

Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU)  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Die videorasterstereographisch gemessenen Wirbelkörper- und Beckenbewegungen  
von Knie- und Hüftgelenksarthrose-Patienten  
im Gang auf einem Laufband

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
physiologischen Wissenschaften  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von  
Claudia Sabrina Wolf  
aus Berlin

Mainz, 2022

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. XXX

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. XXX

2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. XXX

3. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. Dr. XXX

Tag der Promotion: 06. Dezember 2022

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. EINLEITUNG UND ZIEL DER DISSERTATION .....</b>	<b>1</b>
<b>2. LITERATURDISKUSSION.....</b>	<b>3</b>
2.1. ANATOMISCHE UND FUNKTIONELLE GRUNDLAGEN DER WIRBELSÄULE .....	3
2.2. ARTHROSE.....	6
2.2.1. <i>Epidemiologie.....</i>	<i>7</i>
2.2.2. <i>Ätiologie und Pathogenese.....</i>	<i>7</i>
2.2.3. <i>Diagnostik.....</i>	<i>8</i>
2.3. GANGANALYSE .....	8
2.3.1. <i>Gangphasen eines Gangzyklus‘ .....</i>	<i>9</i>
2.3.2. <i>Bewegungsanalyseverfahren der Wirbelsäule im Stand und Gang.....</i>	<i>11</i>
2.4. MÖGLICHE RISIKEN UND MAßNAHMEN EINER RISIKOREDUKTION WÄHREND EINER GANGANALYSE .....	16
2.4.1. <i>Gehen auf der Ebene und auf dem Laufband .....</i>	<i>16</i>
2.4.2. <i>Sturzrisiko der Patientenkielentel.....</i>	<i>17</i>
2.4.3. <i>Ausgewählte Testbatterie zu Risikoreduktion.....</i>	<i>18</i>
2.4.4. <i>Mögliche Maßnahmen zur Risikoreduktion während der Messung .....</i>	<i>20</i>
2.5. PHYSIOLOGIE DES GANGS SOWIE DIE PHYSIOLOGISCHEN BRUSTWIRBELSÄULEN-, LENDENWIRBELSÄULEN- UND BECKENBEWEGUNGEN IM GANG.....	21
2.5.1. <i>Bewegungsabläufe des Beckens und der Wirbelsäule in der         Transversalebene.....</i>	<i>24</i>
2.5.2. <i>Bewegungsabläufe des Beckens und der Wirbelsäule in der Frontalebene</i>	<i>29</i>
2.5.3. <i>Bewegungsabläufe des Beckens und der Wirbelsäule in der Sagittalebene</i>	<i>32</i>

2.6.	VERÄNDERUNGEN DER BEWEGUNGSMUSTER IM GANG BEI GON- UND COXARTHROSE-PATIENTEN.....	36
2.6.1.	<i>Gangadaptionen von Gonarthrose-Patienten.....</i>	<i>37</i>
2.6.2.	<i>Gangadaptionen von Coxarthrose-Patienten.....</i>	<i>40</i>
2.7.	ABLEITUNG DER FORSCHUNGSFRAGEN.....	44
<b>3.</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>46</b>
3.1.	GERÄT UND TECHNIK .....	46
3.2.	ERWARTETES PATIENTENKLIENDEL .....	46
3.2.1.	<i>Geplanter Einschluss von Gon- und Coxarthrose-Patienten und deren Ein- und Ausschlusskriterien.....</i>	<i>46</i>
3.2.2.	<i>Geplante Auswahl und Beschreibung der Vergleichsgruppen aus vorhandenem Referenzdatensatz.....</i>	<i>48</i>
3.3.	BESCHREIBUNG DES STUDIENABLAUFS.....	48
3.4.	DATENAUFBEREITUNG UND STATISTISCHE ANALYSE .....	53
3.4.1.	<i>Datennachbearbeitung .....</i>	<i>53</i>
3.4.2.	<i>Beschreibung des Datenexports.....</i>	<i>55</i>
3.4.3.	<i>Schritte der Datenaufarbeitung .....</i>	<i>56</i>
3.4.4.	<i>Statistische Auswertung.....</i>	<i>57</i>
<b>4.</b>	<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>60</b>
4.1.	PATIENTEN- BZW. PROBANDENCHARAKTERISTIKA UND DROP-OUTS.....	61
4.1.1.	<i>Gonarthrose-Patienten .....</i>	<i>61</i>
4.1.2.	<i>Coxarthrose-Patienten.....</i>	<i>62</i>
4.1.3.	<i>Gesunde Vergleichsgruppen.....</i>	<i>64</i>
4.2.	ERGEBNISSE DER VORUNTERSUCHUNGEN UND GRUPPENBESCHREIBENDE DATEN ...	65
4.3.	ERGEBNISSE DER BEWEGUNGSANALYSE IM GANG.....	67

4.3.1.	<i>Analyse der Rotationsamplituden im Standardisieren Gangzyklus – primäre Ziel-/Endpunkte</i> .....	68
4.3.1.1.	Beschreibung der Wirbelkörperbewegungen in der Transversalebene .....	69
4.3.1.1.1.	Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe.....	70
4.3.1.1.2.	Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe .....	72
4.3.1.1.3.	Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe .....	75
4.3.1.2.	Beschreibung der Wirbelkörperbewegungen in der Frontalebene .....	76
4.3.1.2.1.	Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe.....	78
4.3.1.2.2.	Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe .....	80
4.3.1.2.3.	Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe .....	82
4.3.1.3.	Beschreibung der Wirbelkörperbewegungen in der Sagittalebene .....	83
4.3.1.3.1.	Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe.....	85
4.3.1.3.2.	Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe .....	87
4.3.1.3.3.	Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe .....	88
4.3.2.	<i>Teilergebnisse der Bewegungsanalyse der Beckenrotation der Patienten mit Gon- und Coxarthrose in der Transversalebene anhand von 3 Gangzyklen – sekundäre Endpunkte</i> .....	90
4.3.2.1.	Beide Arthrose-Gruppen zusammengefasst.....	91
4.3.2.2.	Gonarthrose-Patienten einzeln betrachtet .....	92
4.3.2.3.	Coxarthrose-Patienten einzeln betrachtet.....	94
4.3.2.4.	Einzelfallbetrachtungen von Patienten mit einem schnellen bzw. langsamen TUG-Ergebnis .....	95
<b>5.</b>	<b>DISKUSSION</b> .....	<b>102</b>
5.1.	ZUSAMMENFASSUNG DER HAUPTMESSERGEBNISSE.....	102
5.1.1.	<i>Unterschiedliche Bewegungen im Standardisierten Gangzyklus</i> .....	102
5.1.2.	<i>Bewegungsanalyse der Beckenrotation der Patienten mit Gon- und Coxarthrose in der Transversalebene anhand von 3 Gangzyklen</i> .....	104
5.2.	DISKUSSION DER ERGEBNISSE IM LITERATURKONTEXT .....	104
5.2.1.	<i>Diskussion der Ergebnisse im Standardisieren Gangzyklus</i> .....	104
5.2.1.1.	Transversale Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens.....	105
5.2.1.1.1.	Kritische Erörterung der Ergebnisse der gesunden Vergleichsgruppen.....	105
5.2.1.1.2.	Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe.....	108
5.2.1.1.3.	Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe .....	109
5.2.1.1.4.	Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe .....	111
5.2.1.2.	Frontale Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens .....	111

5.2.1.2.1.	Kritische Erörterung der Ergebnisse der gesunden Vergleichsgruppen.....	111
5.2.1.2.2.	Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe.....	112
5.2.1.2.3.	Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe .....	113
5.2.1.2.4.	Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe .....	115
5.2.1.3.	Sagittale Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens .....	115
5.2.1.3.1.	Kritische Erörterung der Ergebnisse der gesunden Vergleichsgruppen.....	115
5.2.1.3.2.	Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe.....	116
5.2.1.3.3.	Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe .....	118
5.2.1.3.4.	Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe .....	119
5.2.2.	<i>Diskussion der Bewegungsanalyse der Beckenrotation der Patienten mit Gon- und Coxarthrose in der Transversalebene anhand von 3 Gangzyklen .....</i>	<i>119</i>
5.3.	BEURTEILUNG VON MATERIAL UND METHODEN .....	121
5.4.	BEURTEILUNG MÖGLICHER MESSUNGENAUIGKEIT, MESSFEHLER .....	131
5.5.	SCHLUSSFOLGERUNG .....	133
<b>6.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>137</b>
<b>7.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>I</b>
<b>8.</b>	<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....</b>	<b>XVIII</b>
<b>9.</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>XX</b>
<b>10.</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>XX</b>
<b>11.</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>XXVIII</b>
<b>12.</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>DCXXXV</b>
<b>13.</b>	<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>DCXXXVII</b>

## 1. Einleitung und Ziel der Dissertation

Arthrose ist eine weltweit stark verbreitete Krankheit. Etwa 20 % der 18-79-Jährigen haben hierzulande eine ärztlich diagnostizierte Arthrose. Die Prävalenz steigt mit zunehmendem Alter, circa die Hälfte der Betroffenen leidet an Gon- (KOA) und ein Viertel an Coxarthrose (HOA). (Robert Koch-Institut, 2015) Diese fortschreitende, degenerative Erkrankung des Gelenkknorpels geht mit Schmerzen und Bewegungseinschränkungen einher (Fuchs et al., 2013, Robert Koch-Institut, 2015). Betroffene leiden neben einer eingeschränkten Teilhabe im Alltag vor allem an Folgesymptomen in angrenzenden Gelenken und anderen Körperstrukturen. Demnach leiden HOA-Patienten häufig auch an Rückenschmerzen. Hier konnte ein Zusammenhang in zahlreichen Studien belegt werden. (Boyle et al., 2014, Burnett et al., 2015, Panjabi, 2006, Redmond et al., 2014, Staibano et al., 2014, Weiner et al., 2015, Weng et al., 2016) Schmerzen im Bereich des Hüftgelenks führen bereits zu einem reduzierten Bewegungsausmaß im ipsilateralen Hüft- (sagittale und frontale Ebene), Knie- und Sprunggelenk (Hulet et al., 2000). Bei einer bestehenden Arthrose ist daher davon auszugehen, dass sich die Patienten zur Schmerzvermeidung generell weniger bewegen und wenn, dann in unphysiologischen Mustern. Zudem ist es wahrscheinlich, dass auch die Wirbelsäule und deren Muskulatur an diesen kompensatorischen Bewegungen beteiligt sind. Die Folgen können neuromuskuläre Veränderungen, wie z. B. eine atrophierte Glutealmuskulatur (Schone et al., 2017), eine verkürzte oder hypertone Muskulatur (z. B. Ischiocrurale- oder die Rumpfmuskulatur) sein (Duffell et al., 2014, Franz et al., 2019, Jeon et al., 2019, Mcgibbon und Krebs, 2002, Shorter et al., 2019). Diese Kompensationen zeigen sich auch in veränderten spatio-temporale Parametern wie der Gehgeschwindigkeit oder einer veränderten Verteilung der Gangphasen (Constantinou et al., 2017, Gök et al., 2002, Jacksteit et al., 2018, Mcgibbon und Krebs, 2002, Ornetti et al., 2011, Simic et al., 2012). Kniearthrose-Patienten zeigen häufig eine Seitneigung des Oberkörpers, was das Knie-Adduktions-Moment reduziert und zu einer geringeren Belastung der betroffenen Strukturen führt (Simic et al., 2012). Eine Bewegungsbeschreibung auf Höhe einzelner Wirbelkörper (WK) hat, soweit bekannt, in Zusammenhang mit einer arthrotischen Erkrankung bisher nicht stattgefunden. Neuste Bewegungsanalysesysteme, wie die nicht invasive und röntgenstrahlenfreie Oberflächentopographie (OT) ermöglichen es den Forschern erstmals, wirbelkörperspezifische Aussagen treffen zu können.

Ziel dieser Arbeit ist, es erstmalig zu beschreiben, ob und in welcher Weise sich die Wirbelsäulenbewegung im Gang arthrotischer Patienten<sup>1</sup> von gesunden Probanden (Referenzstudie Ethikantragsnummer: 837.194.16 (10513)) unterscheidet. Parallel dazu wird in einer Dissertationsschrift einer zweiten Doktorandin der Einfluss einer Implantation einer Total-Endoprothese nach ca. 10 Monaten untersucht. Hierzu werden die Becken- und Wirbelkörperverlaufsgraphen in der Transversal-, Frontal- und Sagittalebene beschrieben. Wichtige Parameter hierfür sind die Amplitude und das zeitliche Auftreten eines Becken- bzw. Wirbelkörper-Positions-Maximums im Standardisierten Gangzyklus (SGZ). Neben dem Vergleich mit den Bewegungsmustern Gesunder werden die Werte beider Kohorten untereinander verglichen. Zusätzlich wird ein möglicher Zusammenhang von Einschränkungen in Bezug auf das Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit anhand einer Korrelation des Timed ‚Up and Go‘(TUG)-Wertes mit der intraindividuellen Variation (Streuung des zeitlichen Auftretens und der Amplitude) der Beckenmaxima in der Transversalebene während drei einzelner Gangzyklen untersucht. Ein Teilziel der Studie stellt zudem die Überprüfung der Machbarkeit des Rekrutierungsprozesses geeigneter Patienten mit Gon- oder Coxarthrose sowie des Durchführungsprozesses dar.

Die gewonnenen Erkenntnisse der Messungen sind Voraussetzung für weitere daraus folgende fundierte Hypothesenbildungen und Fallzahlschätzungen. Diese können daraufhin in Folgestudien überprüft werden und mögliche Zusammenhänge zwischen Defiziten der Beine und der Wirbelsäule aufzeigen. Neue Erkenntnisse über die Biomechanik der Wirbelsäule in allen Bewegungsdimensionen werden eine Identifizierung neuer Zusammenhänge ermöglichen. Neben spezifischen Bewegungsmustern können ggf. auch Kompensationsmechanismen und Gründe für Überbelastungen und Folgebeschwerden entdeckt werden.

---

<sup>1</sup> In dieser Arbeit wird die männliche Form für alle Geschlechter genutzt. Des Weiteren werden die Probanden mit einer Arthrose durchgängig Patienten genannt, um diese von der gesunden Vergleichsgruppe (Probanden) zu differenzieren.



## 2. Literaturdiskussion

In der Literaturdiskussion wird zuerst auf die anatomischen Grundlagen der relevanten Gelenke und das Krankheitsgeschehen einer Arthrose eingegangen. Daraufhin werden mögliche Arten und allgemeine Risiken einer Ganganalyse sowie die Prävention möglicher Risiken erläutert. Abschließend wird die Physiologie des Gangs und dessen Veränderungen unter einer Arthrose (Knie- und Hüftgelenk) eingegangen.

### 2.1. Anatomische und funktionelle Grundlagen der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule muss im Alltag sehr stabil sein, um den Oberkörper aufrecht zu halten. Ebenso muss sie flexibel sein, um z. B. einen möglichst effizienten Gang zu ermöglichen oder Stöße abzufedern. Zugleich ist der Schutz des Rückenmarks eine zentrale Aufgabe der Wirbelsäule. Der Kopf schließt diese knöcherne mobile Säule von oben ab, das Becken und die unteren Extremitäten von unten. Die Arme geben ihr eine seitliche Zugbelastung. All diesen Anforderungen kann die Wirbelsäule nur entsprechen, da sie zum einen in stabile Wirbelkörper und flexiblere Bandscheiben unterteilt ist, zum anderen durch Bänder und Muskeln bei Bedarf stabilisiert werden kann. Die Wirbelsäule kann in vier Abteilungen eingeteilt werden. In die Hals-, Brust- (BWS), Lenden- (LWS) und Sacralwirbelsäule. (Niethard et al., 2017c, Schünke et al., 2018c) Der thorakolumbale Übergang (TLÜ) beschreibt die Verbindung des Brustkorbs mit dem Abdomen, also der Brust- und Lendenwirbelsäule. Die Halswirbelkörper werden mit einem C für cervical (z. B. C7), Brustwirbelkörper mit T für thorakal (z. B. T7) und Lendenwirbelkörper mit L für lumbal (z. B. L3) abgekürzt, gefolgt von einer Zahl, die dem entsprechenden WK entspricht, durchnummeriert von kranial nach kaudal. Eine sogenannte Doppel-S-Form in sagittaler Ebene ermöglicht auf der einen Seite, mit minimalen Kraftaufwand die Balance zu halten, auf der anderen Seite im Gang, z. B. beim Fersenaufsatz, axiale Stöße abzufedern (Andrada, 2008). Sowohl für die Frontal-, als auch für die Transversalebene wurde bisher davon ausgegangen, dass eine physiologische Wirbelsäule im bipedalen Stand oder in einer geraden Rückenlage, keine Krümmung oder Rotation aufweist (Graf und Plattner, 2014, S. 78). Jedoch haben neuere Studien mittels CT (Computertomographie) aber auch Oberflächentopographie gezeigt, dass im Stand in der Transversalebene bei gesunden Probanden eine physiologische Wirbelsäulenrotation existiert (Kouwenhoven et al., 2006, Wolf et al., 2021). Auch in der Frontalebene scheinen leichte Abweichungen vom Lot, normal zu sein (Schlager et al., 2018, Wolf et al., 2021). Die Rotation in Rückenlage und

im Stand unterscheidet sich im Mittel nicht signifikant voneinander (Janssen et al., 2010). Diese Vorrotation der Wirbelsäule existiert in beiden Geschlechtern gleichermaßen (Kouwenhoven et al., 2006). In der Sagittalebene beschreibt die Wirbelsäule neben einer zervikalen und lumbalen Lordose eine thorakale und sakrale Kyphose.

Im Alter verändert sich die physiologische Haltung. In einer Studie mittels einer statischen 3D-Röntgenuntersuchung (D steht für dimensional) von 136 gesunden Probanden im Alter von 20-69 Jahren wurde ein Alterseffekt auf die Haltung im Stand dokumentiert. Ein signifikanter Unterschied konnte an den Wirbelkörpern L4 und L5 festgestellt werden. Demnach befinden sich diese Wirbelkörper ab einem Alter von 40, verglichen mit denen in den 20ern, weiter posterior. Der Oberkörper ist im Ganzen weiter vorgeneigt, die relevantesten Kompensationsmechanismen für einen horizontalen Blick sind eine erhöhte zervikale Lordose und eine verstärkte Beckenkippung. (Hasegawa et al., 2017) Mittels Oberflächenmarkern wurde festgestellt, dass die lumbale Lordose- und thorakale Kyphosewinkel mit dem Alter erst ansteigen, ihren Höhepunkt im mittleren Alter (19-35) besitzen und sich dann wieder reduzieren (Schmid et al., 2017).

Die oberen drei Wirbelsäulenabschnitte bestehen aus 24 freien, der letzte setzt sich aus 8 bis 10 miteinander verwachsenen Wirbeln zusammen. Die freien Wirbelkörper bilden mit Bandscheiben Synchondrosen. Aus statischen Gründen sind die kaudalen Wirbelkörper größer und dicker. Viele kurze und lange Bänder und Muskeln geben zusätzliche Stabilität. Ein sogenanntes Bewegungssegment wird aus zwei angrenzenden Wirbelkörpern, der dazwischen liegenden Bandscheibe, den Facettengelenken, den aus den Zwischenwirbellöchern austretenden Nervenwurzeln, sowie den dazugehörigen Band- und Muskelapparaten gebildet. In der Regel besteht die Wirbelsäule aus 25 solcher Segmente. (Niethard et al., 2017c) In jedem Segment findet neben der Flexion/Extension, Lateralflexion und Rotation eine Translation statt. Die axiale Last wird durch eine Verformung der Bandscheibe gleichmäßig auf die Wirbelkörperdeckplatten und die Facettengelenke übertragen. Diese Gelenke sind Diarthrosen und unterscheiden sich in den unterschiedlichen Höhen der Wirbelsäule. Dies hat wiederum Auswirkung auf das Bewegungsausmaß der einzelnen Segmente. (Böhni et al., 2015, Niethard et al., 2017c)

Die Processus spinosi (Dornfortsätze) sind an der Hautoberfläche gut sicht- und tastbar und können daher als sogenannte Landmarken herangezogen werden (siehe Abbildung 1) (Schünke et al., 2018c). Im lumbalen Bereich ragen sie direkt horizontal nach hinten

und bilden die Höhe des Wirbelkörpers auf der Hautoberfläche ab. Im thorakalen Bereich überlappen sie sich teilweise und sind steil abwärtsgerichtet. Daher entspricht deren Abbild an der Oberfläche nicht zwingend der Höhe des Wirbelkörpers. (Schünke et al., 2018d) Die Brustwirbelkörper (BWK) artikulieren zusätzlich mit den Rippen, welche größtenteils ventral wiederum mit dem Brustbein gelenkig verbunden sind. Diese Verbindung gibt dem Thorax Stabilität und reduziert die Bewegung erheblich. Eine Durchtrennung des Sternums führt zu einer 72-prozentig größeren axialen Rotation. (Liebsch und Wilke, 2019)

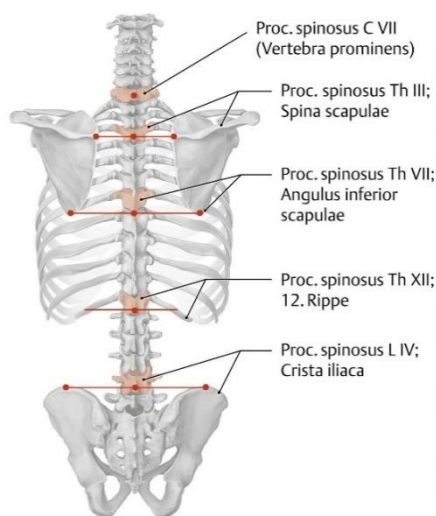


Abbildung 1 Darstellung eines menschlichen Thorax, inklusive Hals-, Brust-, Lenden- und Sakralwirbelsäule sowie beider Schulterblätter und dem Becken; Ansicht von dorsal.

Die Brustwirbelkörper werden hier im Unterschied zu der restlichen Arbeit mit Th abgekürzt. Markiert sind als Landmarken geeignete Dornfortsätze (Procc. spinosi) der Wirbelsäule:

- Der häufig am stärksten hervorragende 7. Halswirbel (Übergang von der Hals- zur Brustwirbelsäule) wird oft auch Vertebra prominens genannt.
- Auf Höhe der Verbindungslinie der beiden Spinae scapulae ist der Dornfortsatz des 3. Brustwirbels zu finden.
- Der Procesus Spinosi des 7. Brustwirbels liegt auf der Höhe beider Anguli inferiores scapulae.
- Etwas unterhalb des 12. Rippenansatzes endet der 12. Brustwirbel und
- auf der Höhe der beiden höchsten Punkte der Cristae iliaca kann der Dornfortsatz des 4. Lendenwirbels palpirt werden.

(Schünke et al., 2018d)

Einen weiteren großen Einfluss auf das Bewegungsausmaß hat das Verhältnis zwischen Bandscheibe und Wirbelkörper. Je dicker die Bandscheibe im Verhältnis des Wirbelkörpers ist, desto größer ist die ROM (Bewegungsausmaß, Range of Motion) (Adams und Dolan, 2012, Mimura et al., 1994). Hinzu kommt die Facettengelenkposition. In der BWS begünstigt die Anatomie die axiale Rotation in der Transversalebene (insgesamt 70°), wobei diese in der LWS lediglich ca. 10° beträgt. Das Bewegungsausmaß in der Frontalebene liegt in beiden Bereichen bei ca. 40°. In der Sagittalebene findet in der BWS (60°) weniger Bewegung statt als in der LWS (85°). (Niethard et al., 2017c) Jedoch ist die ROM innerhalb der einzelnen Segmente wesentlich geringer. In verschiedenen in vitro Studien wurde das Bewegungsausmaß der BWS pro Segment untersucht. Demnach zeigte sich, dass das Segment T1/T2 in allen drei Ebenen am meisten ROM aufweist. In Flexion sind es im Mittel 7,1°, Extension 6,7°, Lateralflexion in beiden Richtungen 5,9° und in Rotation beidseits 6,2°. (Wilke et al., 2017) Eine ältere Übersichtsarbeit über in vivo und in vitro

Studien hat hingegen in der Frontal- (ca. 12°) und Sagittalebene (ca. 18°) im Segment T11/T12 am meisten Bewegung gemessen (White und Panjabi 1990 zitiert nach Wilke et al., 2017)).

## **2.2. Arthrose**

Die Arthrose oder auch Arthrosis deformans, Osteoarthrose (OA), degenerative Arthropathie oder degenerative rheumatische Gelenkerkrankung genannt, ist eine häufig und weit verbreitete degenerative Gelenkerkrankung. Im angloamerikanischen Raum spricht man in der Regel von einer Osteoarthritis bzw. degenerativen Arthritis (Niethard et al., 2017b). Niethard et al. (2017b) definieren eine Arthrose folgendermaßen:

„Es handelt sich um eine Degeneration des Knorpelgewebes mit sekundärer Knochenläsion und entzündlich bedingter Schrumpfung der Gelenkkapsel. Die morphologischen Veränderungen gehen nicht immer mit einer entsprechenden klinischen Symptomatik einher. Im deutschen Sprachraum konzentriert sich der Blick auf das degenerative Geschehen (Arthrose), während im angloamerikanischen Sprachraum die klinische Symptomatik im Vordergrund steht (Osteoarthritis).“

Im Bereich der Wirbelsäule treten degenerative Erkrankungen am häufigsten auf, darauf folgend in den Gelenken der unteren Extremitäten, besonders in den Knie- und Hüftgelenken. Wobei sich die Autoren uneinig sind, welches Gelenk häufiger betroffen ist. (Stöve, 2018, Wülker und Roetman, 2015)

Zu einer Gonarthrose zählen alle degenerativen Erkrankungen des Kniegelenks, und zwar unabhängig davon, ob der femoro-patellare oder der femoro-tibiale Anteil betroffen ist. Bei einer Coxarthrose kommt es zu einem Verschleiß der Knorpeloberfläche des Caput femoris und des Acetabulums. Bei einer fortschreitenden Arthrose findet neben einer progressiven Zerstörung des Gelenkknorpels auch eine Veränderung der synovialen und fibrösen Gelenkkapsel, der Knochen, Bänder und periartikulären Muskulatur statt. Eine radiologisch sichtbare Veränderung geht jedoch nicht immer mit klassischen Symptomen wie einer Funktionsstörung oder Schmerzen einher, was durch das phasenartigen Krankheitsgeschehen zu erklären ist. Entzündliche und nicht entzündliche Phasen wechseln sich ab und können sich über Jahre und Jahrzehnte ausbreiten. Diese symptomfreie Zeit wird als latente Arthrose bezeichnet. Zusätzlich gleicht der Körper Defizite aus. Die resultierenden Kompensationsmechanismen sind dem Patienten nicht immer bewusst und

können Folgebeschwerden hervorrufen. (Schünke et al., 2018a, Stöve, 2018, Wülker und Roetman, 2015)

In den folgenden Kapiteln wird auf die Verbreitung sowie mögliche Ursachen, Folgen aber auch der Diagnostik einer Arthrose eingegangen, sowohl bezogen auf die Bevölkerung Deutschlands als auch jedes einzelnen.

### **2.2.1. Epidemiologie**

Mit der zunehmenden Lebenserwartung steigt auch die Wahrscheinlichkeit, an Arthrose zu erkranken, da der Knorpel etwa ab dem 16. Lebensjahr (Abschluss der Wachstumsphase) eine geringe Regenerationsmöglichkeit hat. Entsprechend dem progredienten Alterungsprozess des Stütz- und Bindegewebes, steigt die röntgenologisch nachweisbare Veränderung ab dem 21. Lebensjahr linear. Demnach haben 50 % der 40-Jährigen und 100 % der 65-Jährigen auf dem Röntgenbild eine Arthrose, jedoch haben nur ca. 25 % der Betroffenen subjektive Beschwerden. (Niethard et al., 2017b, Wülker und Roetman, 2015) Laut der vom Robert Koch-Institut veröffentlichten Zahlen haben ca. 20 % der 18-79-Jährigen eine ärztlich diagnostizierte Arthrose, etwa die Hälfte leidet an Gon- und ein Viertel an Coxarthrose. Frauen sind häufiger betroffen als Männer. (Fuchs et al., 2017, Robert Koch-Institut, 2015) Als Risikofaktoren für eine Arthrose der unteren Extremität gelten neben einem erhöhten BMI ( $> 25 \text{ kg/m}^2$ ) und Verletzungen laut eines Reviews von Canetti et al. (2020) das Heben schwerer Lasten, Knien (mehr als 2 Stunden am Tag), Stehen und Gehen. Aufgrund des hohen Anteils der Erkrankten an der Bevölkerung hat Arthrose eine hohe sozialmedizinische Bedeutung. Die Kniegelenksarthrose hatte 2011 knapp 5 Millionen Arbeitsunfähigkeitstage zur Folge, die Hüftgelenksarthrose ca. halb so viele. Unter anderem hieraus ergaben sich im Jahr 2008 Krankheitskosten von 7,62 Milliarden Euro für die Betreuung aller an Arthrose Erkrankter (ICD-10: M15–M19). (Rabenberg, 2013)

### **2.2.2. Ätiologie und Pathogenese**

Bei der primären oder auch idiopathischen Arthrose gibt es keine bekannte Ursache. Man geht von einer Minderwertigkeit des Knorpelgewebes aus. Ggf. ist dies genetisch bedingt. Die sekundäre Arthrose hat als Ursache einen bekannten Grund. Dazu können Überlastungen, Traumen, entzündliche Gelenkprozesse sowie metabolische oder endokrine Erkrankungen zählen. Der Körper versucht ein Leben lang die Waage zu halten zwischen

Abtransport geschädigter Substanzen und Wiederaufbau bzw. Erneuerung des Gelenkknorpels. Kommt es nun z. B. aufgrund einer Achsfehlstellung am medialen Condylus des Knies zu einer dauerhaften Belastung und somit zu einem vermehrten Knorpelabrieb, gerät die Waage aus dem Gleichgewicht und es wird mehr Substanz ab- als wiederaufgebaut. Da der hyaline Knorpel erstens bradytroph ist und somit keine Blutgefäße hat und zweitens kein Perichondrium besitzt, ist dieser kaum regenerationsfähig. Eine dauerhafte Überbelastung hat zur Folge, dass neben der Knorpelmatrix auch Chondrozyten irreversibel geschädigt werden. „Reparaturversuche“ des Körpers sollen zum einen zu Beginn (Stadium I+II) den Knorpelrückgang kompensieren, zum anderen den zunehmenden subchondralen Druck auf den Knochen ausgleichen (Stadium III+IV). (Niethard et al., 2017b, Schünke et al., 2018b)

### **2.2.3. Diagnostik**

Eine Diagnosestellung sollte immer in Kombination von Anamnese (verdeckte, offene Inspektion, gehäuftes familiäres Auftreten, Vorerkrankungen etc.), manueller Untersuchung (z. B. Kapselmuster), Klinik und bildgebender Verfahren (Röntgen und CT) erfolgen (Niethard et al., 2017a, Rheinländer, 2020, Wirtz, 2019). Fehlende Beschwerden, können bei einer stummen Arthrose auch mit stark veränderten Gelenkzuständen einhergehen (Schünke et al., 2018a, b). In anderen Fällen können sehr starke Symptome bestehen und mit zeitgleichen, nur sehr gering ausgeprägten, Arthrosezeichen im Röntgenbild einhergehen (Hannan et al., 2000). Eine symptomatische Arthrose liegt daher unabhängig vom Röntgenbild vor, wenn die typische Klinik und eine zunehmende Deformität besteht (Schünke et al., 2018a, b). Ansonsten wird eine Arthrose in vier Stadien unterteilt, die abhängig der Symptome (Einlauf-, Ruheschmerz, eingeschränkte aktive und passive Mobilität etc.) und Röntgenzeichen (Gelenkspalverschmälerung, Knochenmarkfibrosen, Gelenkdeformitäten, Osteophyten, etc.) eingestuft werden (Niethard et al., 2017a, Schünke et al., 2018a, b).

## **2.3. Ganganalyse**

Der Gang und dessen Analyse beschäftigt die Menschheit schon sehr lange. Eine frühe Beschreibung im deutschsprachigen Raum wurde von Weber und Weber (1836) durchgeführt. Demnach unterteilt sich ein Gangzyklus in einen kurzen und langen Abschnitt. Es seien entweder ein oder zwei Beine am Boden (siehe Abbildung 2).

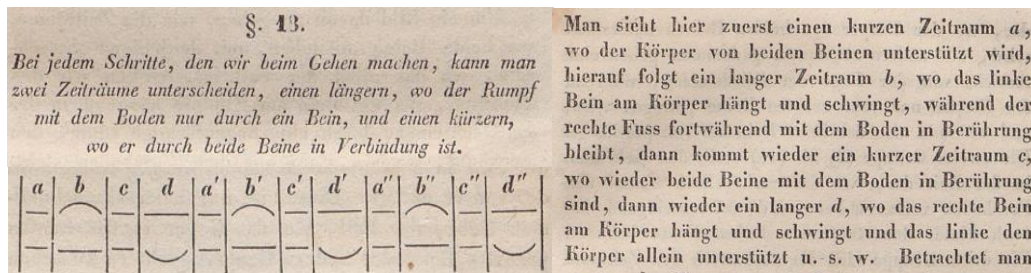


Abbildung 2 Beschreibung des Gangzyklus von Weber und Weber  
(Weber und Weber, 1836; S.39-41)

Heutzutage beziehen sich die meisten Wissenschaftler auf die Gangphasen von Perry und Burnfield (1992) bzw. Götz-Neumann (2011), die als Schülerin von Perry deren Lehren in die deutschsprachige Literatur übertrug. Die Ausführungen sind im Vergleich zu denen von Weber und Weber detaillierter und auch in mehrere Unterkategorien aufgeteilt. Diese Arbeit bezieht sich auf die Einteilung von Götz-Neumann (2011), welche sich in manchen Teilen etwas von denen Perrys unterscheidet.

Neben der generellen Untersuchung und Beschreibung der ablaufenden Funktionen und Aufteilung des Gangs im Sinne des Gangzyklus (GZ), wird eine Ganganalyse zur Bestimmung eines von der Physiologie abweichenden (Gang- bzw. Bewegungs-)Musters durchgeführt. Kraftmessplatten, meist mehrdimensional, erlauben eine Verknüpfung von Kinematik und Kinetik<sup>2</sup> und somit inverse Messmethoden zur Berechnung von Gelenkmomenten. Dies ermöglicht eine Visualisierung des Circulus vitiosus der Schonhaltung. Ein pathologisches Gangbild mit einer Fehlbelastung der erkrankten Seite und kompensatorisches Verhalten der gesunden Seite können gemessen werden. Eine Progredienz der Arthrose und ggf. entstehende Schäden auf der Gegenseite könnten sichtbar gemacht werden. (Knüsel, 1997)

### 2.3.1. Gangphasen eines Gangzyklus<sup>4</sup>

Ein Gangzyklus setzt sich aus mehreren ineinander übergehenden Gangphasen zusammen. Er wird über den Zeitraum zwischen zwei aufeinanderfolgenden Initialkontakten (IC) desselben Fußes definiert – dieser wird mit einer prozentualen Verteilung von 100 % definiert. Hierbei entspricht der größere Anteil von ca. 62 % mit fünf Unterkategorien der

<sup>2</sup> „Die Dynamik mit den Teilgebieten Kinematik und Kinetik ist [...] ein wichtiges Werkzeug für die Analyse von Bewegungsvorgängen aller Art. Während die Kinematik als reine Bewegungslehre verstanden wird, beschreibt die Kinetik die Beziehungen zwischen den Bewegungen bzw. den Bewegungsänderungen und den sie beeinflussenden Kräften.“ (Richard und Kullmer, 2013)



Standbeinphase. Den kleineren Anteil mit drei Unterkategorien und ca. 38 % bildet die Schwungbeinphase des Referenzbeins. Die fünf Unterkategorien der Standbeinphase sind der Initialkontakt, die Stoßdämpfungsphase (LR), die mittlere Standphase (MSt), die terminale Standphase (TSt) und die sogenannte Vorschwungphase (PSw). Zu den Schwungbeinphasen gehören die Kategorien: initiale Schwungphase (ISw), mittlere Schwungphase (MSw) und die terminale Schwungphase (TSw). In der Abbildung 3 sind die einzelnen Haupt- und Unterphase graphisch mit den dazugehörigen prozentualen Anteilen nach Götz-Neumann (2011) graphisch zusammengefasst. Während des sogenannten Doppelschritts machen sowohl das Referenzbein als auch das kontralaterale Bein, mit einer Phasenverschiebung eines halben Gangzyklus, die gleichen Bewegungsabläufe (Götz-Neumann, 2011, Liu et al., 2014, Perry und Burnfield, 1992).

Die einzelnen Gangphasen erfüllen drei funktionelle Aufgaben: die Gewichtsübernahme, den Einbeinstand und die Vorwärtsbewegung des Schwungbeins (Götz-Neumann, 2011, Kramers-De Quervain et al., 2008).

