C. Perka, *The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement*. Int Orthop, 2000. 24(1): p. 23-7.
162. Renkawitz, T., et al., *Leg length and offset differences above 5mm after total hip arthroplasty are associated with altered gait kinematics*. Gait Posture, 2016. 49: p. 196-201.
163. Swaminathan, V., et al., *The effect of leg length discrepancy upon load distribution in the static phase (standing)*. Gait & Posture, 2014. 40.
164. Bhave, A., D. Paley, and J.E. Herzenberg, *Improvement in Gait Parameters After Lengthening for the Treatment of Limb-Length Discrepancy**. JBJS, 1999. 81(4): p. 529-34.
165. Gurney, B., *Leg length discrepancy*. Gait Posture, 2002. 15(2): p. 195-206.
166. O'Toole, G.C., et al., *The effect of leg length discrepancy on foot loading patterns and contact times*. Foot Ankle Int, 2003. 24(3): p. 256-9.
167. Woo, R.Y. and B.F. Morrey, *Dislocations after total hip arthroplasty*. JBJS, 1982. 64(9): p. 1295-1306.
168. Visuri, T., *Long-term results and survivorship of the McKee-Farrar total hip prosthesis*. Archives of orthopaedic and traumatic surgery, 1987. 106(6): p. 368-374.
169. Duval-Beaupere, G., C. Schmidt, and P. Cosson, *A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position*. Ann Biomed Eng, 1992. 20(4): p. 451-62.
170. Legaye, J., et al., *Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves*. Eur Spine J, 1998. 7(2): p. 99-103.
171. McWilliams, A.B., et al., *A review of symptomatic leg length inequality following total hip arthroplasty*. Hip Int, 2013. 23(1): p. 6-14.
172. Redmond, J., et al., *The Hip-Spine Connection: Understanding Its Importance in the Treatment of Hip Pathology*. Orthopedics, 2015. 38: p. 49-55.
173. Stefl, M., et al., *Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty*. Bone Joint J, 2017. 99-B(1 Supple A): p. 37-45.
174. Ellenrieder, M., et al., *Coexistent lumbar spine disorders have a crucial impact on the clinical outcome after total hip replacement*. Journal of Orthopaedic Science, 2015. 20(6): p. 1046-1052.
175. Ben-Galim, P., et al., *Hip-spine syndrome: the effect of total hip replacement surgery*

- on low back pain in severe osteoarthritis of the hip.* Spine (Phila Pa 1976), 2007. 32(19): p. 2099-102.
176. Anakwe, R.E., P.J. Jenkins, and M. Moran, *Predicting dissatisfaction after total hip arthroplasty: a study of 850 patients.* J Arthroplasty, 2011. 26(2): p. 209-13.
 177. Pooler Archbold, H.A., et al., *Limb Length Restoration during Total Hip Arthroplasty: Use of a Caliper to Control Femoral Component Insertion and Accurate Acetabular Placement Relative to the Transverse Acetabular Ligament.* HIP International, 2006. 16(1): p. 33-38.
 178. Beard, D.J., et al., *Incidence and effect of leg length discrepancy following total hip arthroplasty.* Physiotherapy, 2008. 94(2): p. 91-96.
 179. Attarian, D.E., M.P. Bolognesi, and T.P. Vail, *Managing risk and liability associated with hip and knee implants.* Current Orthopaedic Practice, 2009. 20(2): p. 180-183.
 180. Nossa, J.M., et al., *Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: comparison of 3 intraoperative measurement methods.* Hip Int, 2017: p. 0.
 181. Maloney, W.J. and J.A. Keeney, *Leg length discrepancy after total hip arthroplasty.* The Journal of Arthroplasty, 2004. 19(4): p. 108-110.
 182. Bassani, T., et al., *Is rasterstereography a valid noninvasive method for the screening of juvenile and adolescent idiopathic scoliosis?* Eur Spine J, 2019. 28(3): p. 526-535.
 183. Alzyoud, K., et al., *Video rasterstereography of the spine and pelvis in eight erect positions: A reliability study.* Radiography (Lond), 2020. 26(1): p. e7-e13.
 184. Azizan, N.A., K.S. Basaruddin, and A.F. Salleh, *The Effects of Leg Length Discrepancy on Stability and Kinematics-Kinetics Deviations: A Systematic Review.* Appl Bionics Biomech, 2018. 2018: p. 5156348.