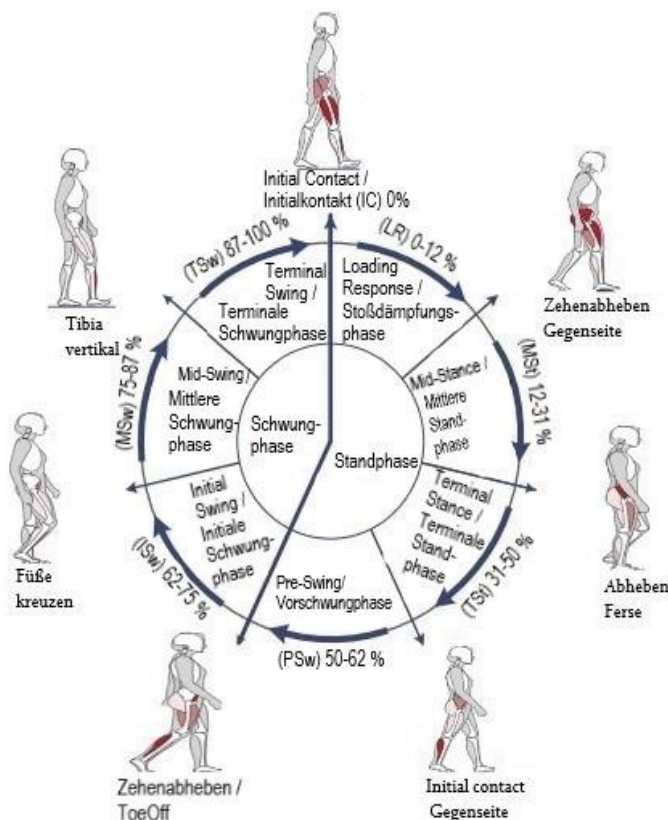


Abbildung 3 Gangphasen eines Standardisierten Gangzyklus mit prozentualer Einteilung dieser Phasen

(Abbildung verändert durch Wolf auf Grundlage von Götz-Neumann, 2011, Liu et al., 2018, Meys, 2017)



### 2.3.2. Bewegungsanalyseverfahren der Wirbelsäule im Stand und Gang

Für die Vermessung der Wirbelsäulenstatik gelten das Röntgen, die CT oder aber neuere Systeme wie das EOS-System (Wanke-Jellinek et al., 2019) als Mittel der Wahl. Neben der entstehenden Strahlenbelastung ist ein großer Nachteil des Röntgen eine Vermessung in 2D. Dies führt zu einem systematischen Fehler. (Denton et al., 1992, Ohtsuka et al., 1988) Verlaufskontrollen, wie in der Skoliotherapie, bergen demnach gewisse Risiken. Hinzu kommt, dass Bewegungen mit diesen Systemen nicht oder nur bedingt gemessen werden können. Man kann z. B. eine Durchleuchtung während einer bestimmten Bewegung eines Gelenks (röntgenkinematographische Untersuchung) durchführen oder die Anfangs- und Endposition einer Bewegung auf einem Röntgenbild aufnehmen. Komplexere, mehrere Gelenke übergreifende oder länger anhaltende Bewegungen können mithilfe dieser Technik jedoch nicht untersucht werden.

In den letzten Jahrzehnten wurden alternative oder aber ergänzende Messsysteme entwickelt. Eine sehr frühe Idee beruhte auf dem Einbringen einzelner Pins in die Processus spinosi, deren Auslenkungen im Gang daraufhin mechanisch gemessen wurden (Gregersen und Lucas, 1967). Eine andere Arbeitsgruppe maß die Bewegung zwischen Brustkorb und Becken mittels eines elektrischen Goniometers. Dieser wurde mit Gurten am Körper befestigt. (Feipel et al., 2001) Im Stand wurden auch direkt paravertebral angebrachte Dehnmessstreifen (Dreischarf et al., 2014) eingesetzt. Heutzutage haben sich jedoch andere Oberflächenvermessungen durchgesetzt. Hierbei existieren unterschiedliche Analysesysteme. Besonders zu nennen sind hier akustische und optische Messsysteme. Akustische Systeme sind z. B. die ultraschallgestützte Wirbelsäulenanalyse (Ultraschall-Topometrie von ZEBRIS). Optoelektronische Verfahren sind z. B. das VICON-System. Zu den optischen Verfahren zählen die Moiré-Topographie, Rasterstereometrie/Photogrammetrie, Videorasterstereometrie, das opTRImetric- oder das ISIS-System. (Asamoah et al., 2000) Bei diesen Methoden werden unter anderem Punkt- von Flächenmessmethoden unterschieden. Liegen der Parameterberechnung festgelegte markierte anatomische Fixpunkte zugrunde, spricht man von einer Punktmessmethode. Die Flächenmessmethode beruht auf der Erfassung dicht beieinanderliegender, gleichmäßig verteilter Punkte, die auf die Rückenoberfläche projiziert wurden. In die Analyse fließen demnach alle Formeigenschaften der Oberfläche mit ein, wobei einige geeignete Körperpunkte detektiert werden. Diese Punkte können daraufhin in Bezug zueinander gesetzt werden. (Hierholzer, 1993)

Erste Untersuchungen der Oberflächenvermessung mithilfe von Licht wurden 1970 beschrieben. Sogenannte Moiré-Streifen wurden auf den Rücken projiziert und durch Interferenzüberlagerungen entstanden Schattenlinien. Gesunde erzeugten ein symmetrisches, pathologische Wirbelsäulenveränderungen (z. B. Skoliose) ein asymmetrisches Interferenzmuster. (Asamoah et al., 2000, Takasaki, 1970, Takasaki, 1982) Die Interpretation zeigte sich jedoch als zu unzuverlässig, weshalb sich dieses Verfahren nicht durchsetzen konnte (Emans, 1984, Ohtsuka et al., 1988, Takasaki, 1970).

Ein nächster wichtiger Meilenstein stellte die Stereophotogrammetrie dar. Diese beruht auf dem Prinzip der Triangulation und wurde von Hierholzer weiterentwickelt. Sie bildet die Grundlage der Rasterstereographie. Der einzige große Unterschied liegt darin, dass die zweite Kamera durch einen Projektor ersetzt worden ist. Ein fest vorgegebenes diapositives Lichtmuster, bestehend aus gleichmäßigen Punkten oder Linien, ist somit dem mathematischen System bekannt. Die auf den Körper projizierten Bildpunkte, die die Kamera aufgezeichnet hat, müssen dem bekannten Raster also nur noch zugeordnet und dessen Abweichungen berechnet werden. (Hierholzer, 1993)

Es gibt verschiedene Hersteller, die mit Hilfe der Oberflächentopographie die Wirbelsäule in der Statik vermessen (Kotwicki et al., 2007, Little et al., 2019, Ohlendorf et al., 2018). Jedoch kann nicht jedes Modell eine Analyse im Gang ermöglichen. Für diese Arbeit wurde deshalb das Gerät der Fima DIERS genutzt, dessen Technik im folgenden Abschnitt näher beschrieben wird.

Auch diese Anwendung der Oberflächentopographie, genauer der Videorasterstereographie (VRS), beruht auf dem beschriebenen Grundprinzip. Hierbei krümmt der Rücken das festgelegte Raster. Spezifische sogenannte Landmarken werden aufgrund der spezifischen Krümmung oder anhand des Kontrastes zum schwarzen Hintergrund automatisch erkannt und mittels einer Triangulation in Verbindung gesetzt. (Drerup, 1985, Forausberger et al., 2005) In der Bewegung erhöht sich die Messungsgenauigkeit, weshalb man einen Teil dieser Punkte mit passiven Markern mit einem Durchmesser von einem Zentimeter besser sichtbar macht (Betsch et al., 2013). Die gesetzten Marker dienen dem System als Unterstützung, sind jedoch im Gegensatz zu anderen Systemen nicht zwingend notwendig. Diese Landmarken sind zum Beispiel die beiden oberen Enden der Axillae, der Anfang der Rima ani (Sacrum - SP), die Vertebra prominens (VP) und die beiden Lumbalgrübchen, die in direktem Zusammenhang mit den Spinae Iliacae

Posterior Superior (SIPS) stehen. (Drerup, 1985, Forausberger et al., 2005, Heitmann und Kniepert, 2018a) Man geht davon aus, dass man durch ein Messen der Lumbalgrübchenbewegungen die Bewegung des Beckens beschreiben kann (Drerup und Hierholzer, 1987b). Eine sogenannte Symmetrielinie wird zwischen VP und SP aufgespannt. Anhand der Krümmungen und der Lage der Landmarken wird die Position dieser Linie im Raum berechnet. Sogenannte Fixpunkte werden jedem Bild zugeordnet und entsprechen einzelnen Wirbelkörpern. Sie orientieren sich an der Dornfortsatzlinie und korrelieren mit der Position der darunterliegenden Wirbelsäule. (Drerup und Hierholzer, 1994, 1996) Laut des Softwareingenieurs der Herstellerfirma werden die Streifenkoordinaten mit einem Abstand von 3 x 3 mm in Abhängigkeit der Rückenkrümmungen, der Symmetrielinie, der Mittelkurve und einem körpereigenen Koordinatensystem analysiert (Heitmann und Kniepert, 2018a). Der mathematische Algorithmus beruht auf dem von Röntgenbildern abgeleiteten Modell von Turner-Smith und dient der Erstellung eines individuellen Wirbelsäulenmodells. Dieses Modell soll die Lage der Wirbelkörperzentren abbilden. Eine sogenannte Symmetrielinie und Mittelkurve wird auf allen Einzelbildern rekonstruiert. Die Mitte der Lumbalgrübchen (dimple middle bzw. dimple midpoint – DM) entspricht hier in etwa der Höhe von L4. L5 kann durch diese Messmethode nicht beschrieben werden, daher reicht das Wirbelsäulenmodell von VP-L4. Werden mehre Bilder aufgezeichnet, können die verschiedenen realen Markerpunkte und fiktiven Fixpunkte von Bild zu Bild (Aufnahmefrequenz von 60 Hz) verfolgt und dessen Lageveränderung beschrieben werden (siehe unten: Trajektorien). (Betsch et al., 2013, Denis et al., 2004, Frobin und Hierholzer, 1981, Turner-Smith, 1988, Turner-Smith et al., 1988) Bei der Berechnung der vertebralen Bewegung aller drei Ebenen werden laut Hersteller Strukturveränderungen und bekannte Messartefakte, die z. B. durch Scapula- oder Muskelbewegungen hervorgerufen werden, beachtet (Heitmann und Kniepert, 2018b).

Bereits 1987 wurde mithilfe von röntgenologischen Aufnahmen festgestellt, dass die notwendigen Landmarken mit den darunterliegenden knöchernen Strukturen auf 1 mm (VP und die SIPS) genau durch eine statische oberflächentopographische Aufnahme erkannt werden (Drerup und Hierholzer, 1987a, b). Dies war die Voraussetzung für valide (Drerup und Hierholzer, 1994, Hackenberg et al., 2003a, b) und reliable (Barrett et al., 2014, Drerup und Hierholzer, 1996, Guidetti et al., 2013, Mohokum et al., 2010) Messungen. In der Statik wurde dies bereits mehrfach nachgewiesen, wobei sich die Reliabilität durch

quasi-dynamische Messungen verbesserte. Hierfür werden die Daten mehrerer Einzelaufnahmen verglichen und eine Art Mittelwert gebildet. Dies dient der Herausrechnung von unwillkürlichen Bewegungen wie der Atmung oder dem physiologischen Schwanken. (Drerup et al., 2001, Hackenberg et al., 2006, Mohokum et al., 2010) Diese unwillkürlichen Bewegungen können auch durch den Muskeltonus oder psychologische Faktoren beeinflusst werden.

Auch während dynamischer Aufnahmen konnte die Reliabilität bestätigt werden (Betsch et al., 2013, Gipsman et al., 2014). Die Validität sollte erst mit Hilfe von Modellen (Betsch et al., 2013, Betsch et al., 2011), dann in vivo (Betsch et al., 2013) verglichen mit Messungen mit dem zurzeit gültigen Goldstandard, dem VICON-System, bewiesen werden. Die Markererkennung geschieht bei 3 km/h demnach mit einer Genauigkeit von 0,03 mm (0,79 mm)<sup>3</sup> (Betsch et al., 2013). Da man hier jedoch nur die korrekte Detektion der Landmarken, nicht aber Rückschlüsse auf die darunterliegenden Körperstrukturen, beweisen konnte, ist die Validität in der Dynamik, wie im Gang auf dem Laufband, noch nicht abschließend nachgewiesen.

Mit dieser Messtechnik können demnach das Becken, der Schultergürtel und die Wirbelsäule (circa vom siebten Hals- bis vierten Lendenwirbelkörper) analysiert werden. Das Abbild einer Markerverfolgung der Lumbalgrübchen bzw. SIPS, auch Trajektorien genannt (Cappozzo, 1991), kann z. B. wie in Abbildung 5 und Abbildung 6 aussehen. In der Regel nimmt es die Form eines U, einer liegenden Acht oder eines Schmetterlings an, wobei die rechte Seite die linke Schwungbeinphase widerspiegelt (siehe Abbildung 4). (Ludwig, 2015) Die Form verändert sich mit zunehmender Geschwindigkeit, ist jedoch in der Physiologie pro Geschwindigkeit sehr konstant (Rose und Gamble 2006 zitiert nach Ludwig, 2015) (Abbildung 5). Abweichungen können demnach bestimmten Gangphasen oder Pathologien zugeordnet werden. Eine ungleiche Höhe der Trajektorienflügel bilden z. B. ein verstärktes Absinken des Beckens ab, (Ludwig, 2015; S. 114), was beispielsweise bei Kniearthrose-Patienten aufgrund einer funktionellen Beinlängendifferenz zu erwarten wäre.

---

<sup>3</sup> In dieser Arbeit werden Mittelwerte und deren Standardabweichungen mit Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung)  $\triangleq X (Y)$  dargestellt.

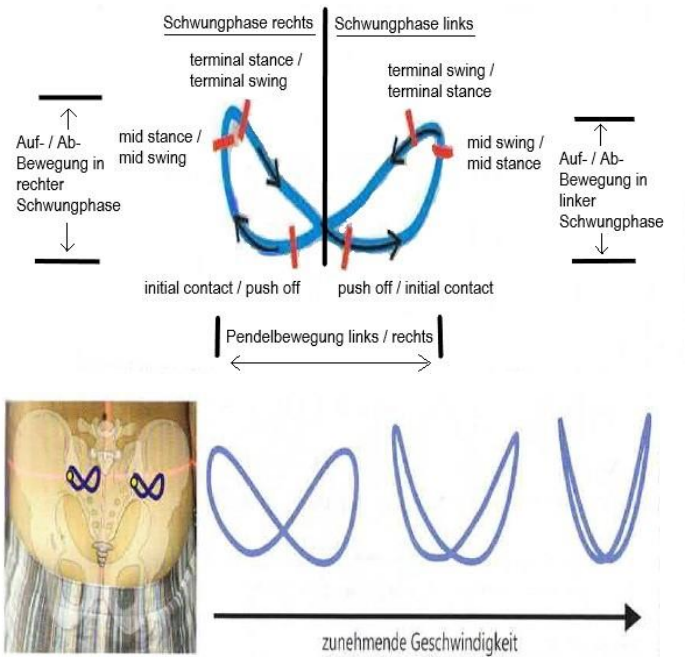


Abbildung 4 Verlauf und Aufteilung einer Trajektorie am Becken mit zugeordneten Phasen des Gangzyklus'

(Ludwig, 2015; S. 113, 114)

Abbildung 5 Form der Trajektorie am Beispiel des Beckens, in Abhängigkeit der Geschwindigkeit

(Ludwig, 2015; S. 113)

Die DICAM-Software der Firma DIERS International GmbH (Dillenberweg 4, D-65388 Schlangenbad) bildet diese Trajektorien nicht nur für das Becken, sondern auch für die Fixpunkte im Bereich der Wirbelsäule (siehe Abbildung 6). Diese dienen jedoch rein der visuellen Darstellung und werden nach der Analyse erstellt. Die Bewegungen der einzelnen Wirbelkörper werden hingegen auf Basis der Technik von Turner-Smith anhand der Oberflächenkrümmungen und der Symmetrie des Rückens berechnet. (Heitmann und Kniepert, 2018b, Heitmann und Wolf, 2022)

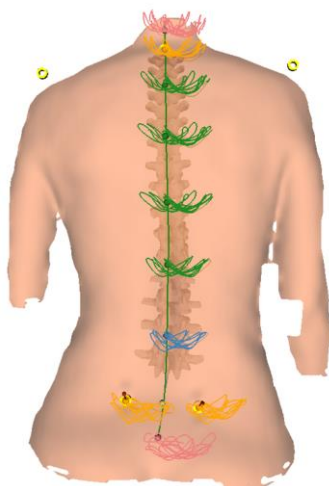


Abbildung 6 Trajektorien der Fixpunkte der Wirbelsäule aus der DICAM-Software.

orange: markierte Landmarken Vertebra prominens und beidseitige Lumbalgrübchen; grün: Fixpunkte der Brustwirbelsäule; blau: Fixpunkte der Lendenwirbelsäule; rot: automatisch erkannte Landmarken des cervikalen und sakralen Punkts; gelbe Kreise: geklebte Markerpunkte

## **2.4. Mögliche Risiken und Maßnahmen einer Risikoreduktion während einer Ganganalyse**

Aus den in der Literatur beschriebenen Gangveränderungen aufgrund einer Arthrose der unteren Extremität (siehe Kapitel 2.6) ist von einem erhöhten Sturzrisiko auszugehen. Im Folgenden werden daher neben möglichen Risiken einer Ganganalyse auch Assessments zur Detektion dieser sowie Präventionsstrategien dieser Studie erläutert.

### **2.4.1. Gehen auf der Ebene und auf dem Laufband**

Seit es Laufbänder gibt, wird diskutiert und untersucht, ob der Gang auf einem Laufband mit dem auf der Ebene vergleichbar ist. Die Aussagen hierüber differieren jedoch von Studie zu Studie und Laufbandmodell zu Laufbandmodell, da jedes Laufband unterschiedlich aufgebaut ist und verschiedene Komponenten verarbeitet wurden. Es ist hierfür relevant, ob das Laufband über Lamellen verfügt, wie stark der Motor ist, wieviel Dämpfung vorgesehen ist et cetera. Was jedoch nahezu allen Laufbändern gemein ist, ist eine konstant vorgegebene Geschwindigkeit. Das Gehen auf freier Ebene entspricht dahingegen dem normalen Gang und ist somit eher mit einer ständigen Geschwindigkeits-Variation von Schritt zu Schritt assoziiert. Auf dem Laufband müssen Probanden Unregelmäßigkeiten im Gangbild bei jedem Schritt kompensieren, was sowohl die Unsicherheit als auch das Sturzrisiko erhöht (Rispen et al., 2016, Schache et al., 2001, Terrier und Deriaz, 2011). Ältere Studien mit älteren Laufbändern haben Unterschiede in kinematischen (Alton et al., 1998, Murray et al., 1985) und kinetischen (White et al., 1998) Parametern festgestellt und kamen daher zum Ergebnis, dass das Gehen auf dem Laufband mit dem Gehen auf freier Ebene nicht vergleichbar sei. Neuere Studien haben jedoch gezeigt, dass das Gehen auf dem Laufband und der Ebene vergleichbar ist, auch wenn kleine Differenzen bestehen (Riley et al., 2007). Wichtig hierbei ist jedoch, dass sich die Probanden mindestens 6 Minuten eingehen können (Meyer et al., 2019). Andere Autoren empfehlen auch in Abhängigkeit der Zielparameter die Wahl des Untergrundes zu wählen (Vogt und Banzer, 2005). Andere fanden konstante und reliable Bewegungen der LWS und des Beckens nach einem vier-minütigen Eingehen auf dem Laufband (Taylor et al., 1996).

In der Therapie werden gehbeeinträchtigte Patienten ggf. mit einem Sicherheitsgurt vor einem Sturz gesichert, welcher mit einer Schiene an der Decke verbunden ist. Dies ist aufgrund der Messmethode der Oberflächentopographie nicht möglich, da die Gurte den

Rücken verdecken und eine Analyse unmöglich machen würden. Da die gewählte Messmethode einen relativ konstanten Abstand sowohl zum Projektor als auch zur Kamera benötigt, ist ein Gehen auf dem Laufband in dieser Studie unumgänglich. Daher wurde in dieser Arbeit ein großes Augenmerk auf das Sturzrisiko und dessen möglicher Detektion mittels verschiedener Vortests gelegt. Die Zeit des Eingehens wurde auf ca. 4 Minuten gelegt, um neben einer evtl. auftretenden Veränderung des Bewegungsmusters aufgrund von Erschöpfung oder Schmerzen auch nicht die Compliance der Patienten zu verlieren. Zusätzlich wurde darauf geachtet, dass sich das Gangbild nicht wesentlich von dem bei den Vortests auf der Ebene beobachteten unterscheidet.

#### **2.4.2. Sturzrisiko der Patienten Klientel**

Mit zunehmendem Alter steigt nicht nur die Gangvariabilität auf dem Laufband (Schache et al., 2001), sondern auch die Prävalenz für Arthrose (Robert Koch-Institut, 2015). Zusätzlich treten mit zunehmendem Alter verschiedene Nebendiagnosen verstärkt auf. Diese begünstigen und erhöhen das Sturzrisiko (Rubenstein und Josephson, 2002). Weltweit besteht kein eindeutiger Konsens über die genauen Faktoren eines erhöhten Sturzrisikos. Das Alter allein soll keinen signifikanten Einfluss haben (Brenton-Rule et al., 2015), wird jedoch trotzdem häufig benannt und sollte ggf. eher als Epiphänomen betrachtet werden. Eine Häufung von Stürzen im Alter, durchschnittlich fallen 34 % (Range 30-60 %) der Personen der älteren Gesellschaft ( $\geq 60$  Jahre) mindestens einmal im Jahr (Rubenstein und Josephson, 2002), legt diese Vermutung nahe. Die am häufigsten genannten Gründe lauten: demographische Einflüsse, gesundheitliche Beschwerden (z. B. Sehprobleme, Gelenk- und Herzerkrankungen, Depressionen), funktionelle Einschränkungen (z. B. muskuläre Schwäche, reduziertes Bewegungsausmaß, Gang- und Gleichgewichtsbeschwerden), aber auch die Sturzgeschichte und eine mögliche Mehrfachmedikation (Biderman et al., 2002, Brenton-Rule et al., 2015, Cesari et al., 2002, Deandrea et al., 2010, Di Laura Frattura et al., 2018, Kasukawa et al., 2010, Kerrigan et al., 2001, Panel on Prevention of Falls in Older Persons und British Geriatrics, 2011, Runge und Schacht, 2005, Schone et al., 2017). Laut Rubenstein und Josephson (2002) erhöht die Notwendigkeit für das Nutzen von Hilfsmitteln das Sturzrisiko um das Zweieinhalbfache, Gang-, Gleichgewichtsdefizite und eine vorhandene Sturzgeschichte um das Dreifache und eine reduzierte Muskelkraft der unteren Extremitäten um das Vierfache. Viele dieser Punkte treffen auf Patienten mit einer fortgeschrittenen Arthrose zu. Ein Review von Di Laura Frattura et al. (2018) bestätigt diese Vermutung und stellte ein erhöhtes Sturzrisiko

für Gonarthrose-Patienten von 23-63 % vor Operation fest. Das prä-operative Bewegungsausmaß stellte einen moderaten Einflussfaktor dar. Dem BMI und anderen gesundheitlichen Faktoren konnte kein signifikanter Einfluss zugeschrieben werden. Das Ergebnis weiterer Faktoren war widersprüchlich.

Zur Beurteilung einer Sturzgefahr wird meist eine Testbatterie empfohlen, welche möglichst viele Einflussfaktoren abbildet und verschiedene Einflüsse beurteilen kann (Ambrose et al., 2013, Dachverband Osteologie E. V., 2017, Gschwind und Pfenninger, 2016, Harada et al., 1995, Marks, 2016, Panel on Prevention of Falls in Older Persons und British Geriatrics, 2011, Schober et al., 2011).

### **2.4.3. Ausgewählte Testbatterie zu Risikoreduktion**

In dieser Studie wurden folgende Assessments genutzt: Timed „Up and Go“-Test (Podsiadlo und Richardson, 1991), 10-Meter-Gehtest (10-MGT) (Abellan Van Kan et al., 2009), 2-Minuten-Gehtest (2-MGT) (Bohannon et al., 2015) und die Sturzgeschichte der letzten 12 Monate. Die Durchführungsbeschreibungen der Gehtests sind im Anhang B5 (Kapitel 11.2.5) einzusehen. An dieser Stelle sollen jedoch die Gütekriterien und die Herleitung der jeweiligen Grenzwerte näher erläutert werden.

Der TUG-Test, ein valides, reliables (Marks, 2016) und häufig genutztes Assessment, beschreibt das Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit (Podsiadlo und Richardson, 1991). Für ältere Erwachsene wurde eine sehr gute Intra- (ICC = 0,92) und Intertester-Reliabilität (ICC = 0,91) festgestellt (Nordin et al., 2006). Für HOA-Patienten betrug der ICC für letztere = 0,87 (Wright et al., 2011) und die Test-Retest-Reliabilität = 0,75 (bei OA-Patienten) und war somit ebenfalls sehr gut (Kennedy et al., 2005). Die konkurrente Validität zu Konstrukt ähnlichen Verfahren zeigt mittlere bis hohe Übereinstimmungswerte (Berg Balance Scale  $r = -0,81$ , Barthel Index  $r = -0,78$  und Ganggeschwindigkeit  $r = -0,61$  (Schleuter und Röhrig, 2008)). Laut Richter (2017) sollte die Sturzgefahr bei einer gemessenen relevanten Mobilitätseinschränkung (20-29 Sekunden) mit weiteren Tests abgeklärt werden. Eine geringe Einschränkung läge hingegen bei einem Testergebnis zwischen 11-19 Sekunden vor. Den im Rahmen einer Versorgungsforschung des Zentrums für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU) in den Jahren 2018 bis März 2019 erhobenen Daten zufolge (Büchler, 2019) konnte mit folgenden Werten gerechnet werden: im Mittel betrug der prä-operative TUG-Wert (N = 234) 13,4 s (6,3 s). Patienten, die den TUG ohne Hilfsmittel absolvieren konnten (N = 142), benötigten jedoch nur



11,36 s (3,76 s), Patienten mit Hilfsmitteln (N = 39) 20,54 s (8,0 s). Empfohlene Cut-Off-Werte zur Beurteilung einer erhöhten Sturzgefahr reichen von 30 Sekunden (60 % Sensitivität und 69 % Spezifität) (Schwesig et al., 2009) bis 13,5 Sekunden (80 % Sensitivität und 100 % Spezifität) (Shumway-Cook et al., 2000). Zur Beurteilung eines normalen Gangs wurde ein Cut-Off-Wert von 12 Sekunden empfohlen (Bischoff et al., 2003), dieser Wert wurde mit weiblichen Probanden im Alter von 65-85 Jahren ohne nennenswerte Defizite am Bewegungsapparat ermittelt. Shumway-Cook et al. (2000) erzielten eine 90-prozentige positive Sturz-Vorhersage mit einer Grenze von  $\geq 13,5$  Sekunden. Probanden ohne Vorhandensein einer Sturzgeschichte (8,4 s) wurden mit Probanden mit zwei oder mehr Stürzen in den letzten sechs Monaten verglichen (22,2 s). In der vorliegenden Studie wurde der Grenzwert daher auf  $\geq 23$  Sekunden als absolutes Ausschlusskriterium festgelegt, bei einem Wert von 22-15 Sekunden wurden sie nur zugelassen, wenn keine Sturzgeschichte in letzten 12 Monaten vorlag.

Die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit wird mit dem 10-MGT ermittelt. Dieser dient der Beurteilung der Sturzgefahr (Abellan Van Kan et al., 2009). Häufig wird auch der 4-Meter-Gehtest genutzt. Die Ergebnisse von Patienten mit einer Operation an der unteren Extremität wiesen bei beiden Tests eine hohe Reliabilität auf (Unver et al., 2017). In dieser Studie wurde der 10-MGT genutzt, da die Reliabilität mit zunehmender Gehstrecke zunimmt (Kim et al., 2016). Eine sehr gute Test-Retest-Reliabilität (ICC = 0,823) konnte bei Probanden nach einer Hüftfraktur aufgezeigt werden (Hollman et al., 2008). Als Cut-Off-Werte wurden unterschiedliche Werte angegeben. Demnach gehen Personen ohne Sturzgeschichte mit einer selbstgewählten Geschwindigkeit (10-MGT) von 1,01 m/s (0,24 m/s), mit Sturzerfahrungen von 0,74 m/s (0,21 m/s) (Wewerka et al., 2015). Zwischen Sturzrisiko und der selbstgewählten Gehgeschwindigkeit (ermittelt mit dem 4-Meter-Gehtest) besteht laut Quach et al. (2011) ein nicht linearer Zusammenhang. Demnach erhöht sich das Risiko, wenn die Probanden entweder mit einer Geschwindigkeit  $< 0,6$  m/s oder  $\geq 1,3$  m/s gehen. Daher wurden die Grenzwerte in dieser Studie dementsprechend gewählt.

Der 2-MGT diente der Beurteilung eines sicheren Gangs ohne Hilfsmittel auf der Ebene und wurde zusätzlich als erstes Indiz der maximal möglichen Laufband-Gehgeschwindigkeit genutzt. Zusätzlich wurde geprüft, ob die Patienten diese Geschwindigkeit auch über 2 Minuten gehen können, da dies für die spätere Messung notwendig war. Dieser „Timed Walking Tests“ wird in der Literatur ebenso zur Beurteilung der Gangökonomie und der

kardiopulmonalen Belastbarkeit genutzt (Emel, 2006). In dieser Studie sollten die Patienten in den zwei Minuten mindestens 100 Meter ohne Pause zurücklegen, was ca. 3 km/h entspricht (Bohannon et al., 2015, Connelly et al., 2009) (siehe Anhang B5 – Kapitel 11.2.5 und Anhang B6 – Kapitel 11.2.6). Mit diesem Grenzwert sollte sichergestellt werden, dass die Patienten auf der Ebene 1 km/h schneller gehen können als die geringste Messgeschwindigkeit von 2 km/h auf dem Laufband. Die Studiendurchführende ging davon aus, dass ein Großteil der Patienten das Gehen auf dem Laufband nicht gewohnt sein würde. Der 1 km/h-Unterschied sollte dem daraus resultierenden erhöhten Sturzrisiko entgegenwirken. Der gewählte 2-MGT ergab bei älteren Erwachsenen sowohl eine sehr gute Test-Retest-Reliabilität (ICC = 0,95) als auch eine hohe Korrelation mit dem weitverbreiteten 6-Minuten-Gehtest ( $r = 0.93$ ) sowie dem TUG ( $r = -0,87$ ) (Connelly et al., 2009). Aufgrund der höheren Toleranz des 2-MGT gegenüber dem 6-Minuten-Gehtest in diesem Klientel (Brooks et al., 2007) ist die Entscheidung auf den schneller durchführbaren und weniger erschöpfenden Test gefallen.

Ein weiterer Risikofaktor sind Mehrfachstürze im vergangenen Jahr. Daher wurde die Sturzgeschichte erhoben und als Ausschlusskriterium benannt. Bei einem einmaligen Sturzereignis wird in der Literatur eine weitere Beurteilung des Ganges empfohlen. (Panel on Prevention of Falls in Older Persons und British Geriatrics, 2011, Schone et al., 2017) Dies geschah in dieser Studie mittels des TUG-Tests.

#### **2.4.4. Mögliche Maßnahmen zur Risikoreduktion während der Messung**

Während der Laufbandanalyse dienten ein halblanger Handlauf, ein Not-Aus-Knopf bzw. eine -Schnur der Sicherheit der Patienten. Die Studiendurchführende behielt den Patienten während der gesamten Messung im Blick, blieb mit diesem im Gespräch und konnte so eine mögliche Erschöpfung oder Unsicherheit erfassen. Eine Eingewöhnungsphase auf dem Laufband diente, neben einer Reduzierung des Sturzrisikos und der Überprüfung eines freien Gangs, einer Normalisierung und Anpassung eines natürlichen Gangbilds. Anfängliche Unsicherheiten der Patienten konnten so abgebaut werden.

Nachdem in der Literaturdiskussion bisher sowohl auf anatomische, pathologische Grundlagen, als auch auf mögliche Risiken und deren Prävention eingegangen wurden ist, sollen nun die physiologischen Bewegungsabläufe sowie pathologische Abweichungen dargestellt werden.

## **2.5. Physiologie des Gangs sowie die physiologischen Brustwirbelsäulen-, Lendenwirbelsäulen- und Beckenbewegungen im Gang**

Der bipedale Gang, der sich nachweislich aus dem quadrupedalen entwickelte (Niemitz, 2010, Schmitt et al., 2006), ist für den Menschen wohl die wichtigste und übliche Art der Fortbewegung. Der Gang Gesunder läuft unter physiologischen Bedingungen nach einem bestimmten Grundmuster weitgehend unterbewusst ab (Kramers-De Quervain et al., 2008) und kann als ein äußerst komplexes Geschehen mit vielen Freiheitsgraden beschrieben werden. Hierbei ist der gesamte Körper aktiv. In der Literatur wird beschrieben, dass die energetisch optimale Gehgeschwindigkeit häufig der selbstgewählten Geschwindigkeit entspricht. Bereits in den 1970er Jahren beschrieben Cavagna et al. (1977), dass die optimale Gehgeschwindigkeit bei ca. 4 km/h liegt. Inzwischen gibt es viele weitere Untersuchungen zu diesem Thema. Mittlerweile wird eine Geschwindigkeit zwischen 4 und 5 km/h (ca. 1,1-1,5 m/s) als ideal beschrieben (Bastien et al., 2005, Browning und Kram, 2005, Orendurff et al., 2004, Ralston, 1958).

Die wohl gängigste Theorie über den humanoiden Gang, die auch dieser Arbeit als Grundlage dient, beschreibt die Bewegung als von den Beinen und dem Becken ausgehend (Götz-Neumann, 2011). Diese transportieren den Körper im Raum. Das Körpergewicht und damit der Körperschwerpunkt sollen möglichst ökonomisch und zielgerichtet fortbewegt werden. Der Thorax folgt somit den Beinen und dem Becken (Crosbie et al., 1997b). Er muss zur Stabilisierung des Kopfes, mithilfe eines komplex aufeinander eingespielten Systems, über dem labilen Untergrund (sich bewegende Beine und das Becken) das Gleichgewicht halten. Eine aufrechte Körperposition, in Verbindung mit verschiedenen Dämpfungsmechanismen, hilft, eine konstante Blickrichtung beizubehalten, im Sinne der Ökonomie, Energie zu sparen und das zentrale Nervensystem und andere innere Organe vor Erschütterung zu schützen. Die Dämpfungsmechanismen beginnen an den Füßen und enden an der Wirbelsäule bzw. beim Liquor (Andrada, 2008, Ludwig, 2015, Prince et al., 1994) (siehe auch Anhang A1 – Kapitel 11.1).

Neben einem ständigen Anheben und Absenken des Körperschwerpunktes in vertikaler Richtung (ca. 5 cm) kommt es auch zu einer seitlichen Verlagerung über das Standbein (ca. 2-3 cm). Der Körperschwerpunkt beschreibt sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene einen sinusförmigen Verlauf. Damit die Amplitude möglichst gering und der

Gang möglichst ökonomisch ist, wird die Auslenkung mittels spezifischer Bewegungsabläufe der Körpersegmente reduziert (Götz-Neumann, 2011, Knüsel, 1997, Lewis et al., 2017). Hierfür ist ein Zusammenspiel des ausführenden Systems und des dazugehörigen Steuerungssystems zwingend notwendig. Das ausführende System besteht aus dem peripheren Nervensystem, Muskeln, Knochen und Bändern. Das Steuerungssystem besteht hingegen aus dem zentralen Nervensystem und Neuronen im Rückenmark. (Ludwig, 2015, Taga, 1998) Fällt an einer dieser Stellen ein Baustein heraus (z. B. nach einem Schlaganfall, bei Schmerzen, Angst, Stress aber auch bei einer Arthrose), kommt es zu einer Veränderung des Gangbildes (Kim et al., 2016, Lemke et al., 2000, Randhavane et al., 2019). Diese Veränderungen können vorübergehend sein, jedoch auch einen dauerhaften Einfluss auf das Gangmuster haben und dieses sozusagen „umprogrammieren“ (Knüsel et al., 2008, Stein et al., 2015). Auch gesunde Menschen zeigen untereinander eine hohe Variabilität und individuelle Bewegungsmuster (Dindorf et al., 2021b), um den Körperschwerpunkt über den Beinen zu balancieren ohne dass ein „Baustein“ fehlt. Aus dem individuellen Grundmuster des Gangbildes kann man sowohl Informationen über die Funktion als auch die Funktionsfähigkeit des Bewegungsapparates ziehen (Knüsel et al., 2008). Dieses manifestiert sich, beginnend in der Kindheit, über Jahre und wurde sozusagen antrainiert. Treten keine wesentlichen Störfaktoren ein, bleibt dies fast das gesamte Leben kaum verändert. Ein zentral gespeichertes Barfuß-Gangmuster kann unmittelbar nach entfernen der Schuhe abgerufen werden (Hirschmüller, 2004). Dieses Gangmuster ist intraindividuell sehr konstant (Dindorf et al., 2021b, Haimerl et al., 2022, Horst et al., 2017) und interindividuell sehr unterschiedlich (Betz et al., 2017, Dindorf et al., 2021b, Haimerl et al., 2022). Daher kann der Gang zur Identifizierung einer bestimmten Person herangezogen werden (Dindorf et al., 2021b, Horst et al., 2019, Ng et al., 2011, Terrier, 2020). Taylor et al. (2001) konnten z. B. in der Frontalebene für das Becken und die LWS hoch reliable ROMs ( $ICC \geq 0,81$ ) und in der Transversal- und Sagittalebene eine moderate Reliabilität ( $0,37 \leq ICC \leq 0,76$ ) dokumentieren. Dies gilt sowohl für die selbstgewählte als auch für die auf 60 % der selbstgewählten Geschwindigkeit verringerte Gehgeschwindigkeit. Daher kann eine Variabilität im Gangmuster neben einer natürlichen interindividuellen Varianz auch Ausdruck von Bewegungsdefiziten, einer vermehrten Beanspruchung oder Ermüdung sein. Da der Körper jedoch über erhebliche Kompensationsmechanismen verfügt, kann ein abweichendes Bewegungsverhalten mit bloßem Auge nicht immer erkannt werden (Knüsel et al., 2008, Stein et al., 2015). Apparative Hilfsmittel können kleinste Gangabweichungen aufspüren

und mögliche Zusammenhänge zwischen Defiziten der Beine und der Wirbelsäule aufzeigen. Bekannte Syndrome wie das Knie-/Hüft-Wirbelsäulensyndrom können durch neue biomechanische Erkenntnisse erweitert, untermauert oder ergänzt werden. Spezifische Bewegungsmuster, ggf. auch Kompensationsmechanismen bestimmter Krankheitsbilder wie Rückenschmerzen (Kniepert, 2019) und diese ggf. auch in Kombination mit einer Knie- oder Hüftarthrose, könnten mit Hilfe dieser Techniken frühzeitig erkannt sowie Überbelastungen und Folgebeschwerden entdeckt und behandelt werden.

Im Folgenden werden typische spatio-temporale Parametern aus der Kinetik beschrieben. Die Beschreibung einer physiologischen Bewegung dient der Forschung als Referenz- bzw. Normwert. Hiervon abweichende Bewegungsmuster werden daraufhin als pathologisch und therapiebedürftig beschrieben. (Ludwig, 2015, Resende et al., 2016) Aus diesem Grund soll an dieser Stelle zuallererst die optimale, physiologische Bewegung beschrieben werden, damit die nachfolgenden in der Literatur dargestellten Veränderungen aufgrund des Krankheitsbildes Arthrose der unteren Extremität besser beurteilt und eingeordnet werden können.

Für einen ersten Überblick beschreibt eine Abbildung von Lewis et al. (2017) die Beckenbewegung in allen drei Bewegungsdimensionen in Abhängigkeit vom Gangzyklus, da das Becken der Bewegung der Beine folgt (Crosbie et al., 1997b).

Häufig wird in der Transversal- und Frontalebene eine reziproke Bewegung von Becken- und Schultergürtel beschrieben. (Andrada, 2008, Götz-Neumann, 2011, Syczewska et al., 1999, Thurston und Harris, 1983) Das Becken vollführt in diesen beiden Ebenen einen Bewegungszyklus pro Gangzyklus (siehe Abbildung 7). In der Sagittalebene bewegt es sich jedoch doppelt so schnell und beendet in der gleichen Zeit zwei komplette Zyklen.

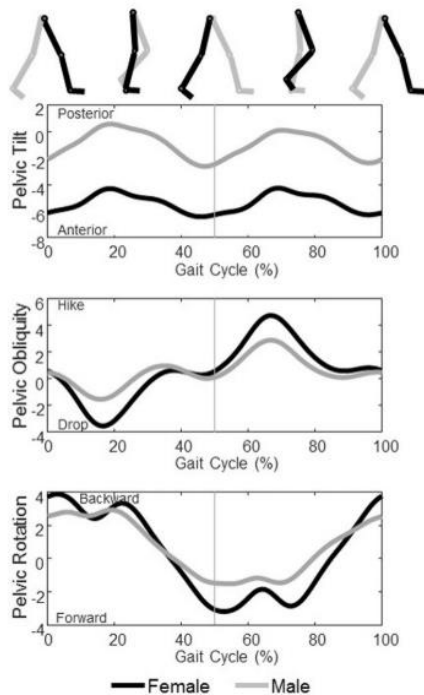


Abbildung 7 Beckenbewegungen während eines Standardisierten Gangzyklus.

Oben in der Sagittalebene, mittig in der Frontalebene und unten in der Transversalebene. Die vertikale Linie markiert den initialen Fußkontakt der Gegenseite. Schwarze Linien beschreiben die Beckenbewegung von Frauen, graue von Männern. (Lewis et al., 2017)

### 2.5.1. Bewegungsabläufe des Beckens und der Wirbelsäule in der Transversalebene

Eine Bewegung in der Transversalebene beschreibt eine Rotation um die Longitudinalachse, wie beispielsweise die verschraubende Bewegung des Beckens und des Schultergürtels (Andrada, 2008, Götz-Neumann, 2011, Syczewska et al., 1999, Thurston und Harris, 1983). Das Armpendel und die Rotation des Oberkörpers gegen das Becken sind grundlegende Bestandteile des Gangs, die Arme können den Gang unterstützen und als eine Art Gegengewicht zu den Beinen dienen. Jedoch ist dies bei geringeren Geschwindigkeiten wie dem Gang nicht immer notwendig, was den Vorteil freier Hände mit sich bringt. Wird die Geschwindigkeit jedoch erhöht, nimmt die Relevanz des Armpendels zu, wobei dieses in der Regel entgegen des Beinpendels beschrieben wird. (Andrada, 2008, Götz-Neumann, 2011, Syczewska et al., 1999) Bei einer Gehgeschwindigkeit von 4 km/h rotieren der Schultergürtel und das Becken mit einer Phasenverschiebung von ca. 90°. (Hoffmann, 2003) Bei geringeren Geschwindigkeiten beträgt der Phasenversatz lediglich 25° (bei ca. 1,08 km/h), bei höheren Geschwindigkeiten bis zu 110° (bei ca. 4,68 km/h) (Van Emmerik und Wagenaar, 1996).

Betrachtet man die Bewegung im Detail, befindet sich die gleichseitige Beckenschaukel an der weitesten ventralen Position (gleichsinniges Maximum), wenn der Fuß den Boden berührt. Das Becken rotiert im Ganzen jedoch zur Gegenseite. Demnach konnte meist

zum Zeitpunkt des IC (Kramers-De Quervain et al., 2008, Zhao et al., 2008) oder kurz danach (Lewis et al., 2017, Thurston und Harris, 1983) ein Beckenrotationsmaximum aufgezeigt werden. Andere Untersuchungen zeigten jedoch, dass der Zeitpunkt des Beckenmaximums stark variieren kann (Betz et al., 2019, Kadaba et al., 1990), von kurz vor dem IC bis kurz vor dem IC der Gegenseite (95-40 % des GZ) (Betz et al., 2019). Die Literatur beschreibt somit, dass das Becken eine große interindividuelle Variabilität zeigt (Betz et al., 2019, Crosbie et al., 1997b). Ein weiteres Beispiel hierfür ist das Phänomen, dass die meisten Studien pro Gangzyklus eine zyklische Schwingung vor und zurück beschreiben (Kadaba et al., 1990, Lewis et al., 2017, Thurston und Harris, 1983), in einer anderen Studie jedoch drei Zyklen pro Gangzyklus detektiert wurden (Crosbie et al., 1997b). Teilweise zeigen Daten anstelle eines Maximums in eine Richtung zwei Maxima. Diese kurz hintereinander auftretende zweigipflige Amplitude scheint eine kleine Einbuchtung bzw. Delle zu haben (siehe auch den Kurvenverlauf der Frauen in Abbildung 7 von (Lewis et al., 2017)).

Das zeitliche Auftreten der einzelnen maximalen Amplituden in Bezug auf den Gangzyklus hängt scheinbar auch von der Gehgeschwindigkeit ab, wobei das Beckenmaximum mit steigender Geschwindigkeit früher auftritt (Prins et al., 2019, Yang et al., 2013), das Maximum des Thorax jedoch nicht, was eine Phasenverschiebung zwischen Thorax und Beckenrotation zur Folge hat (Prins et al., 2019). Verfolgt man die Bewegung des Körpers weiter in Richtung kranial, folgt die LWS der Bewegung des Beckens und später auch die BWS (Crosbie et al., 1997b), wobei der Thorax zum Zeitpunkt des IC bei schnelleren Geschwindigkeiten meist entgegengesetzt zum Becken rotiert ist (Macwilliams et al., 2013, Stokes et al., 1989, Thurston und Harris, 1983). Ein Beispiel für diesen Ansatz ist in Abbildung 8 von Thurston und Harris (1983) zu sehen. Zum Teil wird auch eine gleichsinnige Rotation zur Zeit der doppeltunterstützten Phase beschrieben (Stokes et al., 1989). Nach dem Rotationsmaximum rotiert das Becken wieder zurück, hat bei ca. 38 % eine neutrale Stellung (Whittle und Levine, 1999) und je nach Quelle zum Zeitpunkt des IC der Gegenseite (Thurston und Harris, 1983, Yang et al., 2013) oder kurz danach zum Beispiel beim Zehenabheben (ToeOff) der ipsilateralen Seite (Kramers-De Quervain et al., 2008, Zhao et al., 2008) eine maximale Gegenrotation.

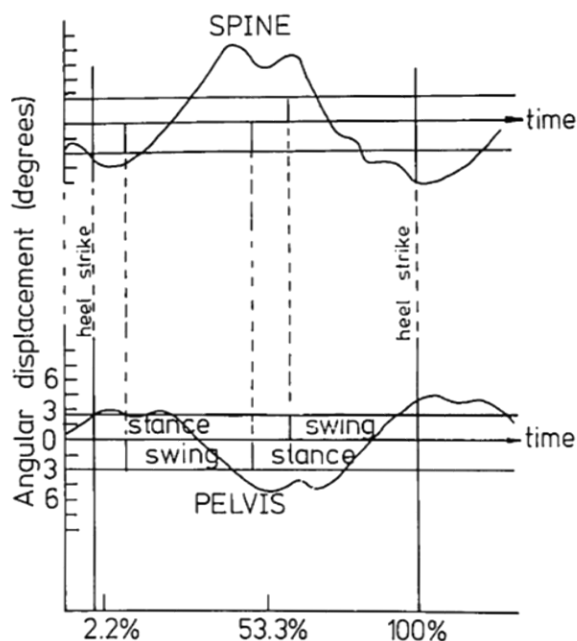


Abbildung 8 Eine beispielhafte Darstellung einer reziproken Bewegung der Wirbelsäule, gemessen in Höhe des thorako-lumbalen Übergangs (oben) und des Beckens (unten) in der Transversalebene

(Thurston und Harris, 1983)

Der zeitliche Verlauf der LWS-Bewegung wird meist als parallel laufend zum Becken beschrieben (Needham et al., 2016). Mit einem Maximum bei Fußaufsatz bzw. kurz danach (5 und 55 %) und einer neutralen Stellung bei ca. 19 und 72 % (Whittle und Levine, 1999, Zhao et al., 2008). Andere beschreiben hingegen, dass die LWS zum IC neutral gestellt ist und während der Standbeinphase leicht nach vorne rotiert (Macwilliams et al., 2013). Eine rasterstereographische Untersuchung zeigte, dass das Becken und die LWS im Mittel ihre Maxima nacheinander erreichten (Becken: ca. 8 %, L4: ca. 23 %, L3: ca. 27 %, L2: ca. 33 % und L1: ca. 43 %) (Wolf und Huthwelker, 2019)<sup>4</sup>. Die BWS scheint ihre maximale Auslenkung während der terminalen Standphase, eine neutrale Stellung während der MSt zu erreichen, wobei hierzu im Vergleich zum Becken deutlich weniger Daten existieren (Crosbie et al., 1997b, Macwilliams et al., 2013). Eine rasterstereographische Untersuchung zeigte, dass die Maxima der BWS im Mittel fast zeitgleich stattfinden (ca. 47-50 %) (Wolf und Huthwelker, 2019).

Detaillierte Bewegungsbeschreibungen der Wirbelkörper sind bereits seit langer Zeit Gegenstand der Bewegungsforschung. Erste Arbeiten in diesem Bereich führten Gregersen und Lucas in den 1970er Jahren aus. Sie untersuchten die Verschraubung der Wirbel-

<sup>4</sup> Die Daten der Vergleichsgruppen dieser Studie entstehen aus einem Teil des Referenzdatensatzes, auf dessen Grundlage im Rahmen einer vorläufigen Analyse diese Ergebnisse hervorgingen.



säule um die Longitudinalachse sowie in der Transversalebene und brachten hierfür Metalldrähte in die Dornfortsatzspitzen der Brust- und Lendenwirbelsäule ein. Die Positionsänderungen wurden so unter anderem im Gang erfasst und ergaben, dass die Verschraubung der Wirbelsäule in etwa auf Höhe T7 stattfindet und dort eine Art Ruhepunkt hat. (Gregersen und Lucas, 1967) Auch in einer anderen Studie zeigten 3D-Cluster, die an der Haut befestigt wurden, dass in der mittleren BWS (T8), verglichen mit der oberen BWS (T3) bzw. der LWS (L3), am wenigsten axiale Rotation in der Transversalebene stattfindet (Needham et al., 2016). Jedoch zeigten Gregersen und Lucas (1967) auch, dass die relative Rotation im Bereich T6-T8 mit  $1,4-2,4^\circ$  am größten ist. Das Rotationsausmaß nahm demnach kontinuierlich sowohl in Richtung Schultergürtel und Becken ab. (Gregersen und Lucas, 1967) Eine Untersuchung mittels Videorasterstereographie fand ebenfalls heraus, dass auf Höhe T7/T8 am meisten Rotationsausmaß stattfindet. Sie konnte jedoch keine eindeutige Position der Verschraubung, also ein Wechsel der Rotationsrichtung in einem bestimmten Wirbelsäulenabschnitt, sehen. Dieser scheint eher, je nach Phase bzw. Zeitpunkt des Gangzyklus', zu variieren. (Wolf und Huthwelker, 2019)

Um Veränderungen in Bewegungsamplituden aufgrund eines arthrotischen Gangbildes besser nachvollziehen zu können, werden im Folgenden bekannte Bewegungsamplituden bzw. -ausmaße erläutert und aufgelistet.

Die Angaben über die Rotationsamplituden und das Bewegungsausmaß einzelner Abschnitte differieren nicht nur auf Wirbelkörperebene, sondern auch in Bezug auf größere Körperregionen. Das Bewegungsausmaß des Beckens und der Wirbelsäule in der Transversalebene schwankt beispielsweise nicht nur unter den einzelnen Messverfahren, wie Needham et al. (2016) bereits für die LWS zeigte, sondern auch zwischen den einzelnen Probanden innerhalb einer Studie (Dindorf et al., 2021b, Haimerl et al., 2022). Das interindividuelle Bewegungsausmaß reicht z. B. am Becken von  $4,4-19,1^\circ$  (Thurston und Harris, 1983) und gemessen am oberen Ende der LWS von  $5,6-13,9^\circ$  (Thurston und Harris, 1983). Das gemittelte Bewegungsausmaß des Beckens reicht von  $3,0^\circ$  ( $1,5^\circ$ ) (ältere männliche Personen, 50-82 Jahre in selbstgewählter Geschwindigkeit) (Crosbie et al., 1997a) bis  $14,1^\circ$  ( $4,6^\circ$ ) (weibliche Erwachsene, 18-50 Jahre in selbstgewählter Geschwindigkeit) (Bruening et al., 2015).

Eine markerbasierte Bewegungsanalyse der Wirbelsäule zeigte bei einer selbstgewählten Geschwindigkeit von ca. 4,7 km/h, dass sowohl die untere BWS, als auch die LWS

im Gang ca. 2° nach rechts und links rotiert (Crosbie et al., 1997b). Eine andere Studie konnte in der BWS hingegen die geringste und in der LWS die größte ROM messen, wobei die Differenz bei einer beispielhaften Versuchsperson ca. 14° betrug (Zhao et al., 2008). Die Lendenwirbelsäule erreichte ein mittleres Bewegungsausmaß, gemessen mit unterschiedlichen Oberflächenmesssystemen, von mindestens 4,5° (2,0°) (Crosbie et al., 1997b) bis maximal 11,3° (2,7°) (Morgenroth et al., 2010). Segmentale Messungen mit Knochenpins an der LWS ergaben deutlich geringere Werte von 1,6-5,24° (Macwilliams et al., 2013, Rozumalski et al., 2008). Summiert man diese jedoch auf, ergeben sich von L1-S1 11,0° (Macwilliams et al., 2013) bzw. 12,84° (Rozumalski et al., 2008). Gemessen mit Hilfe der VRS wiesen die LWK von 134 Gesunden bei 5 km/h eine mittlere ROM von ca. 5-6°, BWK sogar von ca. 1° (VP) bis zu 15° (T7) auf (Wolf und Huthwelker, 2019). An der Brustwirbelsäule betrug das mittlere Bewegungsausmaß, gemessen mit unterschiedlichen Oberflächenmarkern anderer Studien, mindestens 4,0° (2,5°) in der unteren BWS (Crosbie et al., 1997b), bis maximal 11,34° (4,68°) in der mittleren (T8) und 5,50° (1,56°) in der oberen BWS (T3) (Needham et al., 2016). Bezogen auf die gesamte BWS bzw. ohne spezifischere Gliederung reicht die ROM im Mittel von 4,6-10,8° (Konz et al., 2006, Schmid et al., 2017, Stokes et al., 1989).

Die Gehgeschwindigkeit scheint auf das Bewegungsausmaß des Beckens einen gleichsinnigen Einfluss zu haben. Die Probanden von Taylor et al. (1999) bewegten bei einer Geschwindigkeitsreduktion von 60 % ihr Becken um ca. 3° weniger (selbstgewählte km/h: 9,31° (3,55°), 60 % der selbstgewählten: 6,38° (2,41°)). Stokes et al. (1989) konnten bei einer Reduktion um 20 % der Geschwindigkeit eine reduzierte ROM von ca. 2,2° (5,7° (0,7°) vs. 7,9° (1,5°)) und eine verstärkte ROM von 14,3° (20,0° (5,8°) vs. 5,7° (0,7°)) bei einer Erhöhung um 60 % feststellen. Jedoch scheint sich bei älteren Personen im Alter von 50-60 Jahren die ROM zu signifikant erhöhen, obwohl sehr langsame Geschwindigkeiten (langsamer als selbstgewählte) von 1 km/h gemessen worden sind. Im Vergleich zur jüngeren Vergleichsgruppe (VG) weisen die Älteren bei allen Geschwindigkeiten eine stärkere Beckenbewegung auf. (Swinnen et al., 2013) Frauen rotieren ihr Becken im Vergleich zu den Männern bei gleicher Geschwindigkeit stärker und nutzen diese 1-2° als eine Art Wegvorsprung bzw. Schrittverlängerung (Bruening et al., 2015, Chumanov et al., 2008, Crosbie et al., 1997a, Hoffmann, 2003, Kerrigan et al., 2001, Lewis et al., 2017, Smith et al., 2002).

Über den Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf den Bewegungsradius der Wirbelsäule in der Transversalebene gibt es in der Literatur zum Teil gegensätzliche Aussagen. Yang et al. (2013) beschrieben, dass der Thorax und L1 mit zunehmender Geschwindigkeit eine geringere Auslenkung aufweisen (optoelektronisches Messsystem); das Becken und L5 hingegen eine höhere. Feipel et al. (2001) konnten jedoch mit zunehmender Geschwindigkeit in der gesamten LWS mithilfe eines Elektrogoniometers einen größeren Rotationsradius messen. Dieser betrug bei ca. 4 km/h  $11^\circ$  ( $4^\circ$ ), bei ca. 5 km/h  $13^\circ$  ( $5^\circ$ ) und bei ca. 6 km/h  $16^\circ$  ( $5^\circ$ ), wobei die maximale ROM während des Gehens nicht einmal 40 % der maximal möglichen ROM der Lendenwirbelsäule erreichte. Bei langsamen Gehgeschwindigkeiten schöpft die Wirbelsäule nur ca. 25 % des möglichen Bewegungspotentials aus. (Feipel et al., 2001) Der Thorax scheint nur einen geringen Geschwindigkeitseinfluss zu erleben (Crosbie et al., 1997a), wobei geringere Gehgeschwindigkeiten zum Teil mit einem geringen ROM einhergehen (Stokes et al., 1989, Swinnen et al., 2013) und Frauen in der unteren BWS einen größeren Einfluss zeigen als Männer (Crosbie et al., 1997a). Eine oberflächentopographische Analyse des gesamten Rückens zeigte ebenso eine geringfügig vermehrte Oberflächenrotation mit steigender Geschwindigkeit (1 km/h:  $3,45^\circ$  ( $1,1^\circ$ ) vs. 5 km/h:  $3,8^\circ$  ( $1,1^\circ$ )). Zusätzlich weisen Frauen bei 4 und 5 km/h eine höhere Oberflächenrotation auf als die männliche Vergleichsgruppe (z. B. 4 km/h Frauen:  $3,8^\circ$  ( $1,1^\circ$ ) vs. Männer:  $3,3^\circ$  ( $1,0^\circ$ )). (Michalik et al., 2020) Andererseits berichteten Murray et al. (1970) von einer etwas geringeren Rotation bei Frauen. Dieses Ergebnis könnte jedoch auf eine schnellere Gehgeschwindigkeit und die größere Schrittlänge der Männer zurückgeführt werden (Murray et al., 1964). Ältere Probanden haben in der BWS eine geringere ROM als die jeweilige jüngere Vergleichsgruppe (Schmid et al., 2017, Swinnen et al., 2013).

### **2.5.2. Bewegungsabläufe des Beckens und der Wirbelsäule in der Frontalebene**

Eine Rotation in der Frontalebene, also um die Sagittalachse, beschreibt die seitliche Neigung des Beckens, der Wirbelkörper und des Schultergürtels. Eine Krümmung der Wirbelsäule über mehrere Segmente wird als rechts bzw. links konvexe Lateralflexion bezeichnet. (Graf und Plattner, 2014) Sowohl das Becken als auch die LWS folgen in der frontalen Ebene der Bewegung der Beine (Crosbie et al., 1997b). Das Becken vollführt einen Bewegungszyklus pro Gangzyklus, wobei sich das Becken und der Thorax bzw. der Schultergürtel entgegengesetzt zueinander bewegen (Needham et al., 2016,

Syczewska et al., 1999, Thurston und Harris, 1983). Ein Beispiel für diese Bewegung ist in der Abbildung 9 von Thurston und Harris (1983) zu sehen.

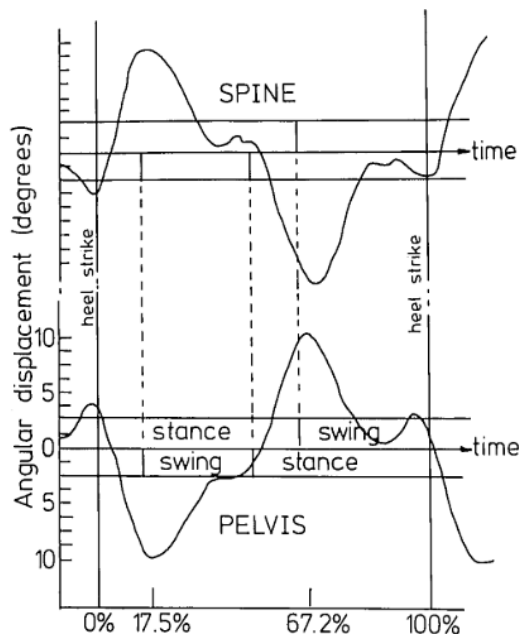


Abbildung 9 Eine beispielhafte Darstellung einer reziproken Bewegung der Wirbelsäule, gemessen in Höhe des thorako-lumbalen Übergangs (oben) und des Beckens (unten) in der Frontalebene

(Thurston und Harris, 1983)

Beim IC ist das Becken in einer neutralen Position. Ein physiologisches leichtes seitliches Abkippen des Beckens zur Schwungbeinseite (Trendelenburg, zur Abfederung) ist während der Standbeinphase (Beginn MSt/ToeOff) zwischen 12-20 % des SGZ maximal. Daraufhin hebt sich das Becken während der Schwungphase wieder an, bis es zum IC der kontralateralen Seite wieder neutral ist (ca. 35-40 %), danach weiter angehoben wird und bei ca. 60-67 % wieder ein Maximum erreicht, dieses Mal in die Gegenrichtung. (Crosbie et al., 1997b, Kadaba et al., 1990, Kramers-De Quervain et al., 2008, Lewis et al., 2017, Needham et al., 2016, Thurston und Harris, 1983, Whittle und Levine, 1999) Die Lateralflexion der Lendenwirbelsäule findet während des Gehens immer in Richtung des Schwungbeins statt und verläuft parallel zum Becken. Somit vollführt ein Lendenwirbelkörper (LWK) pro Gangzyklus einmal eine Lateralflexion nach links und einmal nach rechts. (Syczewska et al., 1999) Zum IC (0-5 %) sind die Wirbelkörper neutral. Während der frühen Standphase bzw. MSt kippen sie zur kontralateralen Seite. Eine maximale Seitneigung ist bei 15-20 % erreicht. Daraufhin verringert sich diese, bis eine neutrale Position je nach Quelle bei ca. 15-50 % erreicht worden ist. Teilweise findet in diesem Zeitraum ein zweiter kleinerer Gipfel statt, oder aber der Verlauf wird als Plateau beschrieben. Während der frühen Schwungbeinphase vollführen die LWK eine Gegenbewegung und erreichten bei ca. 60-67 % ihr Maximum zur Gegenseite. (Crosbie et al., 1997b, Macwilliams et al., 2013, Whittle und Levine, 1999) Die BWS zeigt einen ähnlichen

Verlauf wie die LWS, jedoch bewegten sich beide Wirbelsäulenabschnitte entgegengesetzt (siehe Abbildung 9). Während der frühen Schwungbeinphase weist die untere BWS bei ca. 15 % eine maximale Seitneigung zum Standbein auf. Zwischen 15-20 % des SGZ sind die WK nahezu neutral (späte Schwung- und frühe doppelunterstützte Phase), und bei ca. 65 % ist eine maximale Seitneigung zur Gegenseite zu messen. (Crosbie et al., 1997a, b) In einer Studie mit Oberflächenmarkern konnte gezeigt werden, dass sich diese Bewegung nicht immer symmetrisch zeigt. Es bestand im Mittel eine seitliche Differenz rechts/links mit einem Betrag von ca.  $0,8^\circ$  ( $0,8^\circ$ ) (Frigo et al., 2003).

Die Wirbelsäule weist, wie oben beschrieben, im Gang eine in sich gegenläufige Bewegung auf. Syczewska et al. (1999) haben mit Hilfe passiver Oberflächenmarker in der Frontalebene einen größeren rigiden Bereich (T7-T12) beschrieben. Demnach rotiert die obere BWS (C7-T7) der LWS (T10-S2) in Richtung des Standbeins entgegen. Die obere thorakale konvexe Krümmung betrug in einer Studie zum IC  $3,5^\circ$  ( $3,0^\circ$ ), die lumbale konkave Krümmung  $-1,1^\circ$  ( $4,2^\circ$ ) (Frigo et al., 2003). Betrachtet man die ROM der jeweiligen Wirbelsäulenbereiche und des Beckens, scheint die LWS, vor dem Becken und der BWS, sowohl am meisten Variation als auch Bewegungsausmaß zu besitzen. Das Becken bewegt sich im Mittel bei einer selbstgewählten Geschwindigkeit je nach Quelle zwischen  $6^\circ$  (Crosbie et al., 1997b) und  $11^\circ$  (Taylor et al., 2001). Die LWS rotiert im Mittel in der Frontalebene laut verschiedener Quellen, gemessen mit markerbasierten Messsystemen, bei einer selbstgewählten Geschwindigkeit zwischen  $2,8^\circ$  (Vogt und Banzer, 1999, Vogt et al., 2001) und  $12,8^\circ$  (Taylor et al., 1996). Unterteilt in kleinere Abschnitte zeigt sich, dass distalere Anteile mehr ROM aufweisen als die darüber liegenden. Die obere LWS bewegt sich demnach um  $3,1^\circ$  und die untere LWS mit  $4,3^\circ$  (Ryan und Bruno, 2017). Macwilliams et al. (2013) und Rozumalski et al. (2008) konnten mit Knochenpins in den LWS-Segmenten Bewegungsausmaße von  $1,8^\circ$  bzw.  $2,1^\circ$  (L1/L2) bis  $3,5^\circ$  bzw.  $4,0^\circ$  (L3/L4) messen. Aufsummiert entspricht dies einer Gesamtbewegung der Segmente L1-S1 von  $13,3^\circ$  bzw.  $17,08^\circ$ . Einzelne Wirbelkörper, deren Bewegung relativ zum Becken vermessen wurde, scheinen unabhängig vom Messsystem eine größere ROM aufzuweisen, wobei hier die gemittelten Werte des kranialen Wirbelkörpers größer waren. L3 bewegte sich um  $6,5^\circ$  (3D-Cluster und Knochenpins) (Macwilliams et al., 2013, Needham et al., 2016) und L1 um  $10,40^\circ$  (Knochenpins) (Macwilliams et al., 2013). Die Brustwirbelsäule weist ein mittleres Bewegungsausmaß von  $3,9^\circ$  (Frigo et al., 2003) bis  $8,7^\circ$  ( $2,5^\circ$ ) (Konz et al., 2006) auf. Die

obere BWS (T3) wies ein Bewegungsausmaß von  $5,5^\circ$  ( $2,4^\circ$ ), die mittlere (T8) von  $5,6^\circ$  ( $1,9^\circ$ ) auf. Demnach scheint es einen Unterschied in Bezug auf die Wirbelsäulenhöhe zu geben, sowohl innerhalb der Brustwirbelsäule, als auch zwischen den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten. Dies lässt eine differenzierte Betrachtung als notwendig erscheinen. (Needham et al., 2016).

Im Alter (65-76 Jahre vs. 21-35 Jahre) nimmt die seitliche Bewegung des Beckens während des Gehens etwas ab ( $6,2^\circ$  vs.  $7,1^\circ$ ), die der Lenden- und Brustwirbelsäule zu (LWS:  $6,8^\circ$  vs.  $6,5^\circ$ ; BWS:  $4,0^\circ$  vs.  $3,7^\circ$ ) (Schmid et al., 2017). Diese Zunahme scheint vor allem während der Standbeinphase bei 2-5 km/h signifikant zu sein (Swinnen et al., 2013).

Je schneller die Gehgeschwindigkeit ist, desto größer werden der axiale Rotationsradius der Wirbelsäule und des Beckens (Crosbie et al., 1997a, Feipel et al., 2001, Stokes et al., 1989, Taylor et al., 1999). Am Becken wirkt sich eine Geschwindigkeitsreduktion von 20 % um ca.  $1^\circ$  aus, eine 60%ige Erhöhung um ca.  $3,5^\circ$  (Stokes et al., 1989). In der Lendenwirbelsäule konnte in der Frontalebene im Gegensatz zur Transversalebene nur ein geringer Geschwindigkeitseffekt gemessen werden. Pro km/h nimmt die Bewegung um ca.  $1^\circ$  zu (ca. 4 km/h  $10^\circ$  ( $2^\circ$ ), ca. 5 km/h  $11^\circ$  ( $3^\circ$ ) und ca. 6 km/h  $12^\circ$  ( $3^\circ$ )) (Feipel et al., 2001). Dieser Geschwindigkeitseffekt scheint jedoch nur im Beckenkoordinatensystem messbar zu sein und nicht im Raumkoordinatensystem, was laut Taylor et al. (1999) evtl. ein Indiz für einen Dämpfungsmechanismus sein kann (Taylor et al., 1999). Crosbie et al. (1997a) haben feststellen können, dass Männer eine um 38 % gesteigerte, Frauen dagegen nur um 21 % gesteigerte Lendenwirbelsäulenbewegung mit steigender Geschwindigkeit aufweisen. Frauen scheinen im Gegensatz dazu in der BWS eine Mehrbewegung von ca. 40 % aufzuweisen. (Crosbie et al., 1997a) Am Thorax wirkt sich eine Geschwindigkeitsreduktion von 20 % als ca.  $0,8^\circ$  reduzierte Bewegung aus, eine 60%ige Erhöhung zeigt hingegen eine Steigerung von ca.  $1,6^\circ$  (Stokes et al., 1989).

### **2.5.3. Bewegungsabläufe des Beckens und der Wirbelsäule in der Sagittalebene**

In der letzten der drei Ebenen, der Sagittalebene, beschreibt eine Rotation um die Transversalachse, eine ventrale und dorsale Neigung oder auch Kippung der einzelnen Körperabschnitte. Im Gang ist das Becken etwas weniger weit nach vorne geneigt als im

Stand, jedoch ist es trotzdem während des gesamten Gangzyklus leicht nach vorne gekippt (Frigo et al., 2003, Kramers-De Quervain et al., 2008, O'Neill et al., 2015). Auch die lumbale Lordose und thorakale Kyphose verringern sich beim Wechsel vom Stand zum Gang, die Oberkörpervorneigung verstärkt sich hingegen. (Götz-Neumann, 2011, Michalik et al., 2020) Sowohl das Becken als auch die Wirbelsäule vollführen pro Gangzyklus zwei Schwingungen, wobei das Becken und die LWS der Bewegung der Beine folgen (Crosbie et al., 1997b, Kadaba et al., 1990, Thurston und Harris, 1983). Diese Bewegungen können intraindividuell konstant, interindividuell jedoch sehr unterschiedlich sein (Dindorf et al., 2021b, Haimerl et al., 2022). Whittle und Levine (1999) beschreiben, dass das Becken und die LWS zum Teil gleichsinnig, zum Teil bei anderen Personen gegensinnig verlaufen. Thurston und Harris (1983) fanden hingegen nur eine gleichsinnige Bewegung, wobei ein signifikanter zeitlicher Abstand bestand. Ein Beispiel für die Wirbelsäulen- und Beckenbewegung während des Gehens ist in der Abbildung 10 von Thurston und Harris (1983) zu erkennen.