Abbildungen:

- Abb. 2 https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Funktionsweise_VRS.jpg
 Abb. 3 – 15 und 35 Abbildung mit Genehmigung der Firma DIERS International GmbH

7 Anhang

7.1 Fragebogen



HEINRICH HEINE
UNIVERSITÄT
DÜSSELDORF

Universitätsklinikum Düsseldorf
Klinik für Orthopädie
Direktor Univ.-Prof. Dr. med. R. Krauspe

**„Evaluation der Beckenposition und des Effektes von Korrekturen von
Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz“**

PATIENTENINFORMATION

Patienten-ID / Geb. Datum: _____

Name: _____

Vorname: _____

Geschlecht: _____

Größe: _____

Gewicht: _____

Body-Mass-Index (kg/m²): _____

Schuhgröße: _____

OP Termin /
Art der Prothese _____

Beschwerden, Probleme: _____

Therapeutische Zufriedenheit: sehr zufrieden 1
 zufrieden 2
 mäßig zufrieden 3
 unzufrieden 4

Gemessene Beinlänge (cm): re _____ li _____

Gemessener Beckenschiefstand: (mm) _____

Abb. 36 Fragebogen mit Patienteninformationen

7.2 Einverständniserklärung in die Studie

<p style="text-align: center;">Universitätsklinikum Düsseldorf</p> <p style="text-align: right;"> HEINRICH HEINE UNIVERSITÄT DUISBURG ESSEN DUISBURG</p> <p style="text-align: right;">Orthopädische Klinik Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Knappe</p> <p style="text-align: right;">Blutgruppen: Blutgruppe: A Rh-Faktor: positiv / Rh-Faktor: positiv</p> <p style="text-align: right;">Anforderungen: Abgabezeitpunkt: 08:00 bis 17:00 Uhr Name: Dr. Knappe, Dr. Knappe Telefon: 0212 35-12345 Fax: 0212 35-12345 E-Mail: knappe@uni-duisburg-essen.de / knappe@uni-duisburg-essen.de</p> <p style="text-align: right;">Prüfungstermin: Termin: 01.12.2023 Uhrzeit: 10:00 Uhr Ort: 0212 35-12345 / 0212 35-12345</p> <p style="text-align: center;">Einverständniserklärung über die Teilnahme an einer wissenschaftlichen Studie zur Untersuchung und Korrektur von Beckenschiefständen und Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz</p> <p style="text-align: center;">Titel der klinischen Prüfung: „Evaluation der Beckenposition und des Effektes von Korrektoren von Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz“</p> <p>Sehr geehrte Damen und Herren,</p> <p>Beinlängendifferenzen und Beckenschiefstände können nach operativem Ersatz eines Hüftgelenkes entstehen.</p> <p>Um besser die Zusammenhänge zwischen Beckenschiefstand, Beinlängendifferenz und deren Ausgleich zu verstehen, führen wir aktuell eine wissenschaftliche Studie an der Klinik für Orthopädie des Universitätsklinikums Düsseldorf durch.</p> <p>Hierfür würden wir Sie sehr gerne klinisch und instrumentell begleitet vor dem operativen Ersatz Ihres Hüftgelenkes, sowie im Verlauf nach erfolgter Operation untersuchen. Mit dem uns zur Verfügung gestellten radiostereographischen Messgerät können wir Veränderungen der Beckenposition erfassen und wissenschaftlich auswerten, wobei das Messgerät zusätzlich die Körperhaltung erfasst. Der 4D-Radiostereograph arbeitet völlig schmerzfrei mit einem horizontalen Diaproskop, der weiße Lichtlinien auf Ihren Rücken projiziert und mit einer Videokamera, die diese Linien erfasst. Hiermit ist es möglich durch Vermessung der Rückenoberfläche Aussagen über Ihre Körperhaltung und Beckenposition zu treffen. Zur exakten Bestimmung Ihrer Haltung erfolgt die Untersuchung am vollständig entlasteten Oberkörper. Alle Untersuchungen erfolgen prä- sowie postoperativ (nach 3, 6 und 12 Monaten).</p> <p>Die Dauer einer Untersuchung beträgt ca. 30-40 Minuten.