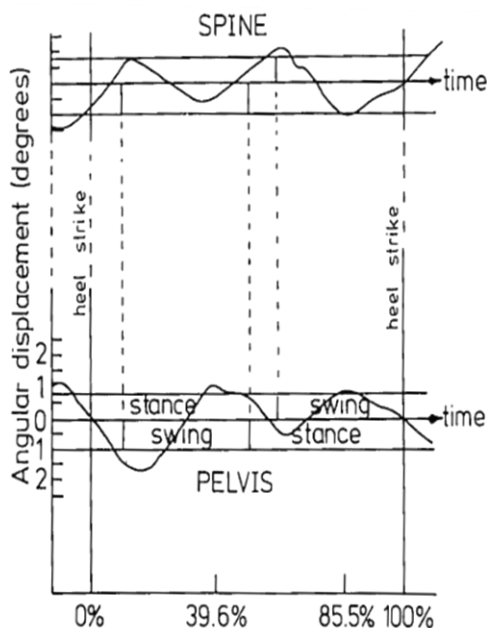


Abbildung 10 Eine beispielhafte Darstellung einer reziproken Bewegung der Wirbelsäule, gemessen in Höhe des thorakolumbalen Übergangs (oben) und des Beckens (unten) in der Sagittalebene

(Thurston und Harris, 1983)

Zum IC ist das Becken aufgerichtet, daraufhin kippt es während der doppelunterstützten Phase nach vorne, bis es in der frühen Einbeinstand-Phase kurz nach dem Abheben der Zehe (10-20 %) eine maximale Beckenkipfung aufweist, sich bis zum IC des Gegenbeins wieder aufrichtet und bei ca. 40-50 % die maximale Gegenbewegung (Beckenaufrichtung) erreicht. Dieser Wechsel wiederholt sich daraufhin bei 60-70 % (Kippung) bzw. ca. 86-90 % (Aufrichtung). (Crosbie et al., 1997a, b, Kadaba et al., 1990, Lewis et al., 2017, Thurston und Harris, 1983) Auch die LWS durchläuft zwei Zyklen pro Gangzyklus, also

pro Schritt eine Extension und eine Flexion (Syczewska et al., 1999). Die Lordose ist hierbei im Gang geringer als im Stand (Frigo et al., 2003). In der frühen Standphase (10-20 %) ist die LWS relativ extendiert, mit einer maximalen Extension zu Beginn der Einbeinstand-Phase. Es folgt eine langsame Flexion, daher ist die LWS während der späten Standphase (40-60 %) relativ flektiert, mit einem Maximum zum IC. Dieses Muster wiederholt sich während der Schwungbeinphase bzw. der Standbeinphase der Gegenseite (60-70 % bzw. 8-10 %) (Crosbie et al., 1997a, b, Macwilliams et al., 2013, Thurston und Harris, 1983). Es existieren nur wenige Arbeiten, die die Bewegung der BWS untersucht haben, weshalb eine Beschreibung des Bewegungsverlaufs in diesem Bereich eher ungenau bzw. auch widersprüchlich ist. Betrachtet man den gesamten Thorax, neigt sich dieser bei einem Wechsel von Stand zum Gang etwas stärker nach vorne, wobei diese Vorneigung beim Ablösen der Zehe minimal und während der späten Schwungbeinphase maximal ist. (Crosbie et al., 1997b) Nach Crosbie et al. (1997a, 1997b) ist die untere BWS zum IC maximal extendiert, kehrt während der mittleren Standbeinphase in eine neutrale Position zurück und bewegt sich daraufhin während der späten Standbeinphase wieder in Richtung Extension (Crosbie et al., 1997a, b). Needham et al. (2016) beschrieben, dass die untere BWS zum IC maximal flektiert ist, sich während der frühen und mittleren Standbeinphase langsam aufrichtet (Minimum ca. 30 %) und dann während der späten Standbeinphase schnell wieder flektiert (Maximum ca. 45 %). Die obere BWS bewegt sich der unteren entgegengesetzt, wobei die maximale Flexion bei ca. 10 % und das Minimum zu Beginn des TSt bei ca. 35 % liegt. Während PSw ist die obere BWS bei ca. 55 % wiederum maximal flektiert und bei 95 % extendiert. (Needham et al., 2016)

Das Becken bewegt sich im Mittel bei einer selbstgewählten Geschwindigkeit je nach Quelle zwischen 2,0° (Frigo et al., 2003) und 4,5° (1,2°). Dabei bewegt sich das Becken im Vergleich zum Thorax signifikant mehr (Crosbie et al., 1997b). Mit steigender Geschwindigkeit steigt neben der ventralen Auslenkung des Beckens (Crosbie et al., 1997a) auch die gesamte ROM (normale: 3,9° (0,5°) vs. erhöhte Geschwindigkeit: 7,3° (1,4°)) (Stokes et al., 1989). Mit verringerter Geschwindigkeit findet der Wechsel hin zum negativen maximalen Ausschlag (Beckenaufrichtung) schneller statt, welcher noch vor der mittleren Standbeinphase erreicht wird (Crosbie et al., 1997a). Zum Teil wurde bei einer verringerten Geschwindigkeit eine geringere Beckenbewegung verzeichnet (normal: 3,9° (0,5°) vs. langsam: 3,3° (0,8°)) (Stokes et al., 1989). Das weibliche Becken ist im Gang um ca. 4° stärker nach ventral gekippt als das männliche (Cho et al., 2004, Lewis



et al., 2017). Andere konnten diesen Unterschied im Gang jedoch nicht messen (Bruening et al., 2015, Smith et al., 2002). Die Lendenwirbelsäule weist bei Frauen sowohl im Stand (Frauen: 37,4° (9,8°) vs. Männer: 29,0° (7,7°)) als auch im Gang eine signifikant stärkere Lordose auf (z. B. 4 km/h: Frauen: 30,2° (8,4°) vs. Männer: 22,0° (7,5°)) (Michalik et al., 2020). Mit steigender Geschwindigkeit nimmt die Lordose um 2,8° ab (1 vs. 5 km/h) (Michalik et al., 2020). Bei einer selbstgewählten Geschwindigkeit bewegt sich die LWS, gemessen mit Oberflächenmarkern, zwischen 2,4° (Vogt und Banzer, 1999, Vogt et al., 2001) und 5,2° (1,2°) (Thurston und Harris, 1983). Unterteilt in zwei Abschnitte korrelieren das Bewegungsmaß der oberen und unteren LWS in der Sagittalebene positiv miteinander (0,55,  $p = 0,023$ ) (Ryan und Bruno, 2017), wobei sich die untere LWS um 1° mehr bewegt als die obere LWS (Ryan und Bruno, 2017) und sich die gesamte LWS signifikant stärker bewegt als der Thorax und signifikant weniger als die LWS in der Frontalebene (Crosbie et al., 1997b). Einzelne Wirbelkörper, deren Bewegung relativ zum Becken vermessen wurden, bewegen sich zwischen 2,3° (L3 und L5) bis 3,3° (L2) (Knochenpins) (Macwilliams et al., 2013). Oberflächenmarker haben im Vergleich auf Höhe L3 mehr Bewegung von ca. 3,2° (0,6°) (3D-Cluster) messen können (Needham et al., 2016). Eine intersegmentale Bewegung reicht von 1,5° (L1/L2) bis 2,5° (L5/S1), wobei die Bewegung Richtung kaudal zunimmt, diese jedoch von der Beckenbewegung beeinflusst wurde (Macwilliams et al., 2013). Eine andere Untersuchung konnte kaum Unterschiede zwischen den einzelnen Segmenten feststellen, maß jedoch eine größere Bewegung mit einer mittleren ROM von 4,3° (L2/3) - 4,4° (L4/5) (Rozumalski et al., 2008). Die Brustwirbelsäule bewegt sich im Vergleich zu den beiden darunter liegenden Abschnitten am geringsten (Crosbie et al., 1997b). Im Mittel liegt die ROM zwischen 2,2° bzw. 2,5° (Crosbie et al., 1997b, Frigo et al., 2003) und 5,7° (0,9°) (Konz et al., 2006), wobei sich die obere BWS (T3) mit 3,7° (1,7°) stärker bewegt als die mittlere BWS (T8) mit 2,2° (0,8°) (Needham et al., 2016). Die Kyphose der BWS weist nur eine geringe ROM auf (Frigo et al., 2003). Betrachtet man den Oberkörper im Ganzen, ist dieser immer etwas vorgeneigt und bewegt sich im Mittel um ca. 2° (5,9° (2,9°) - 7,9° (2,5°)) (Frigo et al., 2003).

Stokes et al. (1989) konnten verglichen zur selbstgewählten Geschwindigkeit sowohl bei einer Geschwindigkeitserhöhung als auch bei einer -verringering eine gesteigerte Bewegung des Thorax messen. Auch die Oberkörperverneigung verstärkt sich mit gesteigerter Geschwindigkeit, bei einem beispielhaften Vergleich von 1 km/h vs. 5 km/h sogar um 4,7°, gleichzeitig verringert sich die Kyphose signifikant um 2,9°. (Michalik et al., 2020)

Andere konnten in der Sagittalebene keinen signifikanten Geschwindigkeitseffekt messen (Feipel et al., 2001). Jedoch wird vermutet, dass eine Zunahme der Oberkörpervorneigung und die zeitgleiche Abnahme des Kyphose- und Lordosewinkels (Drerup et al., 2001, Frigo et al., 2003, Levine et al., 2007, Michalik et al., 2020), mit steigender Gehgeschwindigkeit dem Erhalt der Balance des Kopfes während des Gehens dient (Perry und Burnfield, 1992, Prince et al., 1994).

Nachdem die Grundlagen eines physiologischen Gangs beschrieben wurden, folgen nun neben bekannten kinetischen (spatio-temporalen und temporo-phasialen) und kinematischen Veränderungen der Beine im Gang auch Modifikationen der Haltung und Bewegung der Wirbelsäule und des Beckens im Gang, die aufgrund von arthrotischen Veränderungen der Knie- oder Hüftgelenke auftreten.

## **2.6. Veränderungen der Bewegungsmuster im Gang bei Gon- und Coxarthrose-Patienten**

Wie im Kapitel 2.2 erwähnt, bedienen sich Arthrosepatienten mal bewusst und mal unbewusst bestimmter Kompensationsmechanismen, um Defizite im Bewegungsmuster des betroffenen Gelenks auszugleichen. Diese können beispielsweise im Gang beobachtet werden. Die Ganganalyse bezog sich in der Vergangenheit häufig auf spatio-temporale Parameter wie die Schrittlänge, die Ganggeschwindigkeit oder die Kadenz. Zudem wurden häufig die kinematischen und kinetischen Aspekte der Beingelenke und des Beckens erforscht und beschrieben. Für einen umfassenden Einblick in die Komplexität der Kompensationsmechanismen und zur besseren inhaltlichen Einbettung der Forschungsfrage werden auch diese Ergebnisse im folgenden Kapitel näher erläutert, auch wenn die spatio-temporale Parameter in dieser Arbeit nicht explizit untersucht werden. Die veränderten Bewegungsmuster der kranialer gelegenen Körperregionen wurden bei KOA-Patienten meist bezogen auf das Becken- und den Oberkörper im Ganzen untersucht. Bei HOA-Patienten wurden zusätzliche Unterteilungen in Brust- und Lendenwirbelsäule vorgenommen. Detaillierte Unterteilungen im Sinne von Wirbelkörperbewegungen sind nicht bekannt. Die meisten Studien verglichen die Werte mit denen einer gesunden Kontrollgruppe, manche auch mit unterschiedlichen Krankheitsausprägungen.

### 2.6.1. Gangadaptionen von Gonarthrose-Patienten

Unterschiedliche Studien haben das Gehverhalten von Patienten mit Gonarthrose untersucht und festgesellt, dass eine Gonarthrose zu einer verringerten Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit, Kadenz und kürzeren Schwung- bzw. verlängerten Standbeinphase (insb. doppeltunterstützte Phase) führt. Die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit ist ebenso reduziert und liegt im Mittel vor einer Endoprothetik-Operation bei 0,96 m/s (ca. 3 km/h) (Abbasi-Bafghi et al., 2012). Die Schrittvariabilität ist bei Arthrosepatienten im Vergleich zu Gesunden größer (Barden et al., 2016), wobei bilaterale KOA-Patienten keine Asymmetrie in Schrittlänge oder Dauer der Standphase aufweisen (Peixoto et al., 2019). Eine solche erhöhte Variabilität, kann auch Einfluss auf die Gangsicherheit und auf die Bewegung des Beckens und der Wirbelsäule haben. Deshalb soll der Einfluss (auf die Variabilität der Höhe und des Zeitpunkts der Beckenamplitude in der transversalen Ebene) einer Gangunsicherheit (bestimmt über die Dauer des TUG-Tests) in der zweiten Teilfragestellung indirekt untersucht werden.

KOA-Patienten weisen im Gang in der Regel eine geringere ROM im Kniegelenk auf als Probanden ohne eine Arthrose (Al-Zahrani und Bakheit, 2002, Kaufman et al., 2001, Levinger et al., 2013, Na et al., 2018). Dieses reduzierte Bewegungsausmaß hat wiederum eine reduzierte Bewegung bzw. veränderte muskuläre Ansteuerung in angrenzenden Gelenken zur Folge (Al-Zahrani und Bakheit, 2002, Duffell et al., 2014, Huang et al., 2008, Jiang et al., 2020, Levinger et al., 2013, Mcgibbon und Krebs, 2002). Das Femur befindet sich in der Frontalebene meist in einer vermehrten Adduktions- bzw. verringerten Abduktionsstellung und in der Transversalebene in einer reduzierten Innen- und Außenrotationsposition (Nagano et al., 2012). Diese veränderte Stellung führt zu veränderten Gelenkmomenten (Gök et al., 2002, Landry et al., 2007, Naili et al., 2017, Sosdian et al., 2014).

All diese Veränderungen an den unteren Extremitäten haben entsprechende Auswirkungen auf die kranial gelegenen Körperpartien. In der Transversalebene konnten kaum Kompensationsmechanismen gemessen werden. Turcot et al. (2013) konnten weder Unterschiede zwischen deren medialen und lateralen OA-Gruppen messen noch Unterschiede zu deren gesunden Gruppe finden. Kiss (2011) verzeichnete abhängig vom Arthrosegrad eine verstärkte Beckenrotation. Harato et al. (2008) stellten fest, dass eine simulierte Kontraktur von 30° die Oberkörperrotation zur nicht betroffenen Seite um ca. 3°

reduziert. Jöllenbeck und Pietschmann (2019b) zeigten, dass Kniepatienten nach einer Total-Endoprothetik-Operation im Gang zu Rehabilitationsbeginn noch eine  $1,7^\circ$  stärkere Oberflächenrotation aufwiesen als altersentsprechende Vergleichspersonen.

Auch wenn Preece et al. (2019) und Linley et al. (2010) in der Frontalebene keine signifikanten Unterschiede der Oberkörper- und Beckenbewegungsausmaße zwischen KOA-Patienten und Gesunden feststellen konnten, werden häufig Kompensationsmechanismen in diesem Bereich sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene beschrieben:

In der Frontalebene reduzieren moderat betroffene KOA-Patienten mittels Beckenanheben in der Schwungphase und einem Vorwärtskippen des Beckens (Sagittalebene) am Ende (bei ausgeprägter KOA Anfang und Ende) der Einbeinstand-Phase das Knie-Extensionsmoment und erreichen ein normales Abduktionsmoment. KOA-Patienten mit einer ausgeprägten Arthrose benötigen für eine Reduktion des Extensionsmoments zusätzliche Kompensationsmechanismen in anderen Gelenken. Das Abduktionsmoment können sie nicht mehr beeinflussen. (Huang et al., 2008) Im Mittel haben Patienten mit medialer KOA in der Standbeinphase eine mittlere Beckenneigung von  $2,8^\circ$  ( $0,9^\circ$ ), es ist also  $1,6^\circ$  stärker angehoben, bzw. weniger weit abgesunken als das der Gesunden (Bechard et al., 2012). Bolink et al. (2015) stellten in der KOA-Gruppe eine signifikant geringere ROM von ca.  $2^\circ$  über den gesamten Gangzyklus fest ( $6,7^\circ$  ( $1,8^\circ$ ) vs.  $8,6^\circ$  ( $2,8^\circ$ )). Andere zeigten einen differenten Kurvenverlauf zwischen der Kontroll- und der Arthrosegruppe (Linley et al., 2010), wonach Arthrose-Patienten bereits während der Standbeinphase einen kompletten Bewegungszyklus des Beckens absolvieren (vermutlich eher ein zweizyklischer Verlauf, jedoch nicht beschrieben, da lediglich die Standbeinphase abgebildet wurde), die Gesunden lediglich eine neutrale Beckenstellung einnehmen, bevor Sie es wieder anheben. Eine systematische Übersichtsarbeit hat gezeigt, dass KOA-Patienten eine signifikant verstärkte Oberkörper-Seitneigung in Richtung des ipsilateralen Beines aufweisen ( $1,2^\circ$ ,  $p < 0,001$ ), welche in einem signifikant geringeren externen Hüft-Adduktionsmoment resultierte ( $-0,4$ ,  $p = 0,005$ ) (Iijima et al., 2019b). Zudem wird das externe Knie-Adduktionsmoment sowohl während der frühen als auch während der späten Standbeinphase hierdurch reduziert (Gerbrands et al., 2017, Kettlety et al., 2020, Naili et al., 2017, Simic et al., 2012, Tokuda et al., 2018). Bei einer medialen KOA scheint ein antiproportionaler Zusammenhang zu bestehen. Je stärker die Seitneigung, desto geringer das Knie-Adduktionsmoment (Simic et al., 2012). Außerdem scheint ein Zusammenhang zwischen einer gesteigerten Seitneigung und jüngeren, weiblichen

Probanden zu bestehen, die zudem selbst eine Kniegelenkssteifheit angeben haben und eine höhere Gehgeschwindigkeit wählten (Van Der Esch et al., 2011). Größere medio-laterale Asymmetrien des Oberkörpers (OK) korrelieren sowohl mit der OA-Ausprägung als auch mit geringerer Kraft des Quadriceps, nicht aber der Hüftgelenksabduktoren (Iijima et al., 2019a). Die verstärkte OK-Seitneigung führt zu einem gesteigerten Energieverbrauch, hat jedoch keinen Einfluss auf das Schmerzempfinden des Knies (Takacs et al., 2014), der Hüfte oder des Rückens (Simic et al., 2012), wobei jedoch umgekehrt Patienten mit vermehrten Knieschmerzen eine größere medio-laterale OK-Asymmetrie aufweisen (Schritt-zu-Schritt-Variabilität) (Bechard et al., 2012, Iijima et al., 2019a). Diese Oberkörperseitneigung über das betroffene Bein reicht von einer ROM von  $4,4^\circ$  ( $0,7^\circ$ ) (Creaby et al., 2012) bis  $22,7^\circ$  ( $6,6^\circ$ ) (Van Der Esch et al., 2011), wobei KOA-Patienten  $1,8^\circ$ - $3,0^\circ$  mehr Seitneigung aufweisen als deren gesunde Vergleichsgruppe (Creaby et al., 2012, Naili et al., 2017). Eine simulierte Kontraktur des Kniegelenks von  $15^\circ$  und  $30^\circ$  ruft eine ähnlich große Seitneigung von  $4,5^\circ$  ( $1,6^\circ$ ) hervor, also  $2,7^\circ$  mehr als ohne Kontraktur (Harato et al., 2008). Es hat sich gezeigt, dass Patienten mit einer medialen KOA andere Kompensationsmechanismen anwenden als Patienten mit einer lateralen KOA. Laterale KOA-Patienten neigen ihr Becken um  $1,7^\circ$  mehr zur Seite als ihre gesunde Kontrollgruppe. Mediale KOA-Patienten bewegen hingegen ihren Oberkörper um  $1,7^\circ$  signifikant mehr. Ihre Rumpfbewegungen waren in der sagittalen und frontalen Ebene signifikant stärker (ROM  $5,4^\circ$  vs.  $3,4^\circ$ ) im Vergleich zu Patienten mit einer lateralen OA. (Turcot et al., 2013) Kniepatienten nach einer Total-Endoprothetik-Operation, ohne Angabe ob ursprünglich eine mediale laterale oder Pan-Gonarthrose vorlag, zeigten zu Rehabilitationsbeginn im Gang verglichen zu deren Vergleichsgruppe eine um  $1,3^\circ$  stärkere Lotabweichung in der Frontalebene (Jöllenbeck und Pietschmann, 2019b).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass KOA-Patienten eine geringere Becken-ROM (Bolink et al., 2015) aufweisen, ihr Becken während der Standbeinphase stärker anheben bzw. weniger weit absenken (Bechard et al., 2012) und es auch während der Schwungphase anheben (Huang et al., 2008). Zudem neigen sie ihren Oberkörper verstärkt zu Seite über das betroffene Bein (Iijima et al., 2019b), wobei Patienten mit einer lateralen Arthrose das Becken, Patienten mit einer medialen ihren Oberkörper zur Kompensation nutzen (Turcot et al., 2013).

In der Sagittalebene konnten nicht alle Forschergruppen signifikante Unterschiede am Becken und Oberkörper finden (Iijima et al., 2019b). Manche Gruppen fanden lediglich

Unterschiede am Oberkörper, jedoch nicht am Becken (Preece et al., 2019). Andere fanden heraus, dass z. B. der OA-Schweregrad keinen Einfluss auf die Becken-Variabilität hat, jedoch auf die Stärke der Beckenbewegung (Kiss, 2011). Demnach weisen bspw. Patienten mit einer lateralen Arthrose eine um  $3,1^\circ$  (Hart et al., 2015), mit einer medialen Arthrose eine um  $4,9^\circ$  (Turcot et al., 2013) stärkere anteriore Beckenkipfung auf als gesunde. Eine simulierte Flexionskontraktur des Kniegelenks von  $30^\circ$  bewirkt im Gang eine um  $2,5^\circ$  stärkere Beckenkipfung (Harato et al., 2008). Des Weiteren wurden häufig sowohl eine vermehrte vordere Rumpfneigung ( $2,6^\circ$  (Preece et al., 2019); mediale OA:  $1,89^\circ$ , laterale OA:  $2,5^\circ$  (Turcot et al., 2013); laterale OA:  $3,4^\circ$  (Hart et al., 2015)) als auch ein größeres Bewegungsausmaß des Oberkörpers festgestellt ( $0,5^\circ$  (Naili et al., 2017) bzw.  $0,8^\circ$  (Turcot et al., 2013)). Eine provozierte Flexionskontraktur von  $30^\circ$  bewirkte beispielsweise eine um  $2,9^\circ$  vergrößerte Rumpfneigung (Harato et al., 2008). Auch nach einer Total-Endoprothetik-Operation scheint die Rumpfneigung zu Rehabilitationsbeginn im Gang, gemessen mittels Rasterstereographie, um  $6,9^\circ$  verstärkt zu sein (Jöllenbeck und Pietschmann, 2019b).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass in allen drei Bewegungsdimensionen Kompensationsmechanismen aufgrund einer Kniegelenksarthrose zu erwarten sind. In der Transversalebene ist die Beckenrotation verstärkt und die Rumpfrotation je nach Quelle reduziert oder erhöht. Hier scheint die Literaturlage nicht eindeutig. Ein Grund könnten auch die wenigen bestehenden Arbeiten in diesem Bereich sein. In der Frontal- und Sagittalebene sind vielfältige Auffälligkeiten beschrieben. So scheint in der Frontalebene die Oberkörper- als auch Beckenseitneigung erhöht zu sein. In der Sagittalebene sind beide Körperabschnitte weiter nach ventral geneigt. Fraglich ist, wie sich diese Kompensationsmechanismen auf Wirbelkörperebene widerspiegeln werden.

### **2.6.2. Gangadaptionen von Coxarthrose-Patienten**

Zahlreiche Studien haben gezeigt, dass auch eine Coxarthrose zu einer verringerten Schrittlänge führt (Cichy und Wilk, 2006, Constantinou et al., 2017, Knüsel et al., 2008, Ornetti et al., 2011, Watelain et al., 2001) sowie, dass die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit verringert ist (um ca. 12-13 %) (Constantinou et al., 2017, Knüsel et al., 2008, Watelain et al., 2001).

HOA-Patienten weisen veränderte Bewegungsausmaße im Hüftgelenk auf (Leigh et al., 2016, Zeni et al., 2015). Eine Flexionskontraktur hat häufig sowohl auf der ipsi- als auch

kontralateralen Seite einen komplexen Einfluss (Ornetti et al., 2011, Zeni et al., 2015). Demnach ist beispielsweise das ipsilaterale Knie sowohl in der Flexion als auch in der Extension eingeschränkt (Murray et al., 1971). HOA-Patienten können laut Knüsel et al. (2008) in zwei Kompensationsgruppen eingeteilt werden. Die eine Gruppe (meist bilaterale, moderate HOA) zeigte kaum Auffälligkeiten in der Gangsymmetrie. Sie kompensierte die eingeschränkte Hüftgelenksbeweglichkeit während des IC mit einem verstärkten Hüftgelenksflexionswinkel und einer Oberkörperverneigung, was zu einem Absinken und Vorverlagern des Körperschwerpunktes führt. Die andere Gruppe (eher unilaterale mittlere oder auch schwerer Betroffene) zeigte beträchtliche Schrittasymmetrien. Die Hüftgelenksflexion ist beim IC geringer als in der ersten Gruppe, die dynamische ROM ist ebenfalls geringer. Diese Gruppe versuchte die Asymmetrie zum Teil mit einer Bewegungseinschränkung der gesunden oder weniger betroffenen Seite zu korrigieren. Jedoch folgte daraus eine reduzierte Gehgeschwindigkeit und Schrittkadenz. (Knüsel et al., 2008) Beide Gruppen zeigen jedoch Auswirkungen auf das restliche Bewegungssystem, auch auf die weiter kranial gelegenen Körperabschnitte.

Diese Anpassungen sind in der Transversalebene am wenigsten mit Studienergebnissen dokumentiert. Nicht alle Studien konnten eine Veränderung finden (Thurston, 1985, Watelain et al., 2001), manche jedoch schon. So kompensieren laut Leigh et al. (2016) HOA-Patienten eine reduzierte aktive und passive Hüft-Innenrotation während der mittleren Standbeinphase der betroffenen Seite durch eine stärkere Becken- und Wirbelsäulenrotation nach dorsal (AR-Stellung im Hüftgelenk). Zeni et al. (2015) wiesen nach, dass mit abnehmender Kraft der Hüft-Abduktoren die Becken- und Thoraxrotation zunimmt.

In der Frontalebene haben Studien häufig ein verändertes Bewegungsverhalten aufgezeigt und beschrieben. Eine verstärkte Hüftgelenks-Adduktion tritt meist in Verbindung (Zeni et al., 2015) mit einem Absinken des kontralateralen Beckens (Trendelenburg, 2009) und einer Oberkörperneigung zur betroffenen Seite, dem sogenannten Duchenne-Hinken (Götz-Neumann, 2011), auf. Dies soll den Körperschwerpunkt über das Bein bringen und die Gelenkmomente für das Hüftgelenk reduzieren. Bezogen auf das Becken wurde bei HOA-Patienten zum einen im Vergleich zu Gesunden ein 2,4-fach stärkeres Herabsinken des nicht unterstützten Beins während der Abdruckphase festgestellt (HOA:  $-3,1^\circ$  ( $1,2^\circ$ ) vs. Gesunde:  $-1,38^\circ$  ( $1,8^\circ$ ); mit einer signifikant größeren ROM während der Standbeinphase von  $6,1^\circ$  ( $1,7^\circ$ ) vs.  $5,8^\circ$  ( $1,7^\circ$ )) (Watelain et al., 2001). Zum anderen

konnte bei den Arthrosepatienten ein 1,4-fach verstärktes Anheben des Beckens während der mittleren Standbeinphase gefunden werden (Gesund:  $0,8^\circ$  ( $1,5^\circ$ ) vs. HOA:  $-0,6^\circ$  ( $1,5^\circ$ )) (Leigh et al., 2016). Bolink et al. (2015) stellten in deren HOA-Gruppe eine signifikant geringere Becken-ROM (HOA:  $5,5^\circ$  ( $1,7^\circ$ ) vs. Gesunde:  $8,6^\circ$  ( $2,8^\circ$ )) und eine höhere Asymmetrie in der Beckenbewegung über den gesamten Gangzyklus, im Vergleich zu Gesunden, fest. Bezogen auf die Thoraxbewegungen gab es laut Thurston (1985) unter den Patienten zwei Gruppen. Eine Gruppe neigte in der Standbeinphase der betroffenen Seite den Oberkörper verstärkt zur Seite, die andere nicht. Dieser Unterschied war signifikant. Einen Grund für den Gruppenunterschied beschrieben sie nicht. Andere beschrieben, dass stark betroffene HOA-Patienten eine 4-fach größere Oberkörper-Seitneigung aufwiesen als die gesunde Kontrollgruppe (starke HOA:  $3,1^\circ$  ( $2,2^\circ$ ) vs. Gesunde:  $0,7^\circ$  ( $0,8^\circ$ )) und eine 3-fach größere als moderat Betroffene (moderate HOA:  $1,0^\circ$  ( $0,8^\circ$ )). Diese stärkere Seitneigung soll das externe Adduktionsmoment im betroffenen Hüftgelenk reduzieren. In der Schwungbeinphase konnte jedoch häufig im kontralateralen Knie ein erhöhtes Adduktionsmoment festgestellt werden. (Moreside et al., 2018) Diese Phänomene der verstärkten Oberkörper- bzw. Beckenseitneigung werden auch mit einer Schwäche der Glutealmuskulatur in Verbindung gebracht und wie bereits erwähnt, als positives Trendelenburg-Zeichen bzw. Duchenne-Hinken bezeichnet. In einer Studie wurde der Einfluss des Duchenne-Hinkens bei HOA-Patienten auf die Becken- und Thoraxbewegung untersucht, indem eine Gruppe von Patienten mit Duchenne-Hinken sowohl mit einer Patientengruppe ohne Hinken als auch mit Gesunden verglichen wurde. In dieser Studie blieb in beiden Patientengruppen mit steigender Geschwindigkeit das Bewegungsausmaß des Beckens konstant, das des Thorax' nahm ab. Die Autoren vermuteten, dass die verkürzte Zeit auf dem betroffenen Bein eine Notwendigkeit für eine Kompensationsbewegung reduziert. HOA-Patienten ohne Duchenne-Hinken wiesen ein signifikant geringeres Bewegungsausmaß des Beckens auf als die Gesunden. Im Vergleich zu der Gruppe mit Duchenne-Hinken konnte jedoch kein Unterschied festgestellt werden. Die Thoraxbewegung der Duchenne-Hinken-Gruppe war im Vergleich zur gesunden Vergleichsgruppe um ca.  $4,2^\circ$ , im Vergleich zur Nicht-Duchenne-Hinken-Gruppe um  $3,6^\circ$  signifikant größer. (Reininga et al., 2012)

In der Sagittalebene konnte während der terminalen Hüftgelenksstreckung eine um  $3,1^\circ$  verstärkte anteriore Beckenkipfung der HOA-Gruppe festgestellt werden (Gesund:  $-0,8^\circ$  ( $3,5^\circ$ ) vs. HOA:  $-3,9^\circ$  ( $3,6^\circ$ )) (Leigh et al., 2016). In einer anderen Studie war die



Beckenkipfung am Ende der Standbeinphase der HOA-Gruppe doppelt so hoch und der Kurvenverlauf sehr different zu dem der Gesunden (Thurston, 1985). Bei stark Betroffenen war der Kurvenverlauf des Beckens und der LWS zum Teil nicht parallel, sondern entgegengesetzt. Während der Schwungbeinphase wurde das Becken aufgerichtet und mit dem Bein in einer Einheit bewegt. (Thurston, 1985) Dies resultierte häufig in einer Hyperlordose der Lendenwirbelsäule (Jöllenbeck und Pietschmann, 2017, Thurston, 1985). Weniger Betroffene zeigten kaum Differenzen im Bewegungsverhalten des Beckens und der LWS (Thurston, 1985). Watelain et al. (2001) konnten bei Probanden mit einer beginnenden HOA während der Abdruckphase ein 2,5-fach stärker aufgerichtetes Becken messen (Gesund:  $11,7^\circ$  ( $5,4^\circ$ ) vs. HOA:  $4,6^\circ$  ( $5,4^\circ$ )). Zudem war das Bewegungsausmaß während der Standbeinphase in der HOA-Gruppe signifikant erhöht ( $2,7^\circ$  ( $2,8^\circ$ ) vs.  $1,3^\circ$  ( $2,0^\circ$ )) (Watelain et al., 2001). Da ein positiver Zusammenhang zwischen einer erhöhten Beckenbewegung in der Sagittalebene und einer sagittalen und frontalen Bewegung der Wirbelsäule bei stärker Betroffenen besteht, kann dies als eine Art Indikator der OA-Ausprägung dienen (Thurston, 1985). Es scheint auch in der Sagittalebene zwei Kompensationsmuster zu geben: ein Teil der Probanden zeigte kaum Wirbelsäulenbewegung, der Thorax bzw. Kopf bewegten sich parallel zum Becken, es fand kein Ausbalancieren der Beckenbewegung statt (Thurston, 1985). Ein anderer Teil der Probanden glich die starke Beckenbewegung durch eine vermehrt entgegengesetzte Wirbelsäulenbewegung aus (Thurston, 1985). Letztere waren oft Patienten mit einer starken HOA (Moreside et al., 2018, Thurston, 1985). Diese entgegengesetzte Wirbelsäulenbewegung müsste also auch separat für die Brust- und Halswirbelsäule zu messen sein. Sie dient einer optimalen Positionierung des Körperschwerpunktes über den Füßen und einer Blickausrichtung nach ventral. Eine Bewegungsfortpflanzung bei einer vermehrten Beckenkipfung und -rotation konnten bereits Murray et al. (1971) anhand einer vermehrten Seitwärtsbewegung des Kopfes aufzeigen. Arthrosepatienten mit einer Hüftgelenksflexions-Kontraktur und gleichzeitigen lumbalen Rückenschmerzen wiesen ein differentes Bewegungsverhalten auf im Vergleich zu Patienten ohne Rückenschmerzen. Erstere wiesen eine verstärkte, letztere eine reduziert lumbale Lordose auf (Thurston, 1985).

Vergleicht man die Kompensationsmechanismen des Beckens der Gon- und Coxarthrose-Patienten miteinander, unterscheiden sie sich in der ROM signifikant voneinander, wobei HOA-Patienten das Becken in der Frontalebene signifikant weniger bewegen als KOA-Patienten ( $5,5^\circ$  ( $1,7^\circ$ ) vs.  $6,7^\circ$  ( $1,8^\circ$ )) (Bolink et al., 2015).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass erneut in allen drei Bewegungsdimensionen Kompensationsmechanismen aufgrund einer Hüftgelenksarthrose zum Tragen kommen (Leigh et al., 2016, Thurston, 1985, Watelain et al., 2001, Zeni et al., 2015). In der Frontal- und Sagittalebene wurden entgegengesetzte Phänomene beschrieben. Je nach Fortschreiten der Arthrose und der muskulären Stärke wird das Becken in der Frontalebene entweder vermehrt angehoben oder abgesenkt und reaktiv der Oberkörper stärker zur Seite geneigt. Auch in der Sagittalebene kann es entweder zu einer verstärkten oder verringerten Beckenkipfung und lumbalen Lordose kommen. Jedoch scheint das Bewegungsausmaß und die Asymmetrie bei Arthrosepatienten verstärkt zu sein. In der Transversalebene sind die Kompensationsmechanismen am seltensten beschrieben. Es gibt jedoch Hinweise auf eine verstärkte Becken- und Thoraxrotation.

## **2.7. Ableitung der Forschungsfragen**

Aus den jeweiligen am Ende der Unterkapitel (2.6.1 und 2.6.2) stehenden Zusammenfassungen der Kompensationsstrategien der Arthrosepatienten lassen sich neue Fragen ableiten. Demnach wäre es interessant zu wissen, ob die Patienten dieser Studie, bei den gleichen Gehgeschwindigkeiten eine stärkere oder geringere Becken- und Wirbelkörperbewegung aufweisen würden. Dies begründet sich daraus, dass sie sowohl älter<sup>5</sup> sein werden als die meistbeschriebenen Gesunden, ggf. an Schmerzen leiden und aufgrund dieser Schmerzen und anderer Geheinschränkungen eine geringere Gehgeschwindigkeit<sup>6</sup> wählen würden.

Aufgrund der bekannten vergrößerten Schrittvariabilität (Barden et al., 2016), Bewegungsasymmetrien des Oberkörpers (KOA) (Iijima et al., 2019a) bzw. des Beckens (HOA) (Bolink et al., 2015) und einer gesteigerten Beckenbewegung (Frontal- und Transversalebene) bei Abnahme der Abduktorenkraft (Götz-Neumann, 2011, Zeni et al., 2015) lässt sich vermuten, dass auch in dieser Arbeit eine verstärkte Variabilität der Beckenbewegungen (Amplitude und zeitlicher Verlauf) zu verzeichnen ist. Jedoch sind diese Erkenntnisse zurzeit noch sehr grob und oft nur bezogen auf Bewegungen des Oberkörpers im

---

<sup>5</sup> Das Alter geht in der Transversalebene mit mehr Beckenbewegung (Swinnen et al., 2013) sowie in der Frontalebene mit weniger Becken-, dafür mehr Wirbelsäulenbewegung (Schmid et al., 2017) einher.

<sup>6</sup> Eine geringere Geschwindigkeit führt in der Transversalebene zu einer geringeren LWS- (Feipel et al., 2001), stärkeren Becken- (Yang et al., 2013) und ähnlichen Thoraxrotation (Crosbie et al., 1997a). In der Frontalebene führt diese zu einer geringeren Bewegung in allen Segmenten.

Ganzen beschrieben. Für genauere Betrachtungen und Erläuterungen der bisher lediglich vermuteten und notwendigen, gegensätzlich ausgleichenden Bewegung der einzelnen Wirbelsäulenabschnitte soll diese Arbeit erste Einblicke verschaffen.

Aus diesen Erkenntnissen und Lücken in der bisherigen Literatur lassen sich folgende Fragestellungen ableiten:

Die primäre Fragestellung lautet, ob und in welcher Weise sich die Becken- und Wirbelkörperbewegung im Gang arthrotischer Patienten von gesunden Probanden in der Transversal-, Frontal- und Sagittalebene unterscheiden. Zudem soll untersucht werden, ob sich beide Patientenkollektive in Ihren Bewegungsmustern voneinander unterscheiden. Folgende Parameter sollten genutzt werden, um die primäre Forschungsfrage zu beantworten: die Höhe der Amplitude in Grad und der Zeitpunkt des Auftretens der Amplitude in Prozent.

In der zweiten, sekundären Fragestellung soll ein möglicher Zusammenhang zwischen der Gangsicherheit und der Amplitudenvariabilität ermittelt werden. Die Gangsicherheit im Sinne von Einschränkungen in Bezug auf das Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit, wird an dieser Stelle vom TUG-Zeitwert abgeleitet. Die Amplitudenvariabilität wird über die Streuung innerhalb der drei Gangzyklen bezüglich Amplitude und zeitlichen Auftretens dieser (Beckenmaxima in der Transversalebene) ermittelt und beschrieben. Diese Fragestellung soll folgendes zeigen: 1. Ist die Amplituden-Variabilität und/oder zeitliche Variabilität bei Patienten mit einem höheren TUG-Zeitwert erhöht? Bzw. sind diese Variabilitäten bei Patienten mit geringeren TUG-Zeitwerten geringer? Von Patienten, die bei dem TUG-Test eine längere Zeit benötigen, wird vermutet, dass sie eine Einschränkung in Bezug auf das Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit haben und Ihre Schrittvariabilität erhöht ist. Demnach wird sich auch eine höhere Amplituden-Variabilität und/oder höhere zeitliche Variabilität zeigen. Hierfür werden sowohl beide Arthrose-Gruppen gemeinsam als auch einzeln untersucht. Die sekundären Zielgrößen sind demnach die Streuung innerhalb der Gangzyklen bezüglich Amplitude in Grad und zeitlichem Auftreten dieser Amplitude im GZ in Prozent. Sie werden jeweils über den Mittelwert der Standardabweichung abgebildet und daraufhin mit den Sekunden der TUG-Tests korreliert. Eine weitere Frage ist ob die Durchführung videorasterstereographischer Messungen im Gang mit dem in dieser Studie geplanten Design und dieser Klientel machbar ist.

### **3. Material und Methoden**

Die Ethikkommission der Landesärztekammer Rheinland-Pfalz stimmte der Studierendurchführung auf Grundlage des Ethikantrages (2019-14214-Klinische Forschung) zu (siehe Anhang B4 – Kapitel 11.2.4). Die Registernummer der Studie im Deutschen Register Klinischer Studien bzw. der Weltgesundheitsorganisation lautet: DRKS00017240 und kann unter folgenden Links abgerufen werden: [https://www.drks.de/drks\\_web/navigate.do?navigationId=trial.HTML&TRIAL\\_ID=DRKS00017240](https://www.drks.de/drks_web/navigate.do?navigationId=trial.HTML&TRIAL_ID=DRKS00017240) bzw. <https://trials-arch.who.int/Trial2.aspx?TrialID=DRKS00017240>. Im Folgenden werden die verwendeten Geräte, Kriterien, der Ablauf der Studierendurchführung und der Auswertung dargelegt.

#### **3.1. Gerät und Technik**

Das Diers 4Dmotion® Lab (DIERS International GmbH, Dillenberweg 4, D-65388 Schlangenbad) diene dieser Arbeit als grundlegendes Messsystem<sup>7</sup>. Das Laufband diene zudem der Normierung der Gehgeschwindigkeit und der Sicherstellung eines relativ konstanten Abstandes zur Kamera, was eine Reduzierung von Messungenauigkeiten ermöglichte.

#### **3.2. Erwartetes Patientenkontext**

Patienten mit einer diagnostizierten Arthrose wurden mit Hilfe von Flyern in verschiedenen Kliniken und Arztpraxen (Anhang B8 – Kapitel 11.2.8) auf die Studie aufmerksam gemacht, infrage kommenden Patienten der entsprechenden Sprechstunden des ZOU wurden kontaktiert.

##### **3.2.1. Geplanter Einschluss von Gon- und Coxarthrose-Patienten und deren Ein- und Ausschlusskriterien**

In die Studie sollten 30 Patienten mit diagnostizierter Gonarthrose und 30 Patienten mit diagnostizierter Coxarthrose nach folgenden Ein- und Ausschlusskriterien eingeschlossen werden.

---

<sup>7</sup> Neben der bereits beschriebenen Technologie der VRS (DIERS Formetric III 4D als Hauptbestandteil; CE 0535, Serien-Nr.: 303 0315 1152; EU Pat. Nr. 1 718 206 B1) (siehe Kapitel 2.3.2), bietet das Bewegungsanalyselabor die Möglichkeit einer gekoppelten Erfassung der Gangphasen der einzelnen Gangzyklen. Dies wurde durch eine im Laufband eingelassene Fußdruckmessplatte (DIERS pedogait; CE 0535; Serien-Nr.: 602 0115 118) sowie zwei laterale und eine posteriore 2D-Beinachsen-Kameras (CE 0535; Serien-Nr.: 3014 0315 138/3014 0315 139) ermöglicht.

In das Forschungsvorhaben wurden Patienten eingeschlossen, die eine uni- oder bilaterale Gon- oder Coxarthrose hatten. Zum Teil standen diese unmittelbar vor einer Versorgung mit einem ein- oder beidseitigen Gelenkersatz. Die Teilnehmer mussten mindestens volljährig sein. Die Altersobergrenze blieb offen, da das zu erwartende Durchschnittsalter bei 67,7 Jahre (10,9 Jahre) lag (Büchler, 2019). Dieses Alter ergab sich aus dem an einem Versorgungsforschungsprojekt des ZOU teilnehmenden Patientenkontext der Jahre 2018 bis März 2019. Das Geschlecht oder die ethnische Zugehörigkeit spielten für den Studieneinschluss keine Rolle. Jedoch lagen die Informationsschriften lediglich in deutscher Sprache vor.

Eines der wichtigsten Anliegen der Studiendurchführenden war die Patientensicherheit. Daher wurden Personen mit erhöhtem Sturzrisiko von der Studie ausgeschlossen. Dies war nötig, da die Studie auf einem Laufband durchgeführt werden musste. Die zu erwartende Altersstruktur legte nahe, dass die Patienten keine Erfahrungen mit diesem Medium haben würden und daher zusätzlich zu ihren ggf. bereits bestehenden Gangeinschränkungen weitere zusätzliche Unsicherheiten auftreten könnten. Daher wurden zur Erfassung möglicher Ausschlusskriterien ein persönliches Aufnahmegespräch und verschiedene Tests durchgeführt. Musste ein Patient während eines Tests eine Pause machen oder Hilfsmittel benutzen, galt dies auch als Ausschlusskriterium.

Das Aufnahmegespräch diente der Untersucherin dazu, folgende Punkte zu erfragen und pseudonymisiert zu dokumentieren (Anhang B7 – Kapitel 11.2.7). Jeder einzelne Punkt stellte ein Ausschlusskriterium dar. So wurden Patienten ausgeschlossen, die:

- vollständig auf Gehhilfen angewiesen waren
- unter einem akuten Krankheitsgeschehen litten, beispielsweise Fieber, noch nicht ausgeheilte Verletzungen, Schwindel, Übelkeit oder Gleichgewichtsprobleme
- an der Wirbelsäule im Messbereich (VP-L4) oder dem Becken operiert worden waren
- chronische Erkrankungen (mit der Ausnahme von Arthrose) hatten, die Einfluss auf das Bewegungsverhalten, die Gangsicherheit und das Gleichgewicht vermuten ließen. Beispielhaft Morbus Parkinson, Hemiplegie, Polyneuropathie
- unter fluktuierenden Krankheitsverläufen litten, beispielhaft Multiple Sklerose
- Rückenkonturveränderungen durch große Narben, Tumore, einen BMI  $\geq 30$  kg/m<sup>2</sup> oder Tattoos im Messbereich hatten, die Messartefakte erzeugen könnten

- schwanger waren
- nicht voll einwilligungsfähig oder einsichtsfähig waren

Folgende Kriterien wurden für die jeweiligen Tests festgelegt:

- Sturzgeschichte: > 1 Sturz in letzten 12 Monaten; 1 Sturz in letzten 12 Monaten wurden nur zugelassen, wenn andere Tests keine Auffälligkeiten gezeigt hatten
- TUG:  $\geq 23$  Sekunden; 22-15 Sekunden wurden nur zugelassen, wenn andere Tests keine Auffälligkeiten gezeigt hatten
- 10-Meter-Gehtest: Gehgeschwindigkeit  $< 0,6$  m/s oder  $\geq 1,3$  m/s
- 2-Minuten-Gehtest:  $< 100$  Meter

Durch die Unterzeichnung der Einwilligungserklärung musste der Patient der Studienteilnahme zustimmen.

### **3.2.2. Geplante Auswahl und Beschreibung der Vergleichsgruppen aus vorhandenem Referenzdatensatz**

Für die folgenden statistischen Auswertungen wurden vier Gruppen miteinander verglichen. Da jedem Patienten ein möglichst passender gesunder Proband gegenübergestellt werden sollte, ergaben sich zwei separate Vergleichsgruppen.

Jeder Patientengruppe wurden aus einem Probandenkollektiv von 201 Gesunden je 30 gematchte Partner (Alter, BMI und Geschlecht) zugeteilt (siehe Anhang B12 – Kapitel 11.2.12). Jeder der 201 gesunden Probanden gehörte in der Referenzstudie in eine von 3 Alterskohorten<sup>8</sup>. Da das zu untersuchende Krankheitsbild vermehrt in der älteren Gesellschaft auftritt, entsprechen die Patienten meist der dritten Alterskohorte der Gesunden (51-70 Jahre). Nimmt man nun auch noch die Parameter BMI und Geschlecht hinzu, war ein exaktes Matchen nicht möglich, weshalb ein Statistiker ein entsprechendes 1:1-Matching für alle Arthrosepatienten durchgeführt hat (siehe Kapitel 3.4.4).

### **3.3. Beschreibung des Studienablaufs**

Für diese Arbeit wurden 60 Personen mit dem DIERS 4D motion® Lab untersucht und in gleichen Teilen in zwei Kohorten von je 30 Patienten aufgeteilt (Kohorte I: Gonarthrose,

---

<sup>8</sup> Eine nähere Erläuterung der Definition der gesunden Probanden befinden sich im Anhang B1 – Kapitel 11.2.1.

Kohorte II: Coxarthrose). Es wurden sowohl Stand- als auch Gangmessungen zu zwei Messzeitpunkten durchgeführt. Bestandteil dieser Arbeit sind die Gangmessungen<sup>9</sup> des ersten Zeitpunktes.

In der Ambulanz, in den Operations-Vorbereitungsordnern für Knie- und Hüftgelenksendoprothetik der Orthopädie der Universitätsmedizin Mainz und in umliegenden Orthopädie-Praxen wurde die Akquise mit Hilfe von Flyer (Anhang B8 – Kapitel 11.2.8) durchgeführt. In Frage kommende Patienten wurden daraufhin kontaktiert und über die Möglichkeit einer Studienteilnahme informiert. Erste Fragen konnten beantwortet und Ein- und Ausschlusskriterien überprüft werden. Bei bestehendem Interesse wurden eine Studieninformation (Anhang B9 – Kapitel 11.2.9) und Datenschutzbedingungen (siehe Anhang B9 – Kapitel 11.2.9) zeitnah zugeschickt. Diese trafen mindestens 24 Stunden vor dem ersten individuell vereinbarten Messtermin ein, sodass genügend Bedenkzeit für den Patienten bestand, um sich für oder gegen eine Studienteilnahme zu entscheiden.

Aufgrund der COVID-19-Pandemie musste die Akquise zwei Monate unterbrochen werden. Die erneute Aufnahme der Studie erfolgte unter veränderten Hygienemaßnahmen, die in der Studieninformation (Anhang B11 – Kapitel 11.2.11) festgehalten wurden.

Nach dem Eintreffen im MotionLab der Unimedizin Mainz und nochmaliger mündlicher Aufklärung wurden mögliche Fragen der Patienten beantwortet. Daraufhin unterschrieben sowohl die Studiendurchführende als auch der Patient die Einwilligungserklärung (Anhang B9 – Kapitel 11.2.9). Mittels eines standardisierten Anamnesegesprächs (Anhang B7 – Kapitel 11.2.7), wurden die Ein- und Ausschlusskriterien überprüft, relevante Daten wie das betroffene Gelenk (uni- bzw. bilaterales Hüft- oder Kniegelenk), ein evtl. vorhandener Operationstermin und die momentanen Schmerzintensitäten im Gang sowie die der letzten sieben Tage abgefragt und notiert. Schmerzen sollten sich jeweils auf das betroffene Bein, den Rücken und sonstige Schmerzen am restlichen Körper beziehen. Zur Einstufung wurde die Numeric Rating Scale (NRS (0-10)) genutzt (Hilfiker, 2010, 2012, Oesch, 2009). Ein vorläufiger BMI wurde berechnet und später mit den gemessenen Daten verifiziert. Wurde ein absolutes Ausschlusskriterium festgestellt, kam es zum Abbruch der Datenerhebung. Bei einem relativen (Sturzgeschichte der letzten 12

---

<sup>9</sup> Ergebnisse und Diskussion der Haltungsuntersuchungen im Stand befinden sich im Anhang C – Kapitel 11.3.

Monate) oder keinem ermittelten Ausschlusskriterium wurden praktische Tests zur Beurteilung eines sicheren Gangs durchgeführt. Da die Patienten auf dem Laufband keine Hilfsmittel nutzen konnten, war eine Benutzung dieser auch während der Testdurchführungen nicht gestattet. Zwischen den einzelnen Tests bestand die Möglichkeit einer sitzenden Pause. Der TUG-Test (Marks, 2016) (relativer Grenzwert) (nähere Infos siehe Anhang B2 – Kapitel 11.2.2 und B5 – Kapitel 11.2.5) wurde durchgeführt und die benötigte Zeit mit einer Stoppuhr gemessen und dokumentiert. Benötigte der Patient zwischen 15-22 Sekunden und war im letzten Jahr einmal gestürzt, wurde er an dieser Stelle von der Studie ausgeschlossen. Der 10-MGT (Fritz und Lusardi, 2009) fand auf dem Flur vor dem MotionLab statt (siehe Anhang B2 – Kapitel 11.2.2 und B5 – Kapitel 11.2.5). Die gemessene Zeit war Grundlage zur Berechnung der Gehgeschwindigkeit (siehe Anhang B6 – Kapitel 11.2.6). Der 2-MGT (Bohannon et al., 2015) (nähere Infos siehe Anhang B2 – Kapitel 11.2.2 und B5 – Kapitel 11.2.5) diente neben der Beurteilung der Gehgeschwindigkeit auch der Beobachtung des Gangs, um etwaige später auf dem Laufband auftretende Unsicherheiten beurteilen zu können und stellte eine minimale Gehgeschwindigkeit von 3 km/h sicher (Anhang B6). Damit gab er auch einen ersten Hinweis auf die auf dem Laufband möglichen Test-Geschwindigkeiten (Anhang B6 – Kapitel 11.2.6). Benötigte der Patient bei einem der Tests mehr Zeit als in den Ausschlusskriterien festgelegt oder benötigte er eine Pause respektive Hilfsmittel während eines Tests, wurde der Patient von der Studie ausgeschlossen.

Vor der Laufbandgewöhnung wurde die Körpergröße barfuß oder auf Socken ansonsten vollständig bekleidet mit Hilfe einer Wand-Messskala festgestellt und notiert. Eine Gewöhnung an das Gehen auf dem Laufband und eine gleichzeitige Ermittlung der maximal möglichen Laufbandgeschwindigkeit folgte barfüßig. Die anfänglich genutzten beidseitigen Haltegriffe sollten losgelassen werden, sobald ein sicherer, freihändiger Gang möglich war. Die Eingewöhnungszeit betrug bei 2 km/h mindestens 3 Minuten, konnte jedoch individuell verlängert werden, wenn dies notwendig war. Daraufhin wurde die Geschwindigkeit mit Rücksprache mit den Patienten in 0,2 km/h-Schritten erhöht. Zur Vermeidung einer unnötigen Erschöpfung des Patienten wurde dies so zügig wie möglich durchgeführt. Wurde die nächste ganze Zahl (3, 4 oder 5 km/h) erreicht, wurde diese Geschwindigkeit mind. 30 Sekunden beibehalten. Benötigte der Patient mehr Zeit, bis sich ein sicheres Gangbild einstellte, wurde ihm dies gewährt. Hieraus ergab sich bei allen Patien-



ten eine mindestens vier-minütige Laufbandgewöhnung. Musste das Eingehen abgebrochen werden, weil der Studiendurchführenden ein unsicher wirkendes Gehverhalten auffiel oder der Patient Unsicherheit und Unwohlsein bei einer Geschwindigkeit äußerte, wurde die letzte mögliche volle Gehgeschwindigkeit als Maximalgeschwindigkeit notiert. Ansonsten wurde die Geschwindigkeit wiederum schrittweise erhöht. Dieses Vorgehen wurde so oft wiederholt, bis entweder 5 km/h erreicht oder die individuelle, maximal mögliche Messgeschwindigkeit ermittelt wurde.

Der Patient wurde daraufhin auf die Datenerhebung vorbereitet. Das Körpergewicht wurde im entkleideten Zustand per Personenwaage zur Verifizierung des BMI ermittelt. Die empfohlenen Landmarken: Vertebra prominens, beide Lumbalgrübchen (dimple left - DL und dimple right - DR) sowie beide lateralen Ränder der Acromia wurden palpatologisch durch die Studiendurchführenden ermittelt und markiert. Der Oberkörper musste komplett entkleidet sein und Schmuck abgelegt werden (Reflexionen könnten fehlerhafte Analysen erzeugen). Lediglich eine sehr kurze Hose bzw. Unterhose, durfte getragen werden. Es bestand jedoch die Möglichkeit, auf Wunsch des Patienten den ventralen Thorax mit einem selbstklebenden, hautfreundlichen Tuch zu bedecken. Weibliche Patienten konnten ihren Büstenhalter bis unmittelbar vor den Messungen anbehalten und diesen vor sich auf den Handlauf des Laufbands legen. Haargummis und Haarklammern lagen bereit, damit Haare keinen Schatten werfen. Zwei Patienten hatten kleine Tattoos auf dem Schulterblatt, also außerhalb des eigentlichen Messbereichs, diese wurden dennoch mit Makeup abgedeckt. Jeder Patient zog daraufhin aus den individuell zur Verfügung stehenden Geschwindigkeiten eine nach der anderen verdeckt aus einem Umschlag heraus und legte die Reihenfolge somit selbst fest (Randomisierung).

Nachdem sich der Patient erneut mit dem Rücken zur Kamera und der Studiendurchführenden auf das Laufband gestellt hatte, konnte mittels der Software des DIERS 4D motion® Lab die korrekte Position der Markerpunkte verifiziert und ggf. manuell durch die Untersucherin nachjustiert werden. Bei Bedarf sollte nun der noch getragene Büstenhalter abgelegt werden.

Simultan zur Oberflächentopographie des Rückens wurden Fußdruckpunkte sowie die seitliche Beinansicht der betroffenen Extremität aufgezeichnet. Bei bilateral gleichstarken Beschwerden wurde immer die rechte Seite erfasst. Weder das Gesicht noch die ventrale Körperseite des Patienten wurden hierbei erfasst. Zur Standardisierung der Blickrichtung

während der Messung sollte der Patient einen roten Punkt mit den Augen fixieren. Dieser befand sich auf der vor ihm liegenden Wand, in einer standardisierten Höhe (Körpergröße minus 20 cm). Während der statischen Messung stand der Patient in einem markierten Bereich in habitueller Haltung, der entkleidete Rücken zur Kamera ausgerichtet (nähere Information zu den Standmessungen im Anhang C – Kapitel 11.3). Während der Ganganalyse sollte der Patient ebenfalls im markierten Bereich gehen, da hier die Messgenauigkeit laut Hersteller am größten sei. Zudem wäre die Sicherheit des Patienten gefährdet gewesen, falls dieser zum Beispiel zu nah ans Laufbandende geraten wäre. Der Patient wurde während der Messung jedoch (nur wenn es zwingend erforderlich war) darauf hingewiesen, um einen unnatürlichen Gang zu vermeiden.

Die statische bzw. quasi dynamische Vermessung des Patienten dauerte ca. 6-7 Sekunden (Heitmann und Wolf, 2022). Es folgten die Ganganalysen. Der Patient konnte sich zu Beginn bei jeder Geschwindigkeit festhalten, sollte die Haltegriffe jedoch baldmöglichst loslassen und in den freien Gang wechseln. Nach einem zwei-minütigen Eingehen (pro Messung und Tempo) verlief der eigentliche Beginn des Messprozesses fließend ohne Ankündigung und dauerte 6 bzw. 8 Sekunden. Die Untersucherin beurteilte während dieser Zeit ggf. auftretende ungewöhnliche Bewegungen der Arme oder ein Schleifen des Fußes, welche zu einem Verwurf der Messung führen würden. Das Laufband bremste im Anschluss an die Messung automatisch ab und stoppte komplett. Eine Messung wurde in der Regel automatisch abgespeichert. Jedoch gab es zu diesem Zeitpunkt mehrfach Fehlermeldungen, die zur Folge hatten, dass 9 Messungen verloren gegangen sind und wiederholt werden mussten. Wurde die Messung erfolgreich abgespeichert, folgte eine Plausibilitätsprüfung der korrekten Erfassung der Fußabdrücke und Markererkennung, um eine fehlerhafte Analyse zu vermeiden. Bei einer fehlerhaften Detektion empfiehlt der Hersteller eine manuelle Korrektur. War dies nicht möglich, musste die Ganganalyse in dieser Geschwindigkeit wiederholt werden. Um die Patienten nicht zu sehr zu belasten, wurde eine Messung maximal zweimal wiederholt. Die Datenerhebung in den restlichen, randomisiert zugeordneten Geschwindigkeiten folgte. Die Wohlfühlgeschwindigkeit wurde erfragt und notiert. Nach Abschluss der letzten Messung war die Datenerhebung des ersten Messtermins beendet.

Zum Abschluss wurden mit dem Patienten die Körperhaltung, Fußstellung und Körpergewichtsverteilung im Stand besprochen, ein Ausdruck der Pedographie bei der Wohlfühlgeschwindigkeit erstellt und diese ebenfalls besprochen. Eine Diagnosestellung erfolgte ausdrücklich nicht.

### **3.4. Datenaufbereitung und statistische Analyse**

Im Folgenden werden die Arbeitsschritte der Datennachbearbeitung, des Datenexports und der Datenaufarbeitung sowie die statistischen Auswerteschritte erläutert (kurze Ergänzungen befinden sich im Anhang B3 – Kapitel 11.2.3).

#### **3.4.1. Datennachbearbeitung**

Alle auf dem Dokumentationsprüfbogen notierten Daten aus dem Messprotokoll wurden in eine Excel-Datei übertragen und mit Angaben aus dem vorherigen Telefonat verglichen. Nach nochmaliger telefonischer Nachfrage musste eine Person ausgeschlossen werden, da diese vergessen hatte, einen Sturz im letzten Jahr anzugeben und der TUG-Wert > 14 Sekunden war. Dieser Patient wurde ersetzt.

Bevor auf den eigentlichen Nachbearbeitungsprozess eingegangen wird, muss eine Besonderheit erwähnt werden. Während der Datenerhebung musste ein Systemupdate durchgeführt werden, welches die Funktion der laufenden Version nicht beeinflussen sollte. Leider kam es doch zu Beeinflussungen. Die alte Software funktioniert mit der neuen nicht parallel, weshalb 8 Patienten nur mit der Version v3.11.0 gemessen werden konnten. Die Software-Version v.3.11.0 war jedoch fehlerhaft, was zur Folge hatte, dass die Kamera 0,5 Sekunden länger aufgenommen hat, als der Projektor das Streifenmuster auf den Rücken projizierte (Heitmann und Wolf, 2022). Daraus resultierte eine fehlerhafte Erstellung des Wirbelsäulen-Modells. Indem die fehlerhaften Bilder mit dem letzten komplett ausgeleuchteten Bild ersetzt wurden, konnte das Problem behoben werden. Diese manuellen Änderungen haben auf die Auswertung jedoch keinen Einfluss, da in dieser Studie nur die ersten drei Gangzyklen ausgewertet und die letzten Bilder abgeschnitten und so nicht analysiert werden. Der Empfehlung des zuständigen Programmierers folgend wurde bis zur Wiederherstellung der v3.7.1.7 mit der neuen Version gemessen und die Datensätze analysiert. Nachdem der Datensatz entsprechend repariert wurde, wurden sowohl die Fußdruck-Messdaten als auch die Wirbelsäulendaten daraufhin mit der Software der Version v.3.7.1.7, wie folgt beschrieben, nachbearbeitet und analysiert.

Im Rahmen der Nachbearbeitung der Messdaten wurde jede Aufnahme im systemeigenen Darstellungsprofil auf mögliche Messfehler untersucht. Bestehende Fehler wurden nach Anweisungen eines Mitarbeiters der Herstellerfirma bzw. laut Handbuch korrigiert. Wenn sowohl die erste als auch zweite Messung bei einer Geschwindigkeit Messartefakte (Sprünge des Graphen der dargestellten Rotationen in allen drei Ebenen) aufgewiesen haben, wurden beide vorerst behalten und im weiteren Verlauf weiterverarbeitet. Messartefakte entstanden z. B. durch Schatten im Bereich des Halses und waren meist Missinterpretationen einzelner Wirbelkörperpositionen durch einen Softwarefehler (Heitmann und Kniepert, 2018c, Heitmann und Wolf, 2020b). Von insgesamt 254 Einzelmessungen wurden 221 auf bestehende Messartefakte geprüft. Die restlichen 33 Einzelmessungen gingen entweder aufgrund von Speicherproblemen der NAS (Network Attached Storage) verloren oder mussten aufgrund von Fehlern während der Messung oder der Mess-Software direkt verworfen werden (siehe Kapitel 4.1 Drop-outs). Diese wurden jedoch während des jeweiligen Messtermins wiederholt und ersetzt. Ca. 75 Einzelmessungen wurden nicht bearbeitet, 24 erwiesen sich in der Nachbearbeitung als problematisch und konnten von der Untersucherin nicht zufriedenstellend nachbearbeitet werden. Häufig war VP zwar mit einem Lichtraster aufgezeichnet, jedoch war der Bereich zu schattig, weshalb das Wirbelsäulenmodell nicht einwandfrei erstellt werden konnte. Diese 24 pseudonymisierten Messdateien wurden daraufhin an die Herstellerfirma übermittelt und von einem Mitarbeiter bearbeitet. Dieser Mitarbeiter bearbeitete einige Bilder zum Teil auch mit einer neueren Softwareversion (v3.11.7) nach. Auch für diese Datensätze wurde das Wirbelsäulenmodell im Anschluss mit der Softwareversion v3.7.1.7 erstellt. Die Schultermarker konnten nicht bei allen Patienten rekonstruiert werden, weshalb die schulterbezogenen Parameter in weiteren Analysen nicht einbezogen werden konnten. Auch der Spezialist konnte nicht alle Messartefakte beheben, weshalb bei einem Patienten keine der beiden 2 km/h-Messungen für weitere Analyseschritte geeignet war. Daher liegen für diesen Patienten lediglich Standarddaten vor. Eine 5 km/h-Messung musste ebenso komplett verworfen werden. Für die restlichen verbliebenen Messungen wurden daraufhin mit einem eigens entwickelten Software-Tool sogenannte „JoGu“-Dateien (für Johannes Gutenberg) erzeugt. Diese beschreiben für jedes Bild der Aufnahme die 3D-Koordinaten jedes Wirbelkörpers. Es entstehen also neben den globalen Parametern, wie dem Kyphosewinkel, auch spezifische Parameter, wie beispielsweise die Wirbelkörperneigung in der Frontalebene (siehe Parameterbeschreibung im Anhang 10).

### 3.4.2. Beschreibung des Datenexports

Mithilfe einer neuen Version<sup>10</sup> der Export-Software, die weniger fehlerhafte Exporte erzeugte (Bsp. eines fehlerhaften Exports vgl. Abbildung 11), wurde neben den Arthrose-Messdaten ein Export der Messdaten der Gesunden-Referenzwerte erzeugt (Version 3.12.0.1). Hierbei wurde darauf geachtet, dass Patienten, die ihre Arthrose rechts bzw. links hatten, auch mit dem rechten/linken Standbein exportiert wurden. Das gleiche gilt für die gematchten Gesunden (siehe statistische Auswertung, Kapitel 3.4.4). Bei bilateraler Arthrose wurde die stärker betroffene Seite, bei seitengleich starken Beschwerden die rechte Seite für einen Export als Standbein gewählt. Es entstanden CSV-Files, die jeweils pro Messung zu jedem aufgenommenen Frame alle Wirbelkörperpositionen, Becken-, Schulter- und allgemeine Wirbelsäulenparameter in den drei Raumebenen enthielten. Da die Kameras und die Fußdruckmessplatte mit einer unterschiedlichen Aufnahme Frequenz arbeiten, wurden die einzelnen Frames den Fußkontakten und Gangzyklen zugeordnet. Die Daten unvollständiger Gangzyklen am Messanfang und nach drei vollendeten Gangzyklen wurden automatisch gelöscht.

Index	Geschwindigkeit [km/h]	Gangzyklus: Links		Schritte: Link	
		Seitabweichung VP-DM (+max) [mm]	Seitabweichung VP-DM (-max) [mm]		
27	2,0	1	1	0	~
28	2,0	1	1	0	~
29	2,0	1	1	0	~
30	2,0	1	1	0	~
31	2,0	1	1	0	~
32	2,0	1	1	0	~
33	2,0	1	1	0	~
34	2,0	1	1	0	~
35	2,0	1	1	0	~
36	2,0	1	1	0	~
37	2,0	1	1	0	~
38	2,0	1	1	-	~
39	2,0	1	1	-	~
40	2,0	1	1	-	~
41	2,0	1	1	-	~

225	2,0	2	-	2	439,7	485	110,3	92,6
226	2,0	2	-	2	440	485,4	110,3	92,6
227	2,0	2	-	2	440,1	485,7	110,3	92,6
228	2,0	2	-	2	440	485,7	110,3	92,6
229	2,0	2	-	2	439,8	485,6	110,4	92,5
230	2,0	2	-	2	439,5	485,4	110,4	92,5
231	2,0	2	-	2	439,1	485	110,4	92,5
232	2,0	2	-	2	438,7	484,6	110,4	92,4
233	2,0	2	-	2	438,3	484,2	110,4	92,4
234	2,0	2	-	2	437,9	483,8	110,4	92,3
235	2,0	2	-	2	437,6	483,5	110,4	92,3
236	2,0	2	-	2	437,4	483,3	110,4	92,2
237	2,0	2	-	2	~	~	~	~
238	2,0	2	-	2	437,2	483,2	110,5	92,1
239	2,0	2	-	2	437,2	483,3	110,5	92
240	2,0	2	-	2	437,3	483,5	110,5	91,9
241	2,0	2	-	2	437,4	483,8	110,6	91,8

Abbildung 11 Beispiel fehlerhafter Exporte, links: leerer Export, rechts: fehlende einzelne Frames

<sup>10</sup> Das alte Exporttool auf dem Server der Universitätsmedizin Mainz erzeugte viele Fehlermeldungen und brach den Export wiederholt ab. Ein Export des linken Standbeins war noch nicht möglich, weshalb die Untersucherin den Export vorerst auf einem Computer der Herstellerfirma durchführte, damit die Entwicklerin auftretende Probleme direkt beheben konnte. Teilweise sind zum Beispiel leere Dateien oder einzelne fehlende Frames im Export erschienen (siehe Abbildung 11). Nachdem alle Softwarefehler behoben wurden, wurde eine neue Export-Version auf den Rechnern des Interprofessionellen Studienzentrums für Bewegungsforschung der Universitätsmedizin Mainz installiert.

### 3.4.3. Schritte der Datenaufarbeitung

Die Einzeldateien (eine Datei pro Geschwindigkeit und Patient) wurden anschließend mittels eines SAS-Skriptes (Statistical Analysis System, Version 9.4) des statistischen Institutes für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universitätsmedizin Mainz in eine gemeinsame, alle Daten enthaltende Datei überführt. Dies wurde jedoch vorerst separat für Patienten mit rechtem und linkem Standbein vollzogen. Die Gangdaten des SGZ wurden bezogen auf das pathologische Standbein ausgewertet, deshalb wurden die Gangdaten mit einem Referenzbein links mit Hilfe einer Multiplikation von -1 (in der Frontal- und Transversalebene) auf das rechte Standbein normiert. Die Gangzyklen beziehen sich somit immer auf das pathologische Bein. In der Transversalebene wird eine Oberflächenrotation nach rechts mit einem positiven Vorzeichen beschrieben, was der Rotationsbewegung der Dornfortsätze entspricht. Zeigt sich eine Oberflächenrotation nach rechts, ist der Wirbelkörper nach links rotiert. Aus diesem Grund wird die Wirbelkörperrotation nach rechts mit einem negativen Vorzeichen und eine Wirbelkörperrotation nach links mit einem positiven Vorzeichen notiert. In der ursprünglichen Softwareversion von DICAM wird die Beckenrotation als Oberflächenrotation betrachtet, weshalb eine Beckenrotation nach rechts auch durch ein positives Vorzeichen angezeigt wird. Da sich das Becken jedoch parallel zu den Wirbelkörpern bewegt, wurde das Vorzeichen der Beckenrotation nachträglich korrigiert (Multiplikation mit -1) und somit der Bewegungsrichtung der Wirbelkörper angepasst. In dieser Arbeit entspricht, nach den genannten Anpassungen in der Transversal- und Frontalebene, ein positives Vorzeichen einer Rotation/Seitneigung in Richtung kontralaterales Bein. In der Sagittalebene beschreibt ein positives Vorzeichen eine Vorneigung/Flexion des Wirbelkörpers.

Für die Bearbeitung der primären Endpunkte wurde zudem mit Hilfe eines weiteren SAS-Skriptes (vom statistischen Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universitätsmedizin Mainz) ein Standardisierter Gangzyklus berechnet (siehe Anhang B3 – Kapitel 11.2.3). Dieser dient dem Vergleich von Messungen unterschiedlicher Patienten. Unterschiedliche Schrittlängen und -dauer werden somit irrelevant. Absolute Zeitangaben wurden in relative (Prozent; 0-100 %, also 101 Werte) umgerechnet. Eine fortlaufende Tabelle mit allen Patienten bzw. gesunden Probanden wurde mit SAS 9.4 erzeugt und zur weiteren Auswertung in SPSS (Statistical Package for the Social Sciences, Version 27) übertragen. Diese Tabelle diente als Grundlage für die Erstellung von Liniendiagrammen. Mit Hilfe eines weiteren SAS-Skriptes wurde für jeden Patienten

der jeweils größte und kleinste Wert mit dem jeweiligen Prozentwert herausgefiltert und in einer separaten Datei abgespeichert. Diese Werte dienen als Grundlage für die weiteren Berechnungen der primären Endpunkte und für die Erstellung der Punkt-Streudiagramme.

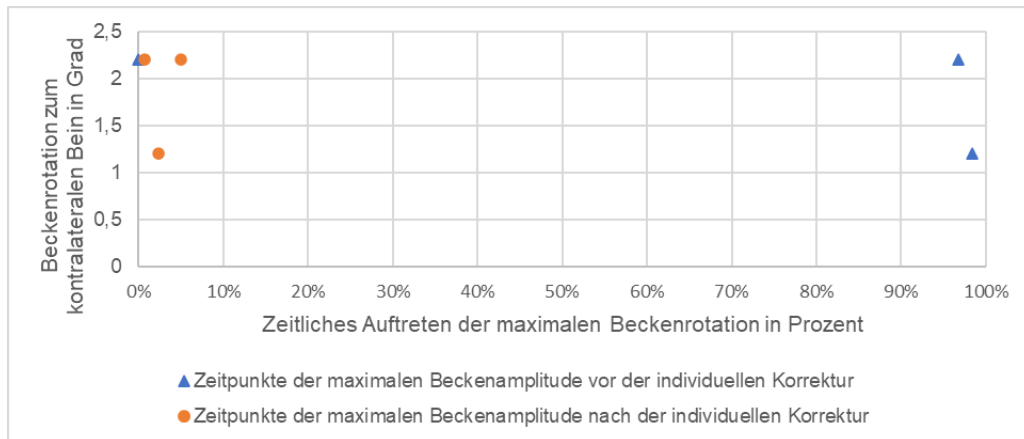


Abbildung 12 Beispielhafte Darstellung einer individuellen Parallelverschiebung der drei Zeitpunkte der Beckenamplitude auf der X-Achse um plus 5 bzw. minus 96 Prozentpunkte; Kniearthrose-Patient bei 5 km/h; blaue Dreiecke bilden die Zeitpunkte vor der Korrektur ab, die roten Kreise die danach.