</p> <p style="text-align: center;">„Evaluation der Beckenposition und des Effektes von Korrektoren von Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz“</p>	<p>Zweck der wissenschaftlichen Untersuchung:</p> <p>Im Rahmen dieser Studie soll mit Hilfe des 4D-Radiostereographen untersucht werden, wie sich die Beckenposition und der Beckenschiefstand durch den Einsatz des Hüftgelenkes nach Implantation einer Hüftprothese verändert. Ferner soll untersucht werden, wie ein möglicher Beckenschiefstand infolge einer Beinlängendifferenz ausgeglichen werden kann.</p> <p>Mögliche Risiken, Beschwerden und Begleiterscheinungen:</p> <p>Bei einer Untersuchung der Haltung durch ein radiostereographisches Messgerät kommt es zu keinem Risiko, da dieses Gerät ohne den Einsatz von Strahlung arbeitet.</p> <p>Freiwilligkeit:</p> <p>Ihre Teilnahme ist freiwillig und wird nicht vergütet. Sie können jederzeit, nach ohne Angabe von Gründen, Ihre Teilnahmebereitschaft widerrufen, ohne dass Ihnen dadurch irgendwelche Nachteile für Ihre weitere ärztliche Versorgung entstehen.</p> <p>Datenschutz:</p> <p>Mir ist bekannt, dass bei dieser Studie personenbezogene Daten – insbesondere medizinische Befunde – über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden. Die Verwendung der Angaben über meine Gesundheit erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der Studie folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, d.h. ohne die nachfolgende Einwilligung können Sie nicht an der Studie teilnehmen.</p> <p style="text-align: center;">„Evaluation der Beckenposition und des Effektes von Korrektoren von Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz“</p>
<p>Vertraulichkeit der Daten / Datenschutz:</p> <p>Alle im Rahmen der Untersuchungen erhobenen personenbezogenen Daten werden entsprechend der ärztlichen Schweigepflicht und den gesetzlichen Bestimmungen des Datenschutzes vertraulich behandelt. Die Weitergabe von Daten und ihre wissenschaftliche Auswertung erfolgt anonymisiert, d.h. ohne Angabe Ihres Namens und werden niemandem, außer Ihnen selbst, zugänglich gemacht. Die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität hat dieses Projekt beurteilt und festgestellt, dass keine ethischen oder rechtlichen Bedenken gegen die Durchführung dieser Untersuchungen bestehen.</p> <p>1) Ich erkläre mich damit einverstanden, dass die im Rahmen dieser Studie erhobenen Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit, in Papierform oder auf elektronischen Datenträgern in der Klinik für Unfall- und Handchirurgie des Universitätsklinikums aufzeichnet und gespeichert werden.</p> <p>2) Ich bin darüber aufgeklärt worden, dass ich meine Einwilligung in die Aufzeichnung, Speicherung und Verwendung meiner Daten jederzeit widerrufen kann. In diesem Fall werden die Daten unverzüglich gelöscht.</p> <p>3) Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie 5 Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht.</p> <p style="text-align: center;">„Evaluation der Beckenposition und des Effektes von Korrektoren von Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz“</p>	<p>Einnahmegerklärung:</p> <p>Über Inhalt, Ablauf und Tragweite der geplanten Untersuchungen wurde ich aufgeklärt. Die Patienteneinwilligungen habe ich gelesen, verstanden und alle meine Fragen konnten geklärt werden.</p> <p>Ort, Datum: _____ Unterschrift Patient</p> <p>Ort, Datum: _____ Unterschrift Arzt</p> <p style="text-align: center;">„Evaluation der Beckenposition und des Effektes von Korrektoren von Beinlängendifferenzen nach Hüftgelenkersatz“</p>