Für die Analyse der sekundären Endpunkte wurden hingegen die Verlaufsglyphen der drei einzelnen Gangzyklen der Beckenrotation in der Transversalebene genutzt. Auch hier wurden die einzelnen Frames der GZ in 101 Prozentwerte umgerechnet. Für jeden Patienten wurden daraufhin die Zeitpunkte (Prozentwerte) für jeden einzelnen GZ des ersten Auftretens der maximalen bzw. minimalen Amplitude des Beckens in Excel herausgefiltert. Bezüglich einer Interpretation der Varianz der Amplitude und des Zeitpunktes des Auftretens des Beckenrotationsmaximums/-minimums (der drei GZ einer Geschwindigkeitsmessung) wurden die jeweiligen Werte in einem zweidimensionalen Diagramm pro Patient graphisch dargestellt. Lagen die einzelnen Werte am Ende und am Anfang des GZ, also auf der X-Achse kurz vor oder bei 100 % bzw. bei oder kurz nach 0 %, wurden die Werte individuell auf der X-Achse parallelverschoben (siehe Abbildung 12). Dies war die Voraussetzung, um mathematisch den korrekten Abstand der einzelnen Prozent-Werte und somit die individuelle Streuung ermitteln zu können. Aus den jeweils drei Gangzyklen pro Patienten wurde daraufhin für jede Geschwindigkeit, die Standardabweichung der Amplituden und der Prozentwerte berechnet.

#### 3.4.4. Statistische Auswertung

Die Patientengruppe dieser Studie wurden mit gesunden Probanden verglichen. Hierfür führte ein Statistiker ein 1:1-Matching für alle Arthrosepatienten mit der „Propensity Score Matching Method“ und der „Nearest-Neighbor-Auswahl“ mit dem Statistikprogramm R (R-

Version 4.0.2, mit der Version 4.1.0 des „MatchIt“-Pakets) durch. Die verwendeten Parameter waren das Geschlecht, der BMI und das Alter. Hierdurch ergab sich in beiden Gruppen eine verbesserte Balance der Verteilung der Wahrscheinlichkeitsbewertungen (Propensity Scores). Der Mittelwert des Propensity-Scores der Kniearthrose-Gruppe lag bei 0,49, der der VG vor dem Matching bei 0,08, danach bei 0,32 (siehe Anhang B12 – Kapitel 11.2.12). Die VG der Hüftarthrose-Gruppe verbesserte sich von 0,07 (alle Gesunden) auf 0,28 (gematchte Gesunde) und näherte sich somit dem Mittelwert der VG von 0,53 an (siehe Anhang B12 – Kapitel 11.2.12). In den Histogrammen (Abbildung 13) ist die Verteilung der Wahrscheinlichkeitsbewertungen beider Gruppen abgebildet. Neben den Ausgangsdaten sind die Ergebnisse der für das Matching ausgewählten Personen abgetragen. (Westphal und Wolf, 2021)

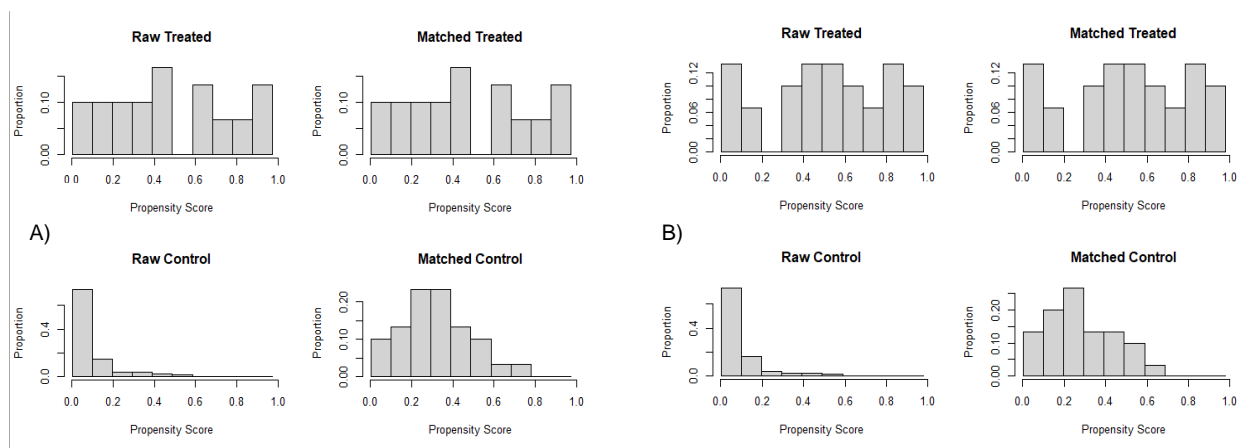


Abbildung 13 Histogramme der Wahrscheinlichkeitsbewertung (Propensity Score) – Ergebnisse des Matching für die Knie- und Hüftarthrose-Gruppe (Treated) mit den Gesunden (Control)

A: Kniearthrose, B: Hüftarthrose; auf der linken Seite sieht man jeweils die Verteilung vor (Raw) dem 1:1-Matching, rechts danach (Matched)

Die primären Zielgrößen im Gang waren die Höhe der Amplitude (Differenz zu Null) und der Zeitpunkt des Auftretens (in % des Gangzyklus) der Becken- und der Wirbelkörperpositions-Maxima während eines SGZ. Die Ergebnisse werden im Folgenden (Kapitel 4.3.1) sowohl für beide Arthrose-Gruppen als auch für das jeweilige gesunde Vergleichskollektiv für jeden Wirbelkörper und das Becken explorativ beschrieben und mittels geeigneter Graphen dargestellt. Es finden Vergleiche zwischen den jeweiligen Patientenkollektiven und den gesunden Probanden sowie zwischen den beiden Patientenkollektiven untereinander statt. Der SGZ wurde jeweils bezogen auf das pathologische Standbein ausgewertet. Sowohl die Rotation/Seitneigung zur pathologischen (negative Amplitude) und zur kontralateralen Seite (positive Amplitude) als auch die Vor- (positiv)



und Rückneigung (negativ) werden bezogen auf ihre maximale Auslenkung (in Grad) dargestellt.

Die durchgeführten Kolmogorow-Smirnow-Tests wiesen im SGZ häufig keine Normalverteilung auf, zusätzlich waren die Stichprobenumfänge gering (< 30 Patienten bzw. Probanden). Aus diesen Gründen wurde von einem Mittelwertvergleich abgesehen und es wurde stattdessen der Mann-Whitney-U-(MWU-)Rangvergleich verwendet. Zum besseren Verständnis werden im Weiteren dennoch die Mittelwerte (MW) und deren Standardabweichung (SD) aufgezeigt. In den Tabellen in den Anhängen E1 und E2 sind neben den Ergebnissen der MWU-Tests sowohl die Mittelwerte und Standardabweichungen der jeweiligen Amplituden (Maxima und Minima – Anhang E1 – Kapitel 11.5.1), als auch die der dazugehörigen Prozentwerte (zeitliches Auftreten dieser Amplituden – Anhang E2 – Kapitel 11.5.2) aufgelistet. Die Analysen sind explorativ, alle bestimmten p-Werte sind lediglich deskriptiv zu interpretieren. Als geeignete Darstellungen wurden sowohl Liniendiagramme (Anhang E4 – Kapitel 11.5.4) als auch Punkt-Streudiagramme (Anhang E3 – Kapitel 11.5.3) verwendet. Für die Erstellung der Liniendiagramme wurden zuerst pro Gruppe Mittelwerte über die einzelnen Patienten bzw. Probanden pro WK und Zeitpunkt mit Hilfe von SPSS berechnet. Daraufhin wurden Liniendiagramme über mehrere Parameter pro Geschwindigkeit und Gruppe erstellt. Die Punkt-Streudiagramme bilden die jeweils größten (Maxima) und kleinsten (Minima) Rotationswerte pro Geschwindigkeit und Wirbelkörper bzw. Becken ab. Aufgeteilt nach Gruppen werden im Gegensatz zu den Liniendiagrammen keine gemittelten Werte, sondern alle Amplitudenwerte der Gruppenzugehörigen abgetragen.

Sekundäre Zielgrößen sind die Streuung innerhalb der drei Gangzyklen bezüglich Amplitude (in Grad) und zeitlichem Auftreten (in Prozent) der Beckenmaxima in der Transversalebene im Gang und die benötigte Zeit für den TUG-Test (in Sekunden). Die Streuungen (Mittelwerte der Standardabweichungen) sollte auf einen möglichen Zusammenhang mit den Ergebnissen des TUG-Tests hin untersucht werden. Korrelationen wurden berechnet und mittels Streuungswerten und Punkt-Streudiagrammen beschrieben. Auch diese Analysen dienen einer deskriptiven Interpretation.

Die statistischen Berechnungen und Graphen wurden mit SPSS (Version 27.0.1) und Excel (für Microsoft 365) erstellt.

## 4. Ergebnisse

Die Patientencharakteristika, die Ergebnisse der Durchführbarkeit der Messung bei dieser Patientenklientel (Drop-outs) sowie die Messergebnisse der zwei Patientengruppen werden nun dargestellt. Nach dem Vorstellen der Patienten bzw. der gesunden Probanden werden erst die Ergebnisse der Voruntersuchungen aufgelistet. Daraufhin werden die Ergebnisse der Bewegungsanalysen im Vergleich zur jeweiligen Vergleichsgruppe bzw. im Vergleich beider Arthrose-Gruppen untereinander erläutert. Die Gangdaten werden je nach Fragestellung im SGZ oder über alle drei Gangzyklen hinweg analysiert, letzteres jedoch nur bezogen auf die maximalen Beckenrotationswerte in der Transversalebene und deren zeitliches Auftreten.

Da methodische Schwierigkeiten die Analyse des zeitlichen Auftretens der Amplituden im SGZ (in Prozent) nur teilweise zulassen, wurde hiervon letztendlich abgesehen. Teile der zeitlichen Analyse, die die möglich waren, können im Anhang D3 – Kapitel 11.4.3 eingesehen werden. Desweiteren befindet sich in den Ergebnissen und der Diskussion nur eine Auswahl der in diesem Dissertationsprojekt durchgeführten Bewegungsanalysen. Eine allumfassende Darstellung aller Gruppenvergleiche zu allen Gehgeschwindigkeiten hätte den Rahmen dieser Arbeit gesprengt. Von allen analysierten Gehgeschwindigkeiten werden nur zwei präsentiert. Von der Darstellung der 2 km/h Messung wurde abgesehen, da diese bei den gesunden Probanden auf Grund der ungewohnten Geschwindigkeit ein unphysiologisches und nicht typisches Bewegungsabbild hervorrufen würde. Die beiden mittleren Gehgeschwindigkeiten wurden zwar von den Patienten am häufigsten als Wohlfühlgeschwindigkeit benannt, da der Drop-out bei 4 km/h jedoch relativ groß war, wird im Folgenden von diesen lediglich die 3 km/h-Messungen dargestellt. Als zweite Gehgeschwindigkeit wird zudem die 5 km/h-Messung gewählt, da zum einen ein Unterschied zu den 3 km/h wahrscheinlich ist und zum anderen nur die weniger beeinträchtigten Patienten bei dieser schnellen Geschwindigkeit gemessen werden konnten und ein Gruppenunterschied Hinweise auf frühe Bewegungsanpassungen geben könnte. Die restlichen Analysen, inklusive der statischen Haltungsanalysen (Anhang C – Kapitel 11.3) können jedoch im Anhang D – Kapitel 11.4 eingesehen werden.

## 4.1. Patienten- bzw. Probandencharakteristika und Drop-outs

Im Folgenden werden die Patienten- bzw. Probandengruppen vorgestellt. Neben den Patienten- bzw. Probandencharakteristika werden die Drop-outs der Patientengruppen erläutert.

### 4.1.1. Gonarthrose-Patienten

Ursprünglich wurden 161 mögliche Patienten kontaktiert, von denen 120 aufgrund von Ein- und Ausschlusskriterien oder fehlendem Interesse nicht in Frage kamen (siehe Abbildung 14). 41 Personen wurden vorläufig eingeschlossen, von denen 10 Patienten nach Studieneinschluss aufgrund der Ausschlusskriterien wieder ausgeschlossen werden mussten. Eine Person wurde im Nachhinein wegen fehlerhafter Angaben (Anzahl der Stürze) ausgeschlossen und ersetzt. Nach Plausibilitätsprüfung mussten 35 Teilmessungen verworfen werden, konnten jedoch durch eine Wiederholung ersetzt werden (siehe Abbildung 14).

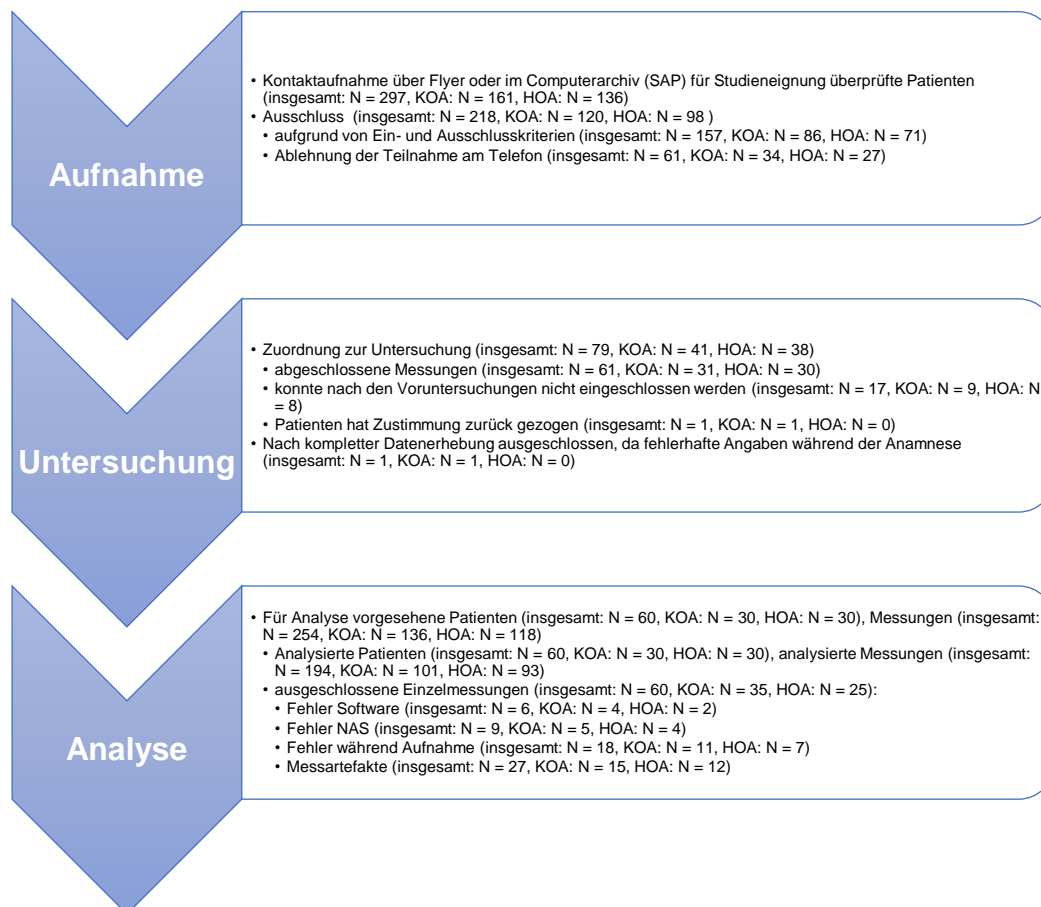


Abbildung 14 Flussdiagramm zur Akquise und Drop-out der Arthrosepatienten

Von den insgesamt 30 in die Studie eingeschlossenen KOA-Patienten lag bei 16 eine unilateral-rechte, bei 8 eine unilateral-linke und bei 6 Patienten eine bilaterale Arthrose vor. Nach Zuordnung der bilateralen Patienten zur jeweils stärker betroffenen Seite ergab sich ein Verhältnis von 19 zu 11. Da in dieser Arbeit lediglich die Ergebnisse der 3 und 5 km/h-Messungen dargestellt werden, finden sich im Folgenden die Angaben für die entsprechenden Subgruppen. In die 3 km/h-Analysen wurden die Ergebnisse von 29 KOA-Patienten (13 Frauen, 16 Männer) mit einem durchschnittlichen Alter von 63 Jahren (Range 40-84 Jahre) und einem durchschnittlichen BMI von ca. 26 kg/m<sup>2</sup> einbezogen, eine unilateral-rechte Person wurde nicht mehr berücksichtigt. Das Verhältnis der Seite des Referenzbeins veränderte sich entsprechend auf 18 (rechts) zu 11 (links) (siehe Tabelle 1 und Abbildung 16; in Abbildung 15 ist die Verteilung der betroffenen Seiten zu sehen). In die 5 km/h-Analyse wurden noch 17 Patienten (6 Frauen, 11 Männer) mit einem Alter von 61 Jahren (Range 44-84 Jahre) und ebenfalls einem durchschnittlichen BMI von ca. 26 kg/m<sup>2</sup> einbezogen. Das Verhältnis des betroffenen Beins lag hier bei 9:5:3, das des Referenzbeins bei 10:7 (siehe Abbildung 15, Abbildung 16 und Tabelle 1). Das Verhältnis der Patienten mit bzw. ohne Operationsindikation oder geplanter Operation, sowie nähere Angaben zu Größe und Gewicht der Patienten ist in Tabelle 1 zu finden.

#### **4.1.2. Coxarthrose-Patienten**

Ursprünglich wurden 136 mögliche Patienten kontaktiert, von denen 98 Personen nach einem persönlichen Gespräch für eine Studienteilnahme nicht in Frage kamen (siehe Abbildung 14). 38 Patienten konnten vorläufig eingeschlossen werden, von denen jedoch 8 Personen nach Studieneinschluss aufgrund der Ausschlusskriterien wieder ausgeschlossen werden mussten. Nach Plausibilitätsprüfung wurden 25 Teilmessungen verworfen, konnten jedoch durch eine Wiederholung ersetzt werden. Bei einem Patienten konnte auch die wiederholte Messung nicht verwendet werden, weshalb für diese Person nur die Standmessung zur Verfügung standen.

Von den 30 eingeschlossenen HOA-Patienten lag bei 12 eine unilateral-rechte, bei 12 eine unilateral-linke und bei 6 Patienten eine bilaterale Arthrose vor. Nach Zuordnung der bilateralen Patienten zur jeweils stärker betroffenen Seite ergab sich ein Verhältnis von 16 zu 14. Folgende Angaben für die entsprechenden Geschwindigkeits-Subgruppen sind auch in Abbildung 15 und Abbildung 16 sowie Tabelle 1 zu sehen.

Tabelle 1 Probanden- bzw. Patientencharakteristika, aufgeteilt nach Arthrose-Gruppen bei 3 und 5 km/h

		Kniegelenk				Hüftgelenk			
		OA-Gruppe		Vergleichsgruppe		OA-Gruppe		Vergleichsgruppe	
Messgeschwindigkeit [km/h]		3	5	3	5	3	5	3	5
Geschlecht	Anzahl (Anteil in [%]) Frauen	13 (45)	6 (35)	13 (45)	8 (47)	16 (57)	6 (46)	14 (50)	8 (62)
	Anzahl (Anteil in [%]) Männer	16 (55)	11 (65)	16 (55)	9 (53)	12 (43)	7 (54)	14 (50)	5 (39)
Alter: MW (SD); Range [Jahre]		63,1 4 (10,1 2); 40- 84	60,9 4 (9,09 ); 44- 84	58,2 8 (6,34 ); 34- 70	58,2 9 (4,18 ); 50- 66	63,32 (11,9 5); 28-81	58,92 (9,44 ); 43- 70	56,8 9 (7,85 ); 32- 70	54,9 2 (6,98 ); 39- 64
Größe: MW (SD); Range [cm]		171, 93 (8,44 ); 157- 190	174, 65 (8,03 ); 160- 190	174, 31 (7,80 );160 -190	173, 53 (4,95 );166 -184	171,1 4 (9,14 ); 156- 190	173,0 8 (8,35 ); 162- 186	174, 50 (7,88 ); 162- 192	173, 54 (6,44 ); 162- 185
Gewicht: MW (SD); Range [kg]		76,5 5 (10,4 2); 50- 97	79,4 7 (11,0 9); 50- 97	77,6 4 (11,3 2); 60- 103	75,2 7 (9,95 ); 60- 92	75,32 (11,4 6); 55-97	75,85 (13,9 7); 55-97	77,0 8 (10,6 7); 60- 103	74,4 7 (9,75 ); 61- 92
BMI: MW (SD); Range [kg/m <sup>2</sup> ]		25,7 6 (2,20 ); 20- 29	25,8 8 (2,06 ); 20- 28	25,4 6 (2,42 ); 21- 29	24,9 2 (2,33 ); 21- 29	25,64 (2,48 ); 19- 29	25,23 (3,00 ); 19- 29	25,2 5 (2,50 ); 21- 29	24,7 0 (2,67 ); 21- 29
Betroffene Seite (Anzahl)	unilateral rechts	15	9	-	-	12	7	-	-
	unilateral links	8	5	-	-	10	4	-	-
	bilateral	6	3	-	-	6	2	-	-
Auszuwertende Seite (Anzahl)	rechts	18	10	18	10	16	9	16	9
	links	11	7	11	7	12	4	12	4
mit / ohne geplanter Operation (Anzahl)		18 / 11	11 / 6	0 / 29	0 / 17	17 / 11	6 / 7	0 / 28	0 / 13

MW (SD): Mittelwert (Standardabweichung), OA: Arthrose, BMI: Body-Mass-Index

In die 3 km/h Analysen wurden die Ergebnisse von 28 HOA-Patienten (16 Frauen, 12 Männer) mit einem durchschnittlichen Alter von 63 Jahren (Range 28-81 Jahre) und einem durchschnittlichen BMI von ca. 26 kg/m<sup>2</sup> einbezogen, zwei unilateral-linke Personen wurde nicht mehr berücksichtigt. Das Verhältnis der Seite des Referenzbeins veränderte sich entsprechend auf 16 (rechts) zu 12 (links). In die 5 km/h Analyse wurden noch 13 Patienten (6 Frauen, 7 Männer) mit einem Altern von 59 Jahren (Range 43-70 Jahre) und einem durchschnittlichen BMI von ca. 25 kg/m<sup>2</sup> ausgewertet. Das Verhältnis des betroffenen Beins lag hier bei 7:4:2, das des Referenzbeins bei 9:4. Das Verhältnis der Patienten

mit bzw. ohne Operationsindikation oder geplanter Operation, sowie nähere Angaben zu Größe und Gewicht der Patienten ist in Tabelle 1 zu finden.

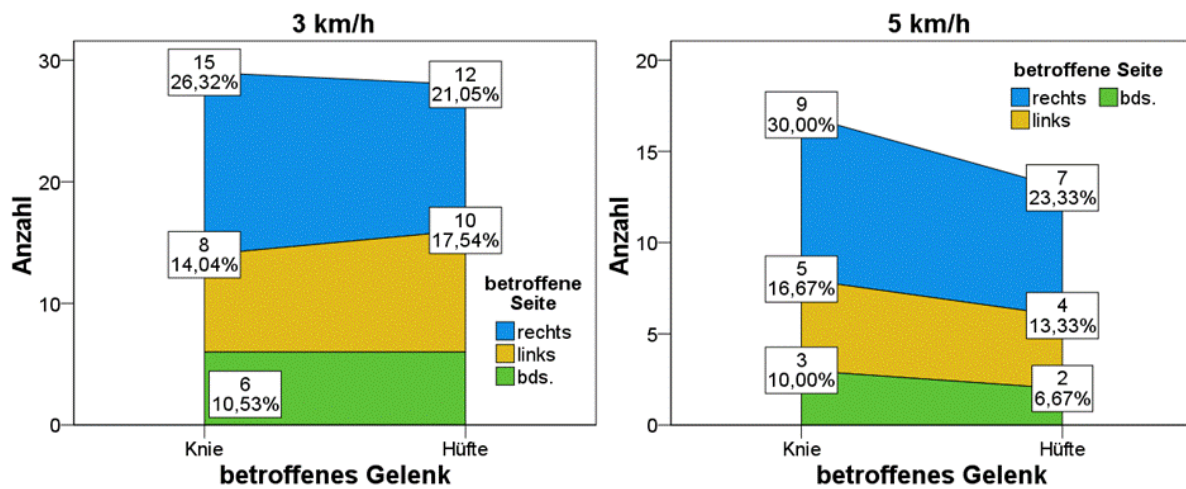


Abbildung 15 Verteilung der betroffenen Seite beider Arthrose-Gruppen links: 3 km/h, rechts: 5 km/h; jeweils links Knie-, jeweils rechts Hüftarthrose-Gruppe; blau: rechts, gelb: links, grün: beidseits betroffen)

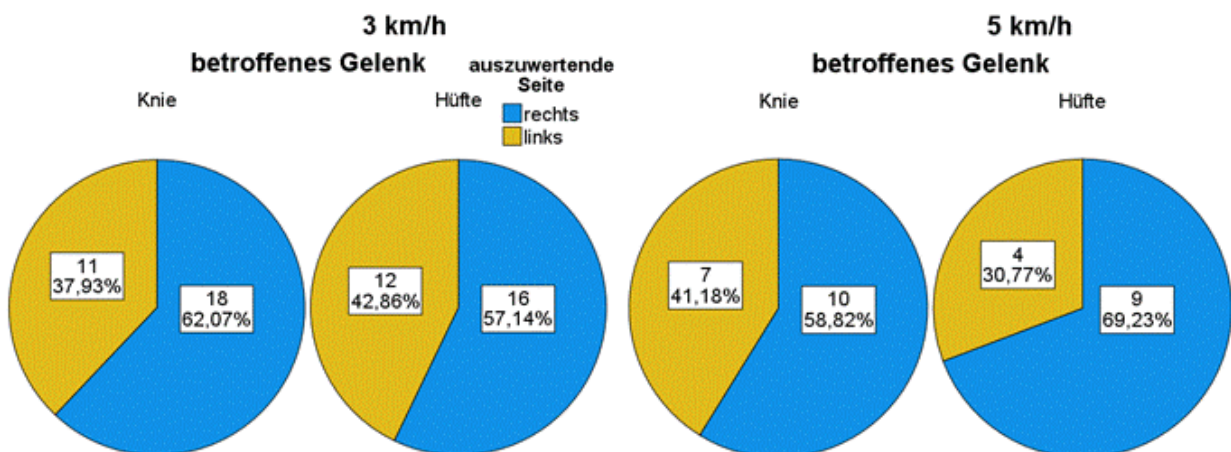


Abbildung 16 Verteilung der auszuwertenden Seite (Seite des Referenzbeins) beider Arthrose-Gruppen links: 3 km/h, rechts: 5 km/h; jeweils links Knie-, jeweils rechts Hüftarthrose-Gruppe; blau: rechts ausgewertet, gelb: links ausgewertet

### 4.1.3. Gesunde Vergleichsgruppen

Ein 1:1-Matching für alle Arthrosepatienten erbrachte für die KOA-Patienten 14 weibliche und 16 männliche gesunde Probanden mit einem mittleren Alter von 58 Jahren (Range 34-70 Jahre) und einem durchschnittlichen BMI von 25 kg/m<sup>2</sup>. Die 3 km/h-Subgruppe hat mit 13 weiblichen und 16 männlichen Probanden ein durchschnittliches Alter von 61 Jahren (Range 34-70 Jahre) und einen durchschnittlichen BMI von 25 kg/m<sup>2</sup>. Die 5 km/h-

Subgruppe hat wiederum noch 8 weibliche und 9 männliche Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 58 Jahren (Range 50-66 Jahre) und einem durchschnittlichen BMI von 25 kg/m<sup>2</sup>.

Von den ursprünglich 15 weiblichen und 15 männlichen gesunden Probanden mit einem mittleren Alter von 57 Jahren (Range 32-70 Jahre; BMI 25 kg/m<sup>2</sup>.), die den HOA-Patienten zugeteilt wurden, verblieben in der Subgruppe der 3 km/h Messung je 14 beiden Geschlechts, mit einem Alter zwischen 32 und 70 Jahren (Mittelwert: 57 Jahre) und einem BMI von 25 kg/m<sup>2</sup>. Die 5 km/h-Subgruppe hatte noch 8 weiblichen und 5 männlichen Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 55 Jahren (Range 39-64 Jahre) und einem durchschnittlichen BMI von 25 kg/m<sup>2</sup>. Die anthropometrischen Daten der an die Geschwindigkeit adaptierten Subgruppen werden in der Tabelle 1 aufgelistet und deren Patientengruppen gegenübergestellt.

#### **4.2. Ergebnisse der Voruntersuchungen und gruppenbeschreibende Daten**

Unmittelbar vor der eigentlichen Laufbanduntersuchung wurde die funktionelle Leistungsfähigkeit der Patienten durch eine Schmerzabfrage, dem TUG-Test, dem 10-MGT und dem 2-MGT überprüft. Im Folgenden werden die entsprechenden Werte für die 3 / 5 km/h Messung aufgelistet. Im 2-MGT erreichten die Patienten eine mittlere Gehstrecke von 177 m (21 m) / 183 m (22 m) (KOA) und 172 m (28 m) / 191 m (19 m) (HOA) sowie eine maximale, aber dennoch sichere selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 5,1 km/h (0,7 km/h) / 5,4 km/h (0,6 km/h) (KOA), bzw. 5,1 km/h (0,8 km/h) / 5,7 km/h (0,5 km/h) (HOA) (siehe Tabelle 2). Den 10-MGT absolvierten sie hingegen lediglich mit einer mittleren Gehgeschwindigkeit von 2,7 km/h (0,5 km/h) / 2,5 km/h (0,3 km/h) (KOA) und 2,8 km/h (0,5 km/h) / 2,5 km/h (0,2 km/h) (HOA) (siehe Tabelle 2).

Die Patienten mit einer Kniearthrose sind in den letzten 12 Monaten seltener gestürzt als die Hüftarthrose-Patienten. Sie konnten zudem im Durchschnitt den TUG-Test ca. eine halbe bis dreiviertel Sekunde schneller absolvieren. Bei der Hüftarthrose-Gruppe ergaben sich zwei Häufungen, eine bei 9 und eine bei 12 Sekunden (siehe 3 km/h in der Tabelle 2 und Abbildung 17). Die 5 km/h Messungen konnten nur noch wenige Probanden mit einem erhöhten TUG-Wert absolvieren. Demnach befinden sich in der 3 km/h-Auswertung nur Patienten, die für den TUG-Test zwischen 7 und 14 Sekunden benötigt

haben und in der 5 km/h-Auswertung Patienten mit einem Wert zwischen 7 und 12 Sekunden. Die Schmerzstärke am Untersuchungstag war in beiden Gruppen geringer als in den sieben Tagen vor der Untersuchung. Die Schmerzen am betroffenen Bein betragen am Messtermin in der KOA-Gruppe (3 km/h) 3,14, in der HOA-Gruppe (3 km/h) 3,35 auf der NRS und sind somit untereinander vergleichbar (siehe Tabelle 2 und Abbildung 18).

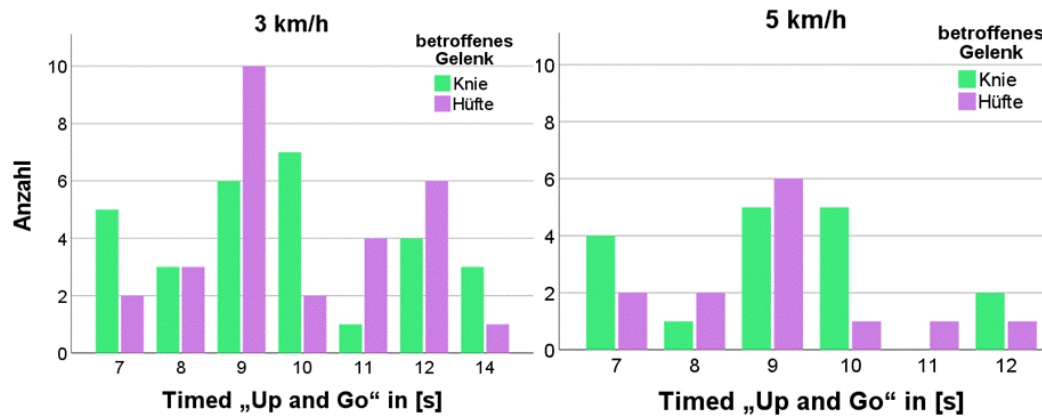


Abbildung 17 Histogramm der benötigten Sekunden für den Timed „Up and Go“-Tests, aufgeteilt nach den Arthrose-Gruppen (hellgrün: Knie-, lila: Hüftgelenk) und der jeweiligen Messgeschwindigkeit.

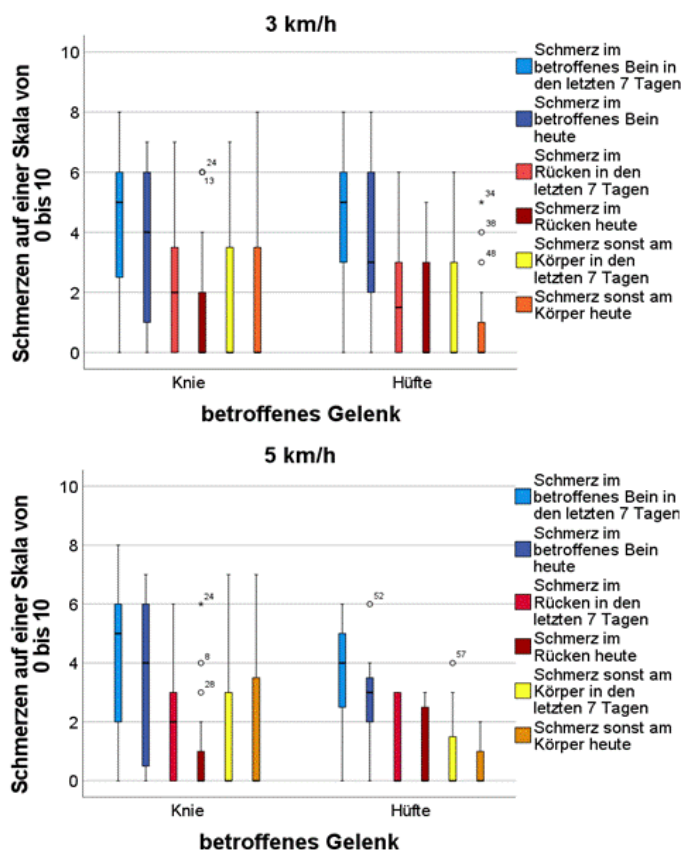


Abbildung 18 Boxplots der Schmerzen: gemessen mit der Numerischen Rating-Skala jeweils der letzten 7 Tagen bzw. am Tag der Untersuchung; blau: bezogen auf das betroffene Bein, rot: auf den Rücken und gelb/orange den restlichen Körper, aufgeteilt nach Arthrose-Gruppen und gemessenen Geschwindigkeiten



Tabelle 2 Ergebnisse der Voruntersuchungen, aufgeteilt nach Arthrose-Gruppen bei 3 und 5 km/h

		KOA-Gruppe		HOA-Gruppe	
Messgeschwindigkeit [km/h]		3	5	3	5
Stürze	Anzahl, absolut	4	2	7	3
TUG-Test	MW (SD); Range [s]	9,14 (1,67); 7-12	8,86 (1,51); 7-12	10,00 (1,72); 7-14	9,17 (1,34); 7- 12
2-MGT	Anzahl Strecken; MW (SD); Range	11,64 (1,37); 9,25-14,5	11,98 (1,47); 10,25-14,50	11,29 (1,83); 8-14,75	12,56 (1,22); 10,25-14,75
	Gehstrecke; MW (SD); Range [m]	177,34 (20,86); 141- 221	182,61 (22,34); 156- 221	172,07 (27,93); 122- 225	191,45 (18,53); 156- 225
	Gehgeschwindigkeit; MW (SD); Range [km/h]	5,12 (0,71); 3,77-6,63	5,40 (0,64); 4,69-6,63	5,14 (0,82); 3,66-6,74	5,72 (0,54); 4,69-6,74
10-MGT	Gehgeschwindigkeit; MW (SD); Range [m/s]	0,70 (0,10); 0,60-1,00	0,69 (0,09); 0,60-0,90	0,77 (0,13); 0,60-1,00	0,69 (0,06); 0,6-0,8
	Gehgeschwindigkeit; MW (SD); Range [km/h]	2,67 (0,45); 2,16-3,60	2,54 (0,32); 2,16-3,24	2,78 (0,49); 2,16-3,60	2,49 (0,23); 2,16-2,88
Schmerzen auf der NRS (0-10)	am betroffenen Bein in den letzten 7 Tagen; MW (SD); Range	4,09 (2,62); 0-8	3,79 (2,67); 0-8	4,58 (2,02); 0- 8	3,75 (1,82); 0- 6
	am betroffenen Bein am Tag des Messtermins; MW (SD); Range	3,14 (2,53); 0-7	2,93 (2,65); 0-7	3,35 (2,31); 0- 8	2,67 (1,67); 0- 6
	am Rücken in den letzten 7 Tagen; MW (SD); Range	2,09 (2,25); 0-7	2,00 (2,15); 0-6	1,96 (2,11); 0- 6	1,17 (1,47); 0- 3
	am Rücken am Tag des Messtermins; MW (SD); Range	1,27 (2,03); 0-6	1,07 (1,94); 0-6	1,50 (1,99); 0- 5	0,92 (1,38); 0- 3
	sonst am Körper in den letzten 7 Tagen; MW (SD); Range	1,82 (2,46); 0-7	1,50 (2,31); 0-7	1,35 (1,77); 0- 6	0,92 (1,38); 0- 4
	sonst am Körper am Tag des Messtermins; MW (SD); Range	1,73 (2,82); 0-8	1,64 (2,50); 0-7	0,77 (1,39); 0- 5	0,50 (0,80); 0- 2

MW (SD): Mittelwert (Standardabweichung), TUG-Test: Timed „Up and Go“-Test, 2-MGT: 2-Minuten-Gehtest, 10-MGT: 10-Meter-Gehtest, KOA: Kniearthrose, HOA: Hüftarthrose, NRS: Numerische Rating-Skala

### 4.3. Ergebnisse der Bewegungsanalyse im Gang

Zum Gang ist anzumerken, dass sich beide Arthrose-Gruppen im Mittel bezogen auf die Wohlfühlgeschwindigkeit nur gering unterscheiden mit 3,52 km/h (0,79 km/h) (KOA) vs. 3,23 km/h (0,73 km/h) (HOA) ( $z = -1,371$ ,  $p = 0,170$ ). Die KOA-Patienten haben sich tendenziell am wohlsten bei 4 km/h gefühlt ( $n = 14$ ) (3,52 (1,00); Range: 2-5). Zwei Patienten haben angegeben, dass 5 km/h am ehesten ihrer Wohlfühlgeschwindigkeit entspräche. Die HOA-Patienten haben hingegen am häufigsten ( $n = 13$ ) 3 km/h und 4 km/h ( $n = 12$ ) als Wohlfühlgeschwindigkeit angegeben (3,23 (0,73); Range: 2-4). Dies spiegelt sich

auch in der maximal möglich zumessenden Gehgeschwindigkeit beider Gruppen wider. Hier konnten 17 Patienten mit KOA und nur 13 mit HOA bei 5 km/h vermessen werden (siehe Abbildung 19).

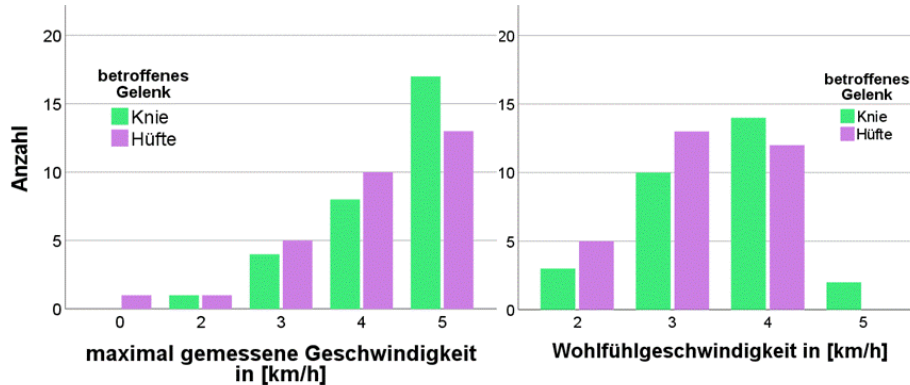


Abbildung 19 Histogramme der maximal messbaren Gehgeschwindigkeit und Wohlfühlgeschwindigkeit; links: Histogramm der maximal messbaren Gehgeschwindigkeit, aufgeteilt nach Arthrose-Gruppen; rechts: Übersicht der Wohlfühlgeschwindigkeiten, aufgeteilt nach Arthrose-Gruppen

#### 4.3.1. Analyse der Rotationsamplituden im Standardisieren Gangzyklus – primäre Ziel-/Endpunkte

In diesem Teilkapitel wird auf die Ergebnisse der Fragestellung der primären Endpunkte (Höhe der Amplitude der Becken- und der Wirbelkörperpositions-Maxima während eines Standardisierten Gangzyklus') eingegangen. Verglichen werden die WK-Daten der drei Ebenen bei 3 und 5 km/h. Diese werden einzeln pro Bewegungsebene in der Reihenfolge 1) KOA-Gruppe vs. Gesunde VG, 2) HOA-Gruppe vs. Gesunde VG und 3) beide Arthrose-Gruppen untereinander dargestellt. In den Punkt-Streudiagrammen stellen die Kreise die Rotationsmaxima (meist Rotation/Seitneigung zur kontralateralen Seite bzw. stärkste Neigung nach ventral / geringste Neigung nach dorsal) und Kreuze die Rotationsminima (meist Rotation/Seitneigung zur ipsilateralen Seite bzw. geringste Neigung nach ventral / stärkste Neigung nach dorsal) der einzelnen Probanden bzw. Patienten dar. Im Anhang sind die Mittelwerte, Standardabweichungen, Ergebnisse der statistischen Tests (Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 Tabelle 15-20 und E2 – Kapitel 11.5.2 Tabelle 21-26) und alle Linien-, Rotationsamplituden- und Punkt-Streudiagramme (Anhang E3 – Kapitel 11.5.3, E4 – Kapitel 11.5.4 und E5 – Kapitel 11.5.5) in größerer Form zu finden. Die wichtigsten Ergebnisse werden im Kapitel 5.1.1 zusammengefasst.

#### **4.3.1.1. Beschreibung der Wirbelkörperbewegungen in der Transversalebene**

Zu Beginn erfolgt eine kurze allgemeine Beschreibung der Bewegungsausmaße der Wirbelsäule in der Transversalebene. Diese nehmen sowohl bei den Gesunden als auch bei den Patienten mit steigender Geschwindigkeit zu. Die Wirbelkörper und das Becken vollführen pro GZ einen kompletten Rotationszyklus (jeweils eine Rotation nach rechts und nach links). Während der Einbeinstand-Phase des pathologischen Beins ist das Becken in Richtung der kontralateralen Seite rotiert, während der Schwungbeinphase in Richtung der ipsilateralen. Das Becken und die unteren LWK sind während des SGZ zu den BWK phasenverschoben und erreichen ihre maximalen Amplituden früher als letztere.

Sowohl für den Vergleich der Kniearthrose-, als auch der Hüftarthrose-Patienten weisen die Gesunden in den Liniendiagrammen rein optisch einen anderen WK-Verlauf auf (siehe z. B. 3 und 5 km/h in Abbildung 20 und Abbildung 25). Sowohl bei 3 km/h als auch bei 5 km/h zeigen das Becken und die unteren LWK der Gesunden im Gegensatz zu den Patienten ein Plateau bzw. einen kleinen zweiten Anstieg. Die Patienten weisen im Mittel eine stärkere Becken- und LWS-Rotation auf, die Gesunden eine stärkere Rotation der Brustwirbelsäule. Die Geschwindigkeit hat in allen Gruppen einen besonderen Einfluss auf das Becken und die LWS, wobei dieser bei den Patienten größer ist. Bei 3 km/h sind L3 und L4 (der KOA-Patienten, der Gesunden und HOA-Patienten, bei letzteren auch das Becken) zum IC noch zum ipsilateralen Standbein rotiert und rotieren im Verlauf des GZ zur kontralateralen Seite. Mit steigender Geschwindigkeit sind das Becken und die LWS bereits zum Zeitpunkt des IC (z. B. 5 km/h: L3-Becken) in Richtung des kontralateralen Beins rotiert, das Maximum wird früher erreicht. Das Rotationsmaximum der BWK wird mit steigender Geschwindigkeit in allen Gruppen tendenziell eher später erreicht (siehe Abbildung 20 und Abbildung 25). Die Amplituden der LWK sind ähnlich hoch, die der BWK unterschiedlich hoch. Diese erreichen ihr Rotationsmaximum nahezu zeitgleich (siehe z. B. Liniendiagramme in Abbildung 20 und Abbildung 25 oder im Anhang E4 – Kapitel 11.5.4 und Punkt-Streudiagramme im Anhang E3 – Kapitel 11.5.3). Im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 und E2 – Kapitel 11.5.2 in den Tabellen 15, 16 bzw. 21 und 22 sind die genauen statistischen Werte, Testergebnisse und Diagramme (alle Punkt-Streudiagramme (Anhang E3 – Kapitel 11.5.3), Liniendiagramme bzw. Mittelwert-Verlaufsgraphen (Anhang E4 – Kapitel 11.5.4) und Rotationsamplituden- (Anhang E5 – Kapitel 11.5.5)) der Transversalebene zu finden.

#### 4.3.1.1.1. Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe

Betrachtet man die Kniearthrose-Gruppe und deren Kontrollgruppe einzeln, erkennt man, dass in der gesunden VG die WK im Bereich von T8-T10 (3 km/h: T9, T10, 5 km/h: T8, T9) die stärkste kontralaterale Rotation erreichen (siehe Abbildung 20, Anhang E4 – Kapitel 11.5.4 und Tabelle 15 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). In der Kniearthrose-Gruppe rotierten T7, gefolgt von T6 bei 3 km/h bzw. T8 bei 5 km/h am stärksten in Richtung des kontralateralen Beins. Betrachtet man die Gegenrichtung, wurde die maximale ipsilaterale Rotation der Gesunden im Mittel auf Höhe von T7 und T6 gemessen. Im Gegensatz dazu zeigten die Patienten im Mittel ihre Maxima in etwas kaudaler liegenden Wirbelkörpern, auf Höhe der WK T8 und T7 (3 und 5 km/h, siehe Tabelle 16 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1).

In den Liniendiagrammen erkennt man, dass die zeitliche Differenz und Amplitudenhöhe (kontralateral) in der Arthrose-Gruppe mit steigender Geschwindigkeit zunehmen, die der Gesunden ähnlich bleiben (siehe Abbildung 20 und Anhang E4 – Kapitel 11.5.4). Die gegenseitigen geringeren Amplituden werden in beiden Gruppen um ca. 50 Prozentpunkte verschoben erreicht. In beiden Gruppen ist zudem ein Shift des Rotationsmittelpunktes zu sehen. Die gesunden Probanden rotieren ihre BWK stärker zum kontralateralen Bein und nicht so stark zum ipsilateralen, das Becken wird hingegen stärker zum ipsilateralen rotiert. Die KOA-Patienten scheinen bei 5 km/h tendenziell eher einen ipsilateralen Shift der BWK und kontralateralen Beckenshift zu besitzen.

Betrachtet man die Rangvergleiche der MWU-Tests der maximalen Rotation in Richtung des kontralateralen Beins, so unterscheidet sich die KOA-Gruppe von der gesunden Vergleichsgruppe bei 3 km/h insbesondere in der oberen BWS (VP-T5), der unteren LWS (L3 und L4) und dem Becken, wobei die Patienten eine teilweise doppelt bis dreifach so große Amplitude aufweisen (bspw. VP-T4, siehe Tabelle 15 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). Die mittlere BWS rotiert hingegen in die Gegenrichtung stärker, was im statistischen Sinne jedoch nicht auffällig ist. Bei 5 km/h kann kein Gruppenunterschied festgestellt werden (siehe Abbildung 21). Zur ipsilateralen Seite unterscheiden sich das Becken und L4 (3 bzw. 5 km/h), nun weisen die Gesunden eine fast doppelt so starke Amplitude auf (siehe Abbildung 21 und Tabelle 16 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1).

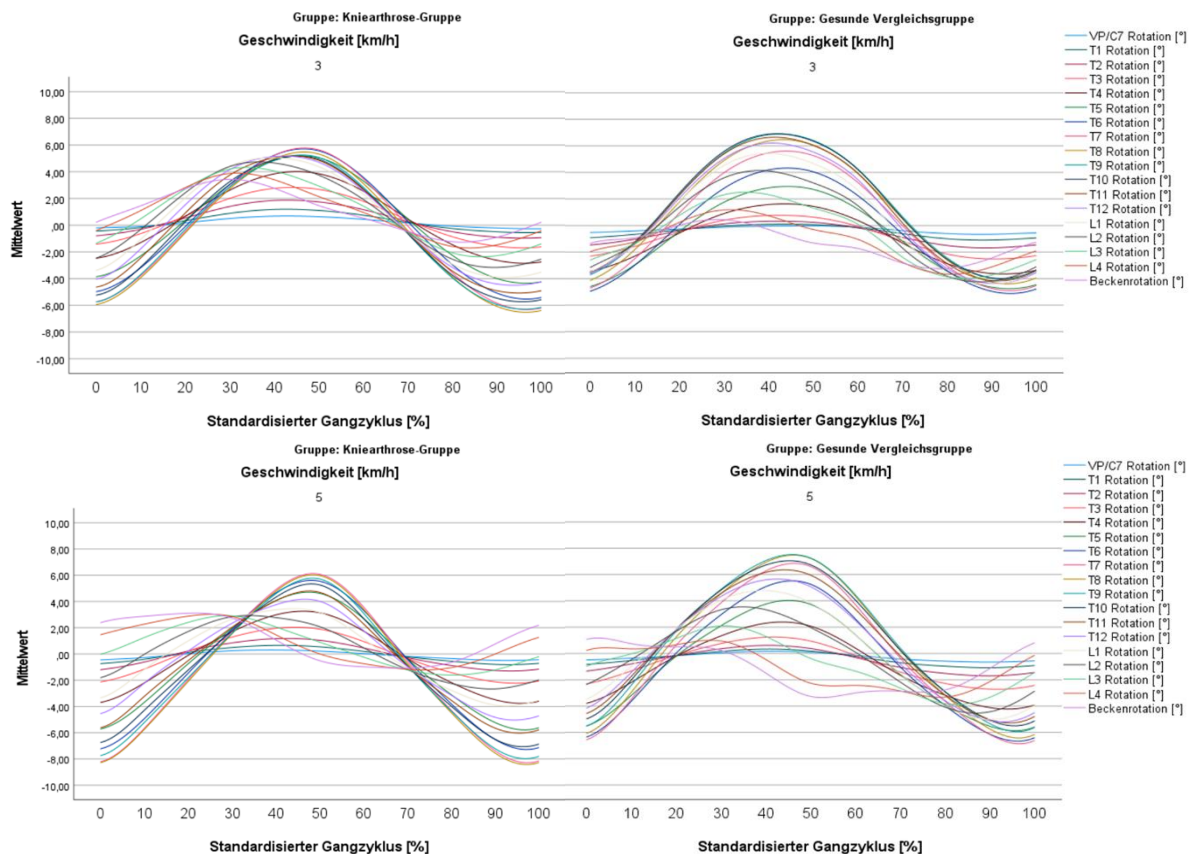


Abbildung 20 Mittelwert-Verlaufsgraphen in der Transversalebene bei 3 (oben) und 5 km/h (unten): Kniearthrose-Patienten (links) vs. gesunde Vergleichsgruppe (rechts). Abgebildet werden die Wirbelkörper VP/C7-L4 und das Becken (in Grad) während des Standardisierten Gangzyklus' (in Prozent); positiv: Rotation zum kontralateralen Bein, negativ: Rotation zum ipsilateralen Bein.

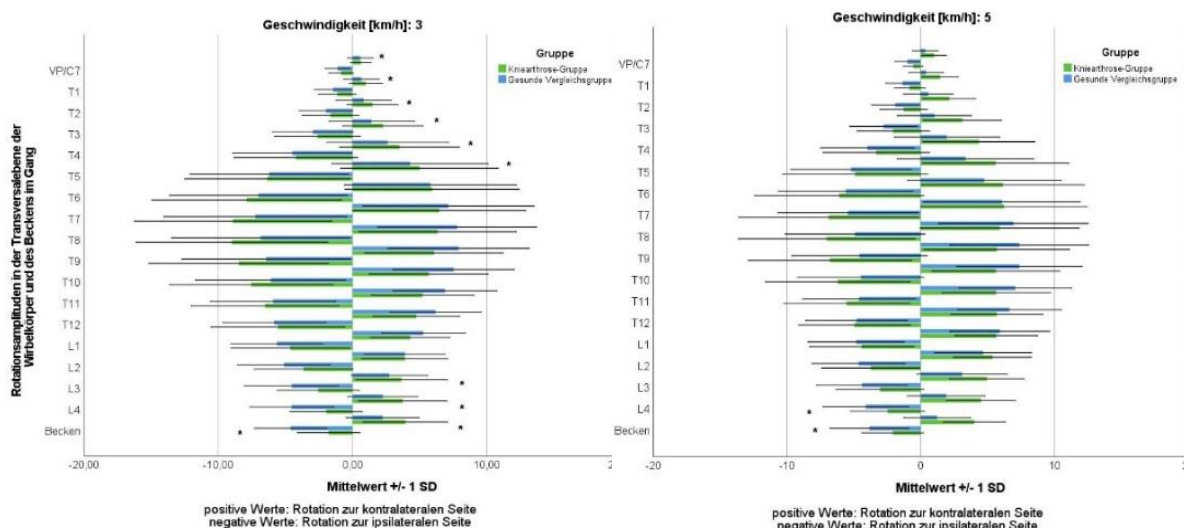


Abbildung 21 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Kniearthrose-Gruppe (hellgrün) und der gesunden Vergleichsgruppe (hellblau) bei 3 und 5 km/h in der Transversalebene.

Positive Werte beschreiben eine Rotation in Richtung des kontralateralen Beins, negative in Richtung des ipsilateralen Beins; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.

In den Punkt-Streudiagrammen (siehe Abbildung 22 sowie im Anhang E3 – Kapitel 11.5.3 in größerer Darstellung) erkennt man beispielhaft anhand des WK T5, dass mehr Kreise der Patienten im oberen Bereich abgetragen sind und somit eine höhere kontralaterale Amplitude erreicht wurde. Am Becken kann man sowohl die stärkere kontralaterale Rotation der Patienten als auch die stärkere ipsilaterale (Kreuze) der Gesunden ablesen.

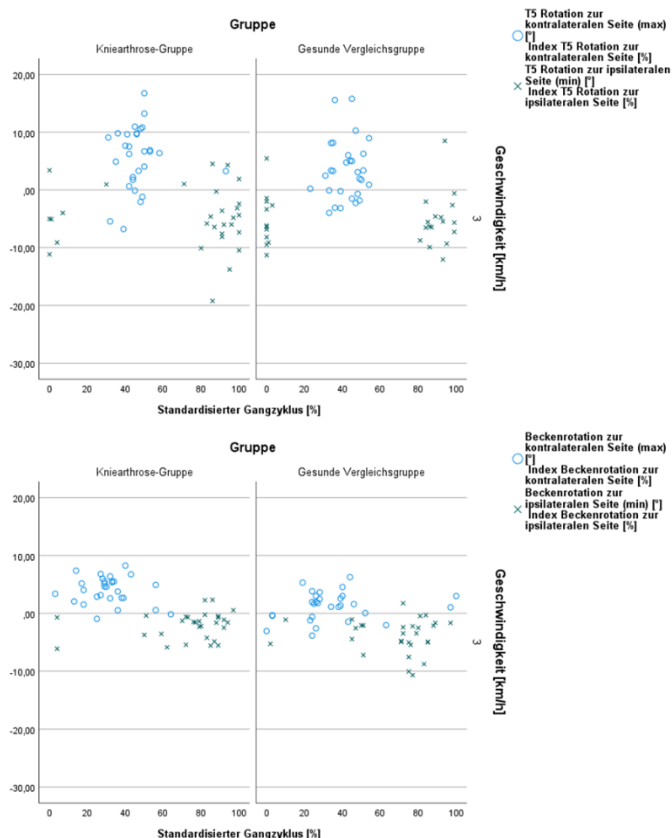


Abbildung 22 Punkt-Streudiagramme der einzelnen Probanden bzw. Patienten in der Transversalebene. Abgebildet ist der Wirbelkörper T5 und das Becken bei 3 km/h. Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des Standardisierten Gangzyklus in Prozent (X-Achse). Kreise stellen in der Regel die Rotation zur kontralateralen Seite (Maxima) und Kreuze in der Regel die Rotation zur ipsilateralen Seite (Minima) dar. Jeweils links: Kniearthrose-Gruppe, rechts: gesunde Vergleichsgruppe.

#### 4.3.1.1.2. Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe

Im Vergleich der Hüftarthrose-Patienten zu deren Vergleichsgruppe, zeigt sich in den Rotationsamplitudendiagrammen (siehe Abbildung 23), dass die Patienten im Mittel meist geringere Amplitudenwerte erreichen als die Gesunden. Ein Beispiel hierfür bildet der WK T8 bei 3 km/h (kontralateral, statistisch nicht relevant) und bei 5 km/h die WK T11-L1 (ipsilateral, statistisch relevant). Hier sind die gemittelten maximalen Rotationsaus schläge 2,5° bis 5° niedriger als die der Gesunden (siehe Tabellen 15 und 16 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). Eine Ausnahme stellen jedoch das Becken, die unteren LWK sowie die obere BWS bei 5 km/h dar (in Richtung des kontralateralen Beins). Die Arthrose-Gruppe hat hier eine um 2-3-fach stärkere Amplitude als die gesunde VG. Diese weist bei 5 km/h in allen WK eine stärkere ipsilaterale Amplitude auf, wobei wie oben bereits erwähnt nur der TLÜ statistisch relevant differiert (siehe Abbildung 23 und Tabelle 16 im

Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). Ein Shift des Rotationsmittelpunktes ist somit auch in der zweiten VG zu sehen (5 km/h), hier scheinen alle WK jedoch, anders als bei 3 km/h und als in der VG der ersten Patientenklientel, stärker ipsilateral rotiert zu sein. In der zweiten Patientengruppe ist dieser Shift nicht so deutlich zu erkennen. Die Ausschläge wirken bei 3 km/h symmetrischer, sowohl in den Mittelwert-Verlaufgraphen (Abbildung 25) als auch in den Amplitudengraphen (Abbildung 23). Lediglich bei 5 km/h ist ein Shift der LWS und des Beckens zur kontralateralen Seite sichtbar.

Die WK mit Unterschieden in den Rangvergleichen der MWU-Tests sind sowohl in den Diagrammen der Rotationsamplituden (siehe Abbildung 23) als auch in den Tabellen 15 und 16 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 aufgelistet.

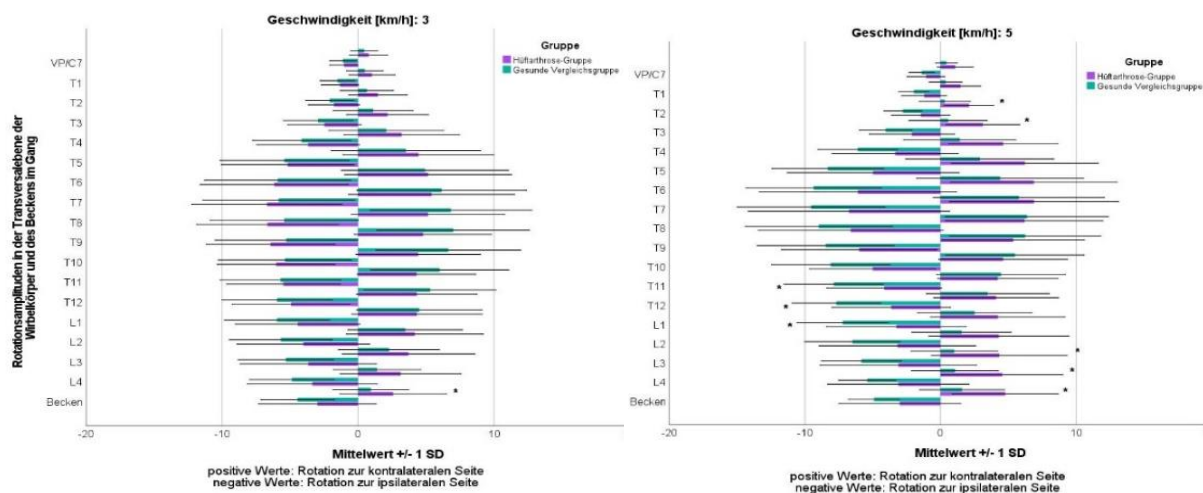


Abbildung 23 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Hüftarthrose-Gruppe (lila) und der gesunden Vergleichsgruppe (türkis) bei 3 und 5 km/h in der Transversalebene.

Positive Werte beschreiben eine Rotation in Richtung des kontralateralen Beins, negative in Richtung des ipsilateralen Beins; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.

In den Punkt-Streudiagrammen (siehe Abbildung 24 sowie im Anhang E3 – Kapitel 11.5.3 in größerer Darstellung) erkennt man beispielhaft anhand des WK T12 bei 5 km/h, dass mehr Kreuze der Gesunden weiter im negativen Bereich abgetragen sind, somit eine höhere ipsilaterale Amplitude erreicht wurde als bei den Patienten. Am Becken kann man sowohl die stärkere kontralaterale Rotation (Kreise) der Patienten als auch die stärkere ipsilaterale Rotation (Kreuze) der Gesunden ablesen. Wobei letztere statistisch nicht relevant sind, was an den zu erkennenden Ausreißern der Patienten liegen könnte.

Die maximalen Rotationsamplituden erreichten beide Gruppen im Durchschnitt auf unterschiedlichen Höhen. Die Gesunden hatten bei 3 und 5 km/h ihre maximale Rotation in



Richtung des kontralateralen Beins auf Höhe T8 und T9 (kleinerer Bereich als bei der VG der KOA-Patienten), die Arthrose-Gruppe hingegen bei T7 und T6 (5 km/h) bzw. T7 und T8 (3 km/h). In Richtung des ipsilateralen Beins konnte die maximale Rotation in beiden Gruppen um den siebten BWK gemessen werden. Die Ausnahme bildet hier die gesunde Gruppe bei 3 km/h, wo die LWK zum Teil eine stärkere Amplitude aufwiesen (vgl. Abbildung 23, Abbildung 25, genau Zahlen in Tabelle 16 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). In den Liniendiagrammen erkennt man, dass die oben (Kap. 4.3.1.1) beschriebene Phasenverschiebung zwischen der Brust- und Lendenwirbelsäule sowie die Amplitudenhöhe in der Arthrose-Gruppe mit steigender Geschwindigkeit in beide Richtungen zunimmt. Die VG erhöht die Amplitude lediglich in Richtung der ipsilateralen Richtung (siehe Abbildung 25).

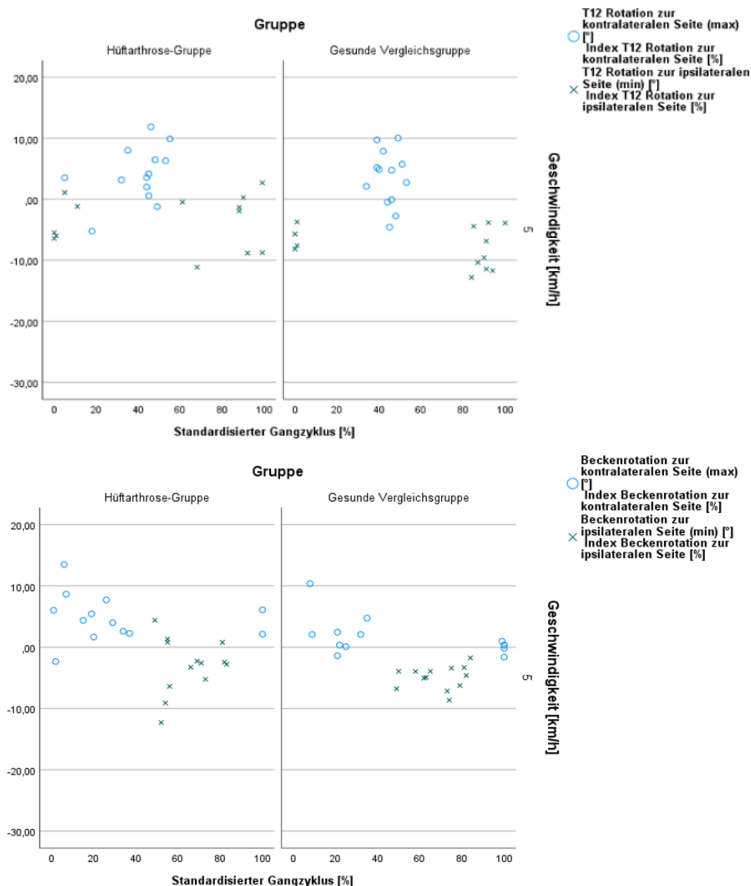


Abbildung 24 Punkt-Streudiagramme der einzelnen Probanden bzw. Patienten in der Transversalebene. Abgebildet ist der Wirbelkörper T12 und das Becken bei 5 km/h. Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des 'Standardisierter Gangzyklus' in Prozent (X-Achse).

Kreise stellen in der Regel die Rotation zur kontralateralen Seite (Maxima) und Kreuze in der Regel die Rotation zur ipsilateralen Seite (Minima) dar.

Jeweils links: Hüftarthrose-Gruppe, rechts: gesunde Vergleichsgruppe.



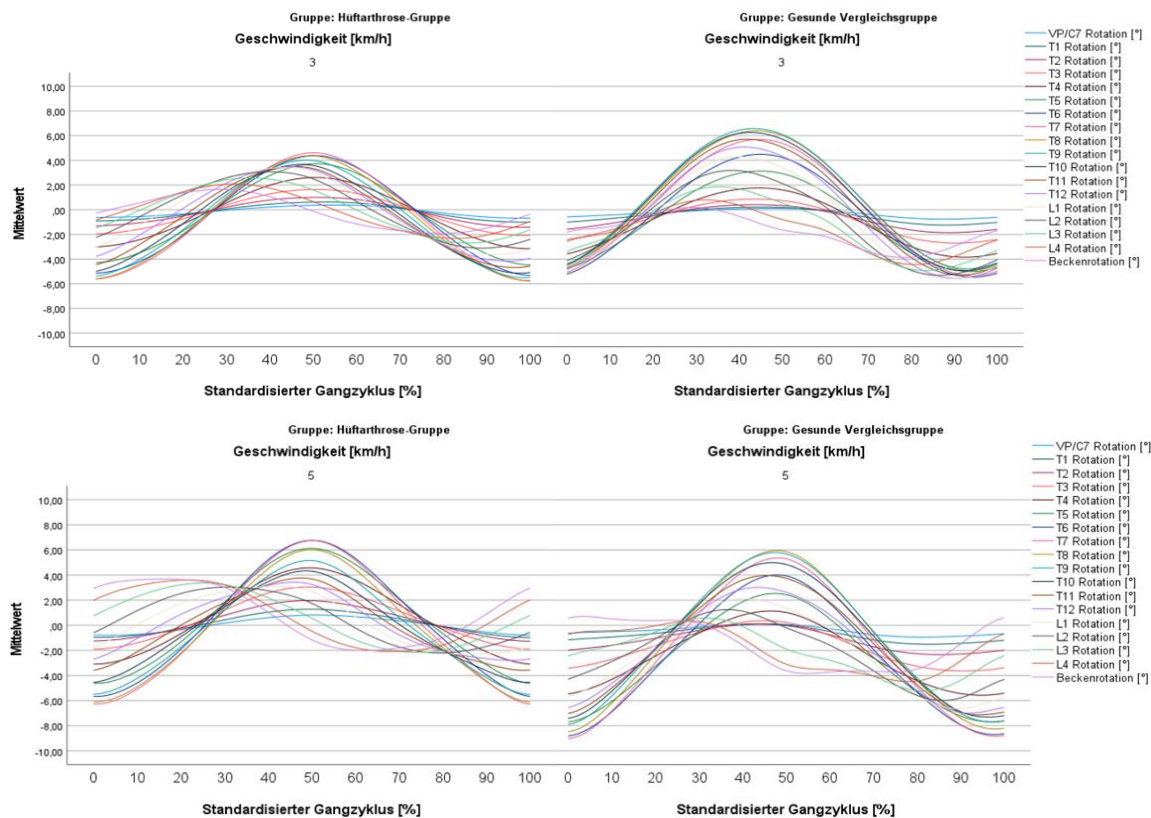


Abbildung 25 Mittelwert-Verlaufsgraphen in der Transversalebene bei 3 (oben) und 5 km/h (unten): Hüftarthrose-Patienten (links) vs. gesunde Vergleichsgruppe (rechts). Abgebildet werden die Wirbelkörper VP/C7-L4 und des Beckens (in Grad) während des Standardisierten Gangzyklus' (in Prozent); positiv: Rotation zum kontralateralen Bein, negativ: zum ipsilateralen Bein.

#### 4.3.1.1.3. Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe

Beide Arthrose-Gruppen unterscheiden sie sich in der Ausprägung der Rotation in den MWU-Tests kaum voneinander. Die Ausnahme ist auf Höhe von VP bei 3 km/h: hier ist der WK der Gruppe mit einer HOA etwas stärker in Richtung der Seite der Pathologie rotiert (siehe Tabelle 16 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1).

Bei 3 und 5 km/h haben beide Arthrose-Gruppen auf einer ähnlichen Höhe ihre maximale Rotationsamplitude, zum Teil jedoch um einen WK versetzt. Betrachtet man die Liniendiagramme (Abbildung 26 und Anhang E4 – Kapitel 11.5.4), erkennt man insbesondere im negativen Bereich (Rotation in Richtung der pathologischen Seite) der KOA-Patienten bei 5 km/h eine stärkere Rotation der BWK. Die untere LWS und das Becken weisen hingegen in beide Richtungen eine geringere Amplitude auf (siehe auch Tabellen 15 und 16 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). Diese Unterschiede sind aufgrund der hohen Standardabweichungen statistisch nicht relevant.

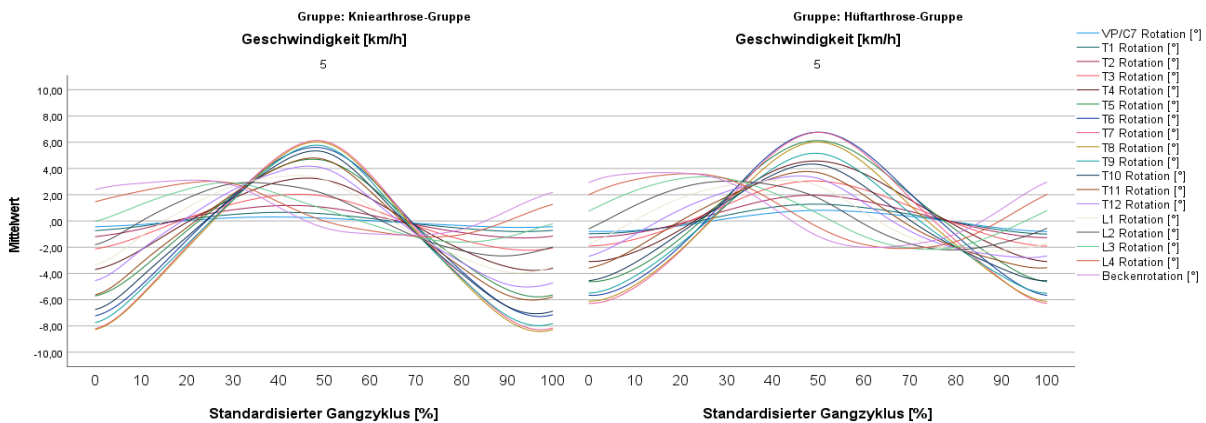


Abbildung 26 Mittelwert-Verlaufsgraphen in der Transversalebene bei 5 km/h: Kniearthrose-Patienten (links) und Hüftarthrose-Patienten (rechts).  
Abgebildet werden die Wirbelkörper VP/C7-L4 und das Becken (in Grad) während des Standardisierten Gangzyklus' (in Prozent); positiv: Rotation zum kontralateralen Bein, negativ: zum ipsilateralen Bein.

#### 4.3.1.2. Beschreibung der Wirbelkörperbewegungen in der Frontalebene

In der Frontalebene ist das Bewegungsausmaß der Wirbelsäule geringer als in der Transversalebene, jedoch nimmt es mit steigender Geschwindigkeit auch zu. Die Wirbelkörper vollführen pro GZ einen kompletten Zyklus: sie neigen sich jeweils einmal nach rechts und nach links. Das Becken und die untere LWS sind während des SGZ den Brustwirbelkörpern entgegengesetzt rotiert. Während der Einbeinstand-Phase des pathologischen Beins (ca. 15-50 %) ist das Becken in Richtung der kontralateralen Seite (Pelvic-drop), während der Schwungbeinphase in Richtung der ipsilateralen Seite geneigt. Die Liniendiagramme aller Gruppen zeigen einen unterschiedlichen Kurvenverlauf des Beckens. Bei 3 km/h weisen die Kurven der Gesunden zwischen der positiven und negativen Amplitude ein Plateau auf. Bei 5 km/h bildet sich anstelle der Plateaus in beiden VG eine weitere Amplitude aus – zweigipfliger Kurvenverlauf – (siehe Abbildung 27 und Anhang E4 – Kapitel 11.5.4). Bei den Arthrose-Gruppen scheint die Beckenschwingung eher langgezogen zu sein, eine eindeutige Amplitude ist optisch schwer auszumachen.