Abb. 37 Einverständniserklärung in die Studie

7.3 Tabelle zu Kapitel 4.5

Parameter	LLI (mm)	Gruppe	Mittelwert	SD	p-Wert
Beckenhochstand	0	Endoprothese	0,19	6,89	0,581
		Kontrollgruppe	-0,30	5,25	
	10	Endoprothese	5,19	2,04	0,049
		Kontrollgruppe	4,48	2,92	
	20	Endoprothese	10,42	2,91	0,005
		Kontrollgruppe	8,37	5,21	
	30	Endoprothese	14,79	3,73	0,001
		Kontrollgruppe	12,14	5,29	
	-10	Endoprothese	-5,54	1,80	0,000
		Kontrollgruppe	-4,01	3,18	
	-20	Endoprothese	-10,72	2,87	0,000
		Kontrollgruppe	-8,77	3,54	
	-30	Endoprothese	-14,61	3,45	0,001
		Kontrollgruppe	-13,30	4,52	
Beckenneigung	0	Endoprothese	18,76	7,48	0,581
		Kontrollgruppe	15,52	7,66	
	10	Endoprothese	0,41	2,58	0,974
		Kontrollgruppe	0,39	3,14	
	20	Endoprothese	0,73	2,85	0,005
		Kontrollgruppe	0,12	5,68	
	30	Endoprothese	2,12	3,83	0,001
		Kontrollgruppe	1,58	3,98	
	-10	Endoprothese	0,12	2,02	0,000
		Kontrollgruppe	0,37	5,06	
	-20	Endoprothese	1,12	2,58	0,000
		Kontrollgruppe	1,07	3,61	
	-30	Endoprothese	2,74	3,42	0,001
		Kontrollgruppe	2,60	3,79	
Beckentorsion	0	Endoprothese	-0,09	3,92	0,933
		Kontrollgruppe	-0,13	2,42	
	10	Endoprothese	-0,91	1,82	0,938
		Kontrollgruppe	-0,92	2,19	
	20	Endoprothese	-2,65	4,51	0,859
		Kontrollgruppe	-2,53	2,73	
	30	Endoprothese	-3,34	3,19	0,099
		Kontrollgruppe	-4,22	3,11	
	-10	Endoprothese	1,25	1,56	0,002
		Kontrollgruppe	0,43	2,03	
	-20	Endoprothese	2,63	2,12	0,234
		Kontrollgruppe	2,07	3,83	
	-30	Endoprothese	3,99	3,59	0,279

		Kontrollgruppe	3,39	3,00	
Oberflächenrotation	0	Endoprothese	4,62	2,04	0,021
		Kontrollgruppe	3,99	1,69	
	10	Endoprothese	0,64	1,78	0,138
		Kontrollgruppe	0,24	1,97	
	20	Endoprothese	1,34	2,27	0,226
		Kontrollgruppe	0,88	2,50	
	30	Endoprothese	2,17	2,72	0,772
		Kontrollgruppe	2,02	3,36	
	-10	Endoprothese	0,51	1,82	0,404
		Kontrollgruppe	0,30	1,77	
	-20	Endoprothese	1,30	2,50	0,805
		Kontrollgruppe	1,20	2,36	
	-30	Endoprothese	2,99	3,32	0,072
		Kontrollgruppe	2,03	3,07	
Lordosewinkel ITL-DM	0	Endoprothese	38,95	10,89	0,029
		Kontrollgruppe	34,06	9,10	
	10	Endoprothese	0,73	2,31	0,584
		Kontrollgruppe	0,98	1,69	
	20	Endoprothese	0,87	3,41	0,967
		Kontrollgruppe	0,84	4,25	
	30	Endoprothese	0,20	3,42	0,419
		Kontrollgruppe	0,92	4,34	
	-10	Endoprothese	0,97	2,16	0,068
		Kontrollgruppe	1,91	3,23	
	-20	Endoprothese	1,25	2,95	0,212
		Kontrollgruppe	2,05	3,36	
	-30	Endoprothese	0,96	3,01	0,477
		Kontrollgruppe	1,43	3,26	
Lordosewinkel ITS max	0	Endoprothese	44,88	11,49	0,000
		Kontrollgruppe	38,53	9,33	
	10	Endoprothese	0,62	1,69	0,643
		Kontrollgruppe	0,78	1,85	
	20	Endoprothese	0,60	2,16	0,910
		Kontrollgruppe	0,69	4,07	
	30	Endoprothese	0,37	3,11	0,684
		Kontrollgruppe	0,66	3,56	
	-10	Endoprothese	1,10	2,06	0,874
		Kontrollgruppe	1,23	4,40	
	-20	Endoprothese	1,22	2,77	0,848
		Kontrollgruppe	1,35	4,61	
	-30	Endoprothese	1,06	2,67	0,642
		Kontrollgruppe	1,45	4,32	

Rumpfeigung	0	Endprothese	3,80	3,51	0,016
		Kontrollgruppe	2,47	2,12	
	10	Endprothese	-0,05	1,47	0,358
		Kontrollgruppe	-0,36	1,84	
	20	Endprothese	0,54	1,76	0,420
		Kontrollgruppe	0,24	1,87	
	30	Endprothese	1,74	2,13	0,004
		Kontrollgruppe	0,44	1,86	
	-10	Endprothese	-0,32	1,25	0,770
		Kontrollgruppe	-0,41	1,89	
	-20	Endprothese	0,66	1,56	0,286
		Kontrollgruppe	0,29	1,78	
-30	Endprothese	1,69	1,97	0,127	
	Kontrollgruppe	0,99	2,52		
Lotabweichung	0	Endprothese	-0,79	10,79	0,754
		Kontrollgruppe	-1,28	10,38	
	10	Endprothese	-1,13	8,31	0,416
		Kontrollgruppe	-2,03	2,96	
	20	Endprothese	-4,05	9,50	0,893
		Kontrollgruppe	-3,84	10,60	
	30	Endprothese	-5,52	11,39	0,458
		Kontrollgruppe	-4,00	13,02	
	-10	Endprothese	0,91	7,83	0,013
		Kontrollgruppe	3,80	8,41	
	-20	Endprothese	2,82	9,06	0,026
		Kontrollgruppe	6,34	10,78	
-30	Endprothese	5,33	10,92	0,084	
	Kontrollgruppe	8,61	11,96		
Seitabweichung	0	Endprothese	5,73	2,93	0,911
		Kontrollgruppe	5,68	3,34	
	10	Endprothese	0,56	2,96	0,135
		Kontrollgruppe	-0,11	3,30	
	20	Endprothese	1,77	4,01	0,256
		Kontrollgruppe	0,96	4,97	
	30	Endprothese	3,97	5,60	0,868
		Kontrollgruppe	4,14	7,11	
	-10	Endprothese	1,31	2,55	0,120
		Kontrollgruppe	0,67	3,21	
	-20	Endprothese	3,42	3,86	0,863
		Kontrollgruppe	3,53	4,10	
-30	Endprothese	6,40	5,90	0,755	
	Kontrollgruppe	6,14	4,52		
Kyphosewinkel	0	Endprothese	56,26	10,71	0,118

		Kontrollgruppe	53,77	8,14	
10	Endoprothese	0,23	3,73	0,665	
	Kontrollgruppe	-0,06	4,63		
20	Endoprothese	0,65	4,04	0,291	
	Kontrollgruppe	-0,19	5,28		
30	Endoprothese	2,04	4,31	0,189	
	Kontrollgruppe	0,80	6,46		
-10	Endoprothese	0,97	3,63	0,033	
	Kontrollgruppe	-0,68	5,29		
-20	Endoprothese	1,13	3,66	0,025	
	Kontrollgruppe	-0,68	5,55		
-30	Endoprothese	2,57	3,46	0,062	
	Kontrollgruppe	0,90	6,33		

Tabelle 23 **Zusammenfassung Kohortenvergleich**

Darstellung aller Parameter mit Vergleich der Mittelwerte der betrachteten Kohorten (Endoprothese / Kontrollgruppe); hier wird zusätzlich nach simulierter Beinlänge differenziert (0 mm, +/-10 mm, +/- 20 mm, +/- 30 mm); Werte für 0 werden als Absolutwerte angegeben, die restlichen als Relativwerte; zur Bestimmung von Unterschieden wird das Signifikanzniveau $p < 0,05$ betrachtet (signifikante Unterschiede hier rot dargestellt); mm, Millimeter; LLI, Beinlängendifferenz; SD, Standardabweichung

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich ganz besonders bei Herrn Prof. Dr. med. Christoph Zilkens für den Vorschlag des Themas meiner Arbeit und für die Bereitstellung des Patientenkollektiv inklusive der Schaffung der Grundvoraussetzungen für klinische und radiologische Untersuchungen bedanken. Weiterhin gilt es die stetige und großartige Betreuung hervorzuheben.

Mein Dank gilt außerdem PD Dr. med. Marcel Betsch, MHBA für die stetige Unterstützung und Begutachtung während der Anfertigung der Arbeit und für die Bereitstellung der Räumlichkeiten für die rasterstereografischen Untersuchungen.

Herzlichen Dank an die Abteilung für Radiologie an der Uniklinik Düsseldorf für die Bereitstellung der radiologischen Bilder.

Außerdem möchte ich mich bei der Firma DIERS bedanken, welche zum einen stetiger Ansprechpartner bei technischen Fragen war und zusätzlich hochwertiges Bildmaterial zur Verfügung gestellt hat.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, meinem Bruder und meiner Ehefrau für die bedingungslose Unterstützung, unermüdliche Stärkung und Motivation während des Studiums und der Anfertigung dieser Arbeit.