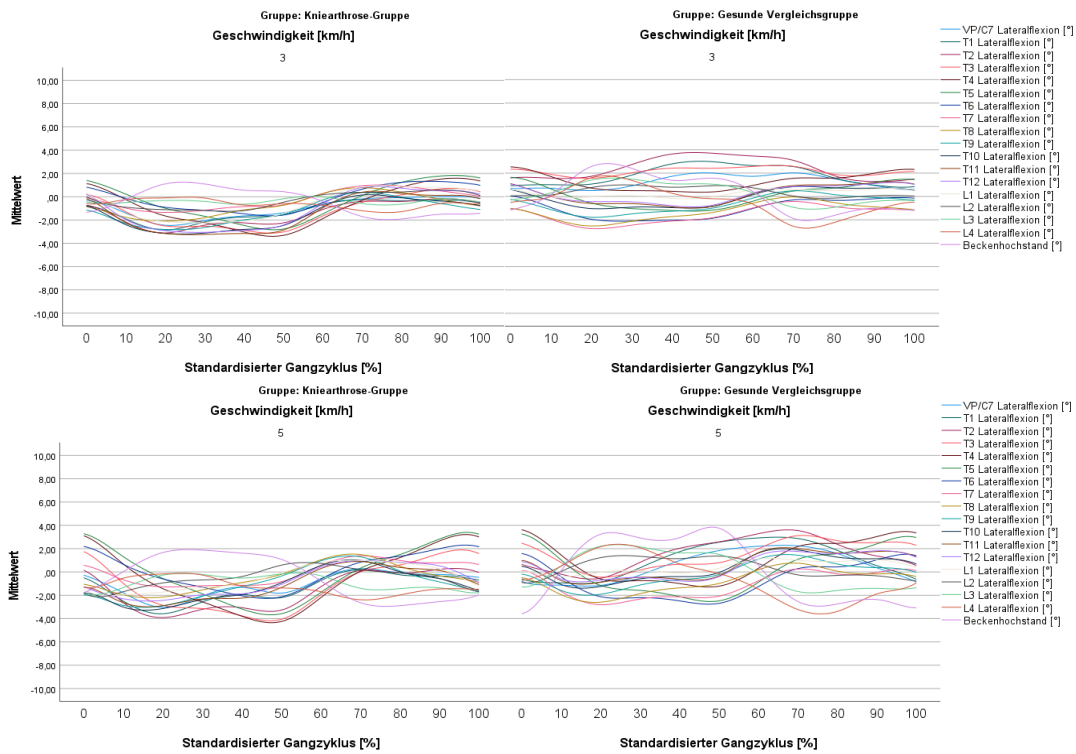
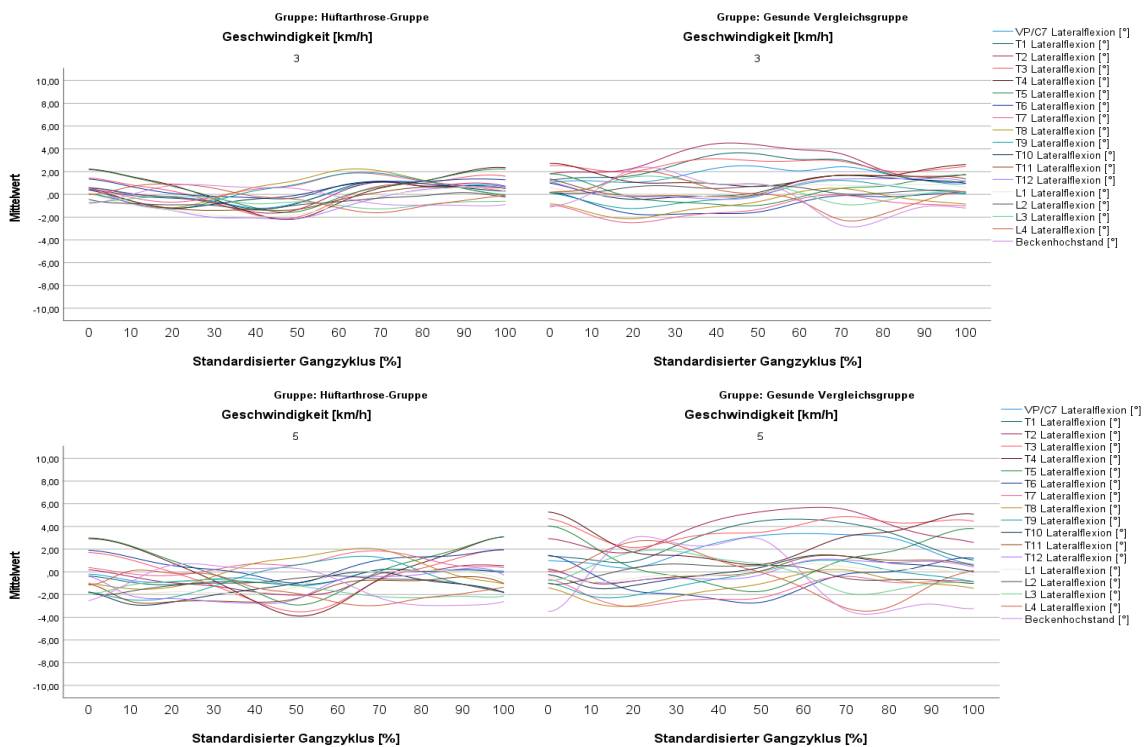


Abbildung 27 Mittelwert-Verlaufsgraphen in der Frontalebene bei 3 km/h (jeweils oben) und 5 km/h (jeweils unten). Kniearthrose-Patienten (links) und gesunde Vergleichsgruppe (rechts) (oberhalb der Beschriftung); Hüftarthrose-Patienten (links) und gesunde Vergleichsgruppe (rechts) (unterhalb der Beschriftung). Abgebildet werden die Wirbelkörper VP/C7-L4 und das Becken (in Grad) während des Standardisierten Gangzyklus' (in Prozent); positiv: Seitneigung/Rotation zum kontralateralen Bein, negativ: zum ipsilateralen Bein.



Im Folgenden werden die Becken- und Wirbelkörper-Amplitudenwerte bezogen auf die maximale Seitneigung beschrieben. Zugrunde liegen die Punkt-Streu-, Linien- und Rotationsamplitudendiagramme (siehe Anhang E3-E5 – Kapitel 11.5.3-11.5.5) sowie die Rangvergleiche der MWU-Tests. Die exakten Mittelwerte, Standardabweichungen sowie die Ergebnisse der statistischen Tests sind in den Tabellen 17 und 18 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 einzusehen.

#### **4.3.1.2.1. Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe**

Die WK der KOA-Gruppe sind im Mittel stärker in Richtung des ipsilateralen Beins geneigt. Sowohl die MW der kontralateralen Amplituden sind geringer (bis zu 2,6° bspw. T2 bei 3 km/h) als auch die ipsilateralen größer (bis zu 5,0° bspw. T2 bei 3 km/h). Mit der Ausnahme der mittleren BWK (ca. T6-T8), diese sind stärker in die kontralaterale Seite geneigt (siehe Abbildung 28). Zudem sind die Standardabweichungen der Arthrose-Gruppe in der Frontalebene sehr groß. Der Betrag der SD ist zum Teil 0,5-3-mal größer als der Betrag des MWs (bspw. T1 bei 3 km/h, kontralateral, siehe Tabelle 17 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). Die Rangvergleiche der maximalen kontralateralen WK-Seitneigung zeigen lediglich bei den geringen Geschwindigkeiten im Bereich der oberen BWS (3 km/h) einen Trend auf. Ipsilateral sind diese Unterschiede häufiger. Sowohl im oberen BWS-Bereich als auch im erweiterten Bereich des TLÜs sind die stärkeren Seitneigungen der Wirbelkörper der KOA-Patienten statistisch auffällig (3 und 5 km/h) (siehe Abbildung 28 und Tabelle 18 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1).

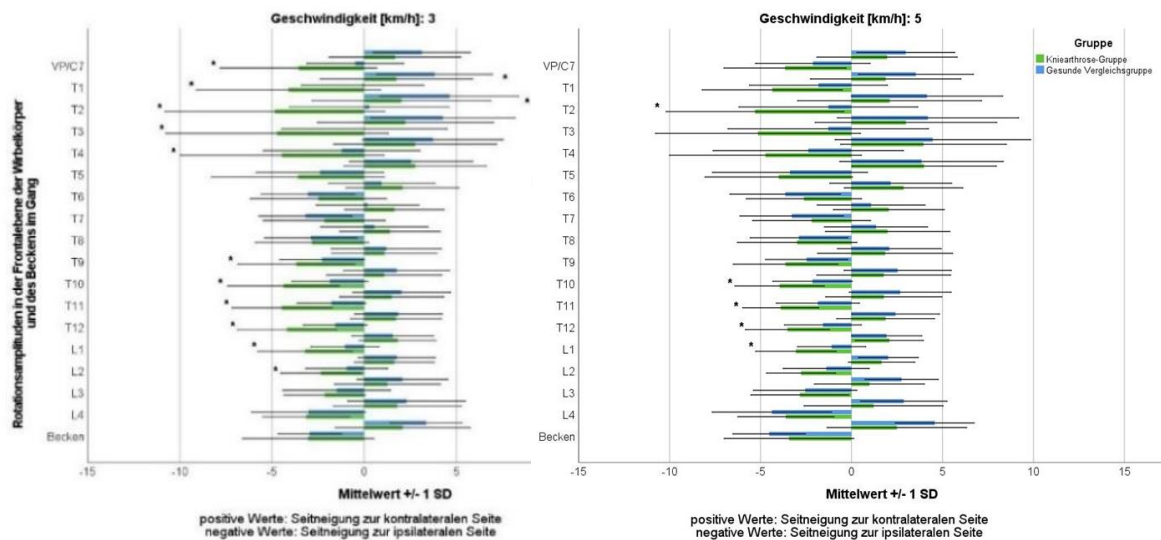


Abbildung 28 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Kniearthrose-Gruppe (hellgrün) und der gesunden Vergleichsgruppe (hellblau) bei 3 und 5 km/h in der Frontalebene.

Positive Werte beschreiben eine Rotation/Seitneigung in Richtung des kontralateralen Beins, negative in Richtung des ipsilateralen Beins; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.

Die maximalen Amplituden werden auf unterschiedlichen WK-Höhen erreicht. Die Kniearthrose-Patienten haben bei 3 und 5 km/h auf Höhe T4 bzw. T5 ihre stärkste Seitneigung zur kontralateralen Seite. T2 und T3 (3 km/h) bzw. T3 und T4 (5 km/h) sind bei den Gesunden im Mittel am stärksten seitgeneigt. Die Gegenrichtung weist ein anderes mittleres Bild auf. In der Arthrose-Gruppe ist jeweils der Wirbelkörper T2, gefolgt von T3 am stärksten zur Seite geneigt (siehe Abbildung 28 und Anhang E5 – Kapitel 11.5.5). Bei der Vergleichsgruppe erreichen hingegen die mittleren BWK (T6-T8) bei 3 km/h, bzw. das Becken und L4 (5 km/h) die größte bzw. zweitgrößte Amplitude (siehe Tabelle 18 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1).

In den Punkt-Streudiagrammen (siehe Abbildung 29 sowie im Anhang E3 – Kapitel 11.5.3 in größerer Darstellung) erkennt man beispielhaft anhand des WK T2, wie interindividuell unterschiedlich sowohl die Höhe der Amplitude als auch deren zeitliches Auftreten beider Gruppen war. Bei T2 kann man bei der „Seitneigung zur ipsilateralen Seite“ (Kreuze) die größere Varianz der Amplitude gut ablesen. Viele Probanden blieben im positiven Bereich, neigten ihren WK also nicht zum Standbein hin. Am WK T12 lässt sich erkennen, dass diese Variabilität geringer ist und sich die WK der Patienten stärker zum ipsilateralen Bein neigten.

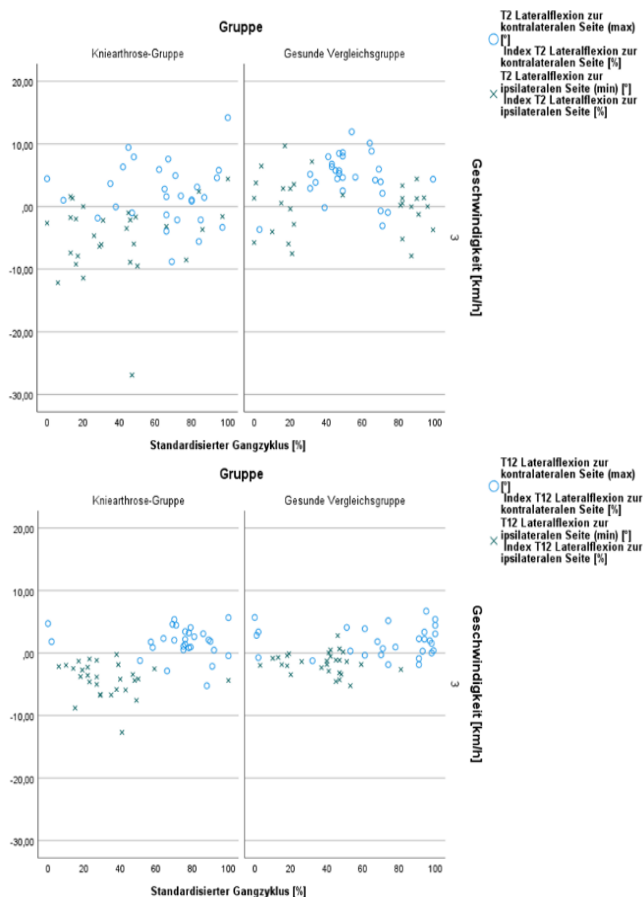


Abbildung 29 Punkt-Streudiagramme der einzelnen Probanden bzw. Patienten in der Frontalebene. Abgebildet sind die Wirbelkörper T2 und T12 bei 3 km/h.

Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des Standardisierten Gangzyklus' in Prozent (X-Achse).

Kreise stellen in der Regel die Rotation/Seitneigung zur kontralateralen Seite (Maxima) und Kreuze in der Regel die Rotation/Seitneigung zur ipsilateralen Seite (Minima) dar. Jeweils links: Kniearthrose-Gruppe, rechts: gesunde Vergleichsgruppe.

#### 4.3.1.2.2. Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe

Vergleicht man die Hüftarthrose-Patienten mit deren Vergleichsgruppe, weist die Arthrose-Gruppe im Mittel 2,5° (5 km/h, Trend im MWU-Test) weniger Seitneigung des Beckens zum kontralateralen Bein auf (weniger pelvic drop während der Standbeinphase des pathologischen Beins) (siehe Abbildung 30 und Tabelle 17 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). Die WK zeigen, ähnlich denen der Kniearthrose-Patienten, sowohl eine stärkere ipsilaterale (VP-T4, T10-L3) als auch eine geringere kontralaterale Seitneigung (VP-T3, L3-Becken), wobei nicht alle Unterschiede statistisch relevant sind. Im Bereich der mittleren BWS ist dieses Phänomen wieder entsprechend umgedreht. Die WK T1-T3 der Gesunden sind im Mittel über den gesamten GZ in Richtung des kontralateralen Beins geneigt (sowohl bei 3 als auch bei 5 km/h). Bei 5 km/h ist auf Höhe von T3 beispielhaft zu sehen, dass einige wenige Probanden dieses Muster durchbrechen (siehe Abbildung 31, oben rechts). In den Rotationsamplituden-Abbildungen, den Punkt-Streudiagrammen und in den Tabellen 17 und 18 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 sind die WK markiert, die statistischen einen Trend aufweisen.

Die oberen bzw. mittleren BWK T3 und T4 (3 km/h), T4 und T5 (5 km/h) erreichten in der HOA-Gruppe die stärkste Amplitude in Richtung des kontralateralen Beins. In der gesunden VG liegt der Bereich etwas kranialer zwischen T2 und T4 (T2 und T3 bei 3 m/h, T2-T4 bei 5 km/h). In die Gegenrichtung erreichen die WK des TLÜ (T11-L1, bei 3 km/h T12, 5 km/h T11) und die WK T3 und T4 der HOA-Patienten im Mittel die größte Amplitude. In der Vergleichsgruppe ist die stärkste Seitneigung im Bereich des Beckens und L4 (5 km/h) aber auch des 7. BWK (3 km/h) zu finden.

In den Punkt-Streudiagrammen erkennt man, dass das Becken einiger Hüftarthrose-Patienten im Gegensatz zu der 5 km/h-Messung bei der 3 km/h-Messung das kontralaterale Maximum (positiv) zur Zeit der Spielbeinphase erreicht. Des Weiteren ist zu sehen, dass das entgegengesetzte Maximum (negativ) teilweise während der Standbeinphase auftrat oder aber das eigentlich positive Maximum (Kreis) negativ war, das Becken also nicht herabsank, sondern angehoben war (siehe Abbildung 31 sowie im Anhang E3 – Kapitel 11.5.3 in größerer Darstellung). Dies hat zur Folge, dass das Becken der Patienten, einem signifikanten Trend nach, deutlich weniger stark zur ipsilateralen Seite rotiert als das der Vergleichsgruppe (Tabelle 18 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1).

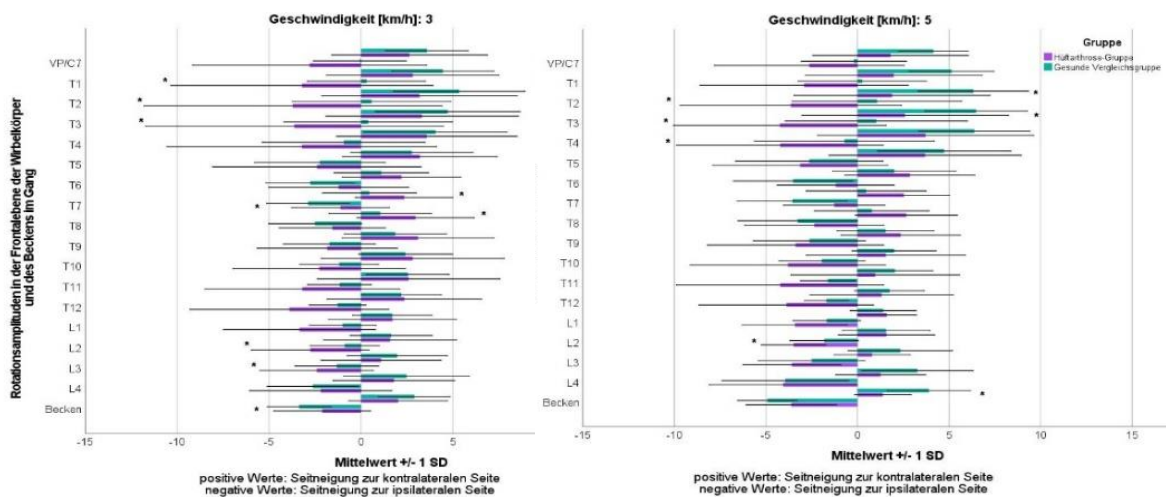
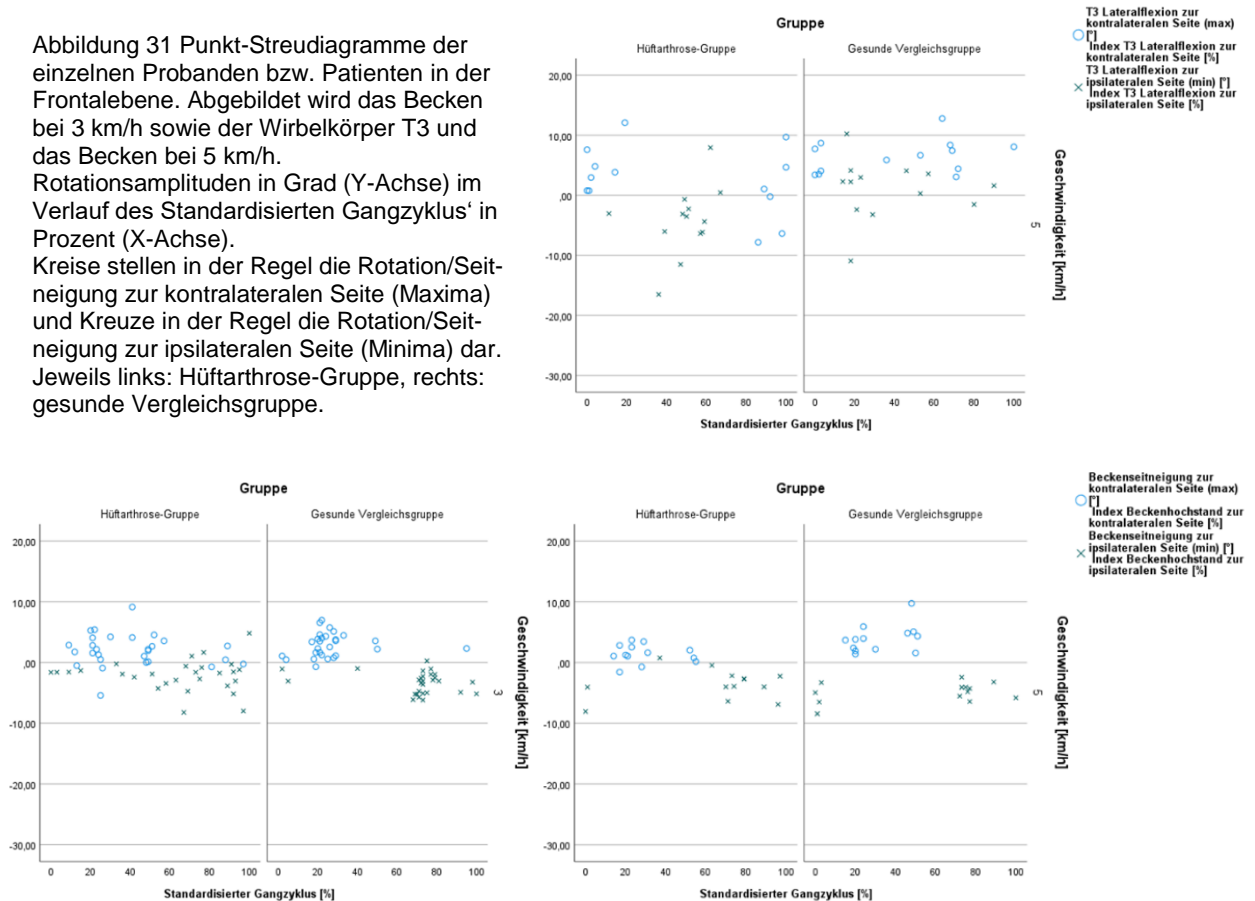


Abbildung 30 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Hüftarthrose-Gruppe (lila) und der gesunden Vergleichsgruppe (türkis) bei 3 und 5 km/h in der Frontalebene.

Positive Werte beschreiben eine Rotation/Seitneigung in Richtung des kontralateralen Beins, negative in Richtung des ipsilateralen Beins; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.



Abbildung 31 Punkt-Streudiagramme der einzelnen Probanden bzw. Patienten in der Frontalebene. Abgebildet wird das Becken bei 3 km/h sowie der Wirbelkörper T3 und das Becken bei 5 km/h. Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des Standardisierten Gangzyklus' in Prozent (X-Achse). Kreise stellen in der Regel die Rotation/Seitneigung zur kontralateralen Seite (Maxima) und Kreuze in der Regel die Rotation/Seitneigung zur ipsilateralen Seite (Minima) dar. Jeweils links: Hüftarthrose-Gruppe, rechts: gesunde Vergleichsgruppe.



#### 4.3.1.2.3. Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe

Beide Arthrose-Gruppen unterscheiden sich in Bezug auf die maximale Seitneigung lediglich bei 3 km/h in der mittleren BWS. Die WK T9 und T10 der HOA-Gruppe sind im Mittel während der Standbeinphase des pathologischen Beins weniger stark ipsilateral geneigt. Während der Schwungbeinphase sind T8 und T9 stärker in Richtung der kontralateralen Seite geneigt (siehe Abbildung 32). Die Seitneigung der WK der oberen bzw. mittleren BWS ist im Mittel in beiden Gruppen am größten. In Richtung des kontralateralen Beins sind es die WK T3, T4 bzw. T5, in Richtung des ipsilateralen T3 und T4. Bei den HOA-Patienten stellen die WK des TLÜ bei 5 km/h (ipsilateral) eine Ausnahme dar, da hier zusätzlich eine starke WK-Lateralflexion auftrat.

In dem Punkt-Streudiagramm (siehe Abbildung 33 sowie im Anhang E3 – Kapitel 11.5.3 in größerer Darstellung) ist beispielhaft der WK T9 bei 3 km/h abgebildet. Man kann erkennen, dass die WK der HOA-Patienten im Ganzen weiter in Richtung des kontralateralen Beins geneigt gewesen sind. Daher scheint der statistisch relevante Unterschied der geringeren ipsilateralen Seitneigung der HOA-Patienten vermutlich auf Grund einiger



WK zustande gekommen zu sein, die kontralateral (Kreuze im positiven Bereich) geneigt waren. Die der KOA-Patienten waren hingegen zum Teil eher im negativen Bereich (Kreise).

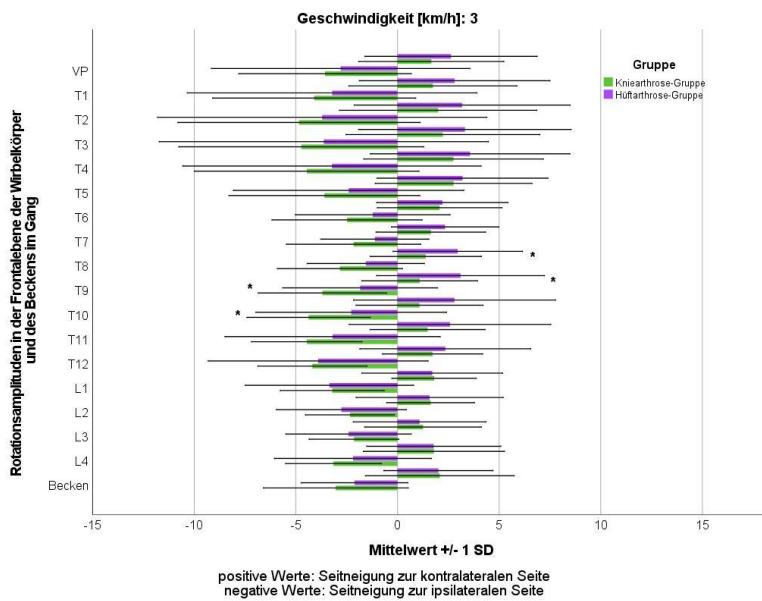


Abbildung 32 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Kniearthrose-Gruppe (hellgrün) und der Hüftarthrose-Gruppe (lila) bei 3 km/h in der Frontalebene. Positive Werte beschreiben eine Rotation/Seitneigung in Richtung des kontralateralen Beins, negative in Richtung des ipsilateralen Beins; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.

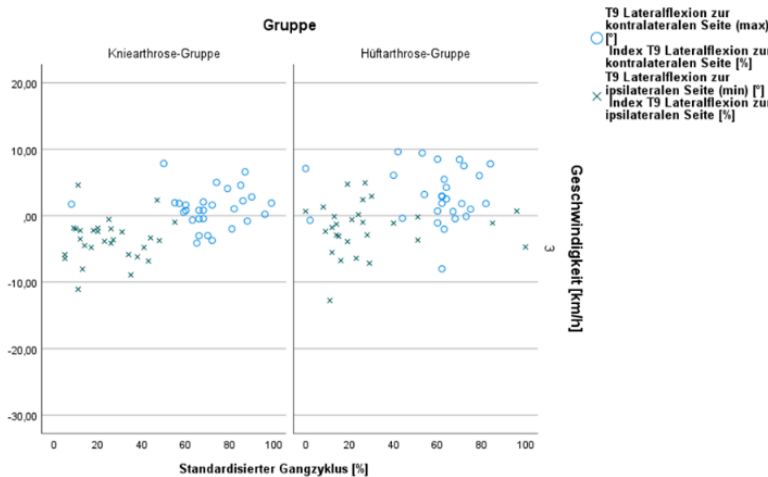


Abbildung 33 Punkt-Streudiagramme der einzelnen Patienten in der Frontalebene. Abgebildet wird der Wirbelkörper T9 bei 3 km/h. Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des Standardisierten Gangzyklus in Prozent (X-Achse). Kreise stellen in der Regel die Rotation/Seitneigung zur kontralateralen Seite (Maxima) und Kreuze in der Regel die Rotation/Seitneigung zur ipsilateralen Seite (Minima) dar. Jeweils links: Kniearthrose-Gruppe, rechts: Hüftarthrose-Gruppe.

### 4.3.1.3. Beschreibung der Wirbelkörperbewegungen in der Sagittalebene

Das Bewegungsausmaß der Wirbelsäule ist in der Sagittalebene, anders als in der Frontal- oder Transversalebene, über alle WK ähnlich groß. Die WK erreichen ihre maximale bzw. minimale Auslenkung parallel und bleiben größtenteils in Flexions- (nach ventral geneigt: VP/C7-T8 bzw. T9 und L3 bzw. L4-Becken) bzw. Extensionsausrichtung (nach dorsal geneigt: T9 bzw. T10-L2 bzw. L3). Die klassische geschwungene S-Form bleibt auch im Gang erhalten. Die Wirbelkörper der gesamten Wirbelsäule und das Becken vollführen pro GZ zwei komplette Zyklen, jeweils zweimal nach ventral und dorsal. Die

maximale Auslenkung in Richtung ventral trat bei allen Gruppen bei ca. 45 % und 95 % des SGZ auf, die maximale Auslenkung nach dorsal (Minimum) bei ca. 20 % und 70 % (z. B. 3 km/h, Abbildung 34 oder Abbildung 37). Für alle Gruppen ist zusammenfassend zu sagen, dass bei allen Geschwindigkeiten die WK C7/VP gefolgt von T1 die stärkste ventrale Neigung und T12 bzw. L1 die stärkste dorsale Neigung aufweisen. Im Geschwindigkeitsverlauf erkennt man in den Liniendiagrammen in den Arthrose-Gruppen wenige Unterschiede. VP und L3 der KOA-Patienten befinden sich beispielsweise bei 5 km/h im Mittel in einer weniger weit nach ventral geneigten Position als bei den geringeren Geschwindigkeiten. Bei den Gesunden erkennt man mit zunehmender Geschwindigkeit in den Liniendiagrammen eine zunehmende Amplitude des Beckens. Die Mittelwert-Verlaufslinien des Beckens, zum Teil auch von L4, verlaufen somit nicht mehr parallel zu den restlichen Wirbelkörpern (siehe z. B. Liniendiagramme der Gesunden bei 5 km/h, im Anhang E4 – Kapitel 11.5.4). Die Gesunden weisen bei höheren Geschwindigkeiten zudem weniger weit nach dorsal geneigte untere BWK (T11 und T12) auf.

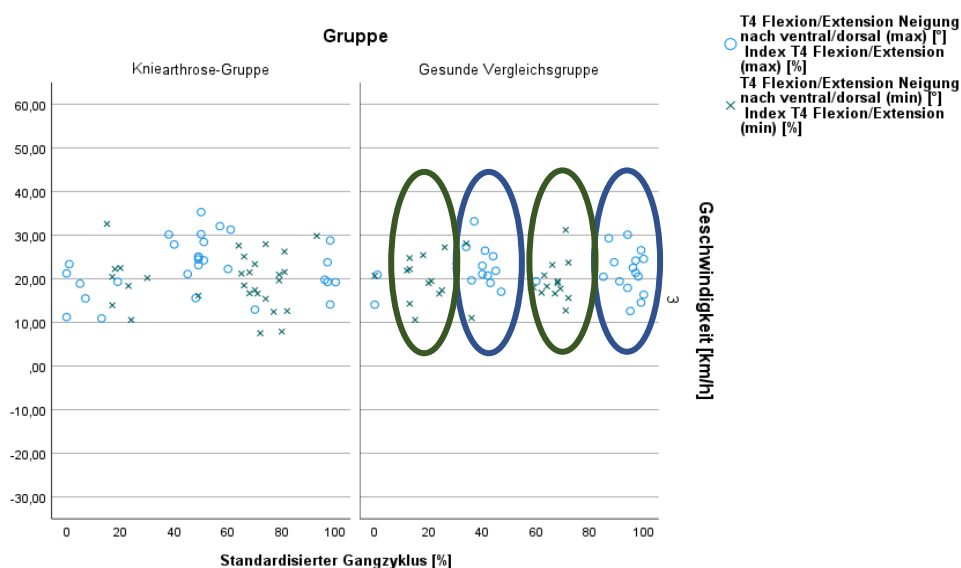


Abbildung 34 Beispiel eines Punkt-Streudiagramms, dargestellt sind zwei Cluster, die den zweizyklischen Verlauf des Wirbelkörpers T4 bei 3 km/h widerspiegeln.

Rotationsamplituden einzelner Probanden bzw. Patienten in der Sagittalebene in Grad (Y-Achse) im Verlauf des Standardisierten Gangzyklus' in Prozent (X-Achse).

Kreise stellen die stärkste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die geringste Neigung nach dorsal / Extension dar (Maxima) und die Kreuze die geringste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die stärkste Neigung nach dorsal / Extension (Minima) dar; links: Kniearthrose-Gruppe, rechts: gesunde Vergleichsgruppe. Große grüne Kreise zeigen die Cluster der Minima, große blaue Kreise die der Maxima.

In der Sagittalebene ist des Weiteren zu beachten, dass sowohl in den Punkt-Streudiagrammen als auch in den Tabellen 19 und 20 im Anhang (siehe Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 und Anhang E3 – Kapitel 11.5.3) jeweils nur die größere Auslenkung (das Maximum bzw. Minimum), also nur eine der beiden Amplituden, abgebildet wird. In den Punkt-

Streudiagrammen kann man allerdings jeweils zwei Cluster (siehe Abbildung 34) erkennen. Alle Diagramme (Anhang E3-5 – Kapitel 11.5.3-11.5.5), Mittelwerte, Standardabweichungen sowie die Ergebnisse der statistischen Tests sind ebenfalls in den Tabellen 19 und 20 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 aufgelistet bzw. dargestellt.

#### 4.3.1.3.1. Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe

Einige WK der Vergleichsgruppe haben im Mittel eine stärkere ventrale Kippung als die der Arthrose-Patienten (C7/VP bzw. WK der unteren LWS). Im Bereich der mittleren BWS sind die WK hingegen in der KOA-Gruppe meist stärker geneigt. In den Rangvergleichen der MWU-Tests unterscheiden sich die Gruppen bei 3 und 5 km/h im Bereich von C7/VP und L4 (5 km/h) (siehe Abbildung 35 und Tabelle 19 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). C7 der Gesunden-Gruppen richtet sich bei beiden Geschwindigkeiten weniger stark auf als VP der KOA-Gruppe. Die Differenzen der MW der Minimalwerte betragen  $4,3^\circ$  (3 km/h) bzw.  $5,6^\circ$  (5 km/h) (die der Maxima lediglich  $1,6^\circ$  bzw.  $4^\circ$ ). Bei 5 km/h ist L4 der Gesunden stärker in Richtung Flexion geneigt bzw. befinden sich in einer stärkeren ventralen Kippung (Maxima), hier beträgt die Differenz der MW der Maximalwerte ca.  $5,7^\circ$  (die der Minima war zwar auch bei ca.  $5,4^\circ$ , jedoch im MWU-Test, bedingt durch die hohen interindividuellen Differenzen, nicht relevant; siehe Tabelle 19 und 20 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1 und Kreise in Abbildung 36). In den Punkt-Streudiagrammen (siehe Abbildung 36 sowie im Anhang E3 – Kapitel 11.5.3) ist des Weiteren beispielhaft der WK VP/C7 abgebildet. Man kann erkennen, dass bei VP die markierten Amplituden der KOA-Patienten (Kreuze) weiter streuen und auch in niedrigen positiven Bereichen abgetragen sind.

Ansonsten unterscheiden sich die Gruppen in der Sagittalebene insbesondere in der maximalen ventralen bzw. dorsalen Kippung im Bereich von T8-T10. Bei der gesunden VG sind die WK T9 und T10 (Ausnahme 5 km/h) im Mittel in Richtung Extension gekippt (minimale Amplituden), wohingegen in der KOA-Gruppe T9 im Mittel in Richtung Flexion geneigt ist. Der thorakale Scheitelpunkt, der Punkt, an dem die Ausrichtung im Raum wechselt, sich also der Apex der Kyphose befindet, liegt demnach in beiden Gruppen im Gang im Mittel auf Höhe T9/T10 (maximale und minimale Werte). Mit Ausnahme der minimalen Werte der Gesunden, wo er etwas kranialer auf Höhe T8/T9 bzw. T9 (3 km/h) liegt, da dieser WK als einziger sein Vorzeichen wechselt (Tabelle 20 im Anhang E1 – Kapitel 11.5.1). Im Bereich der LWS existiert ein weiterer Scheitelpunkt. Dieser liegt in beide Richtungen in beiden Gruppen zwischen L2 und L3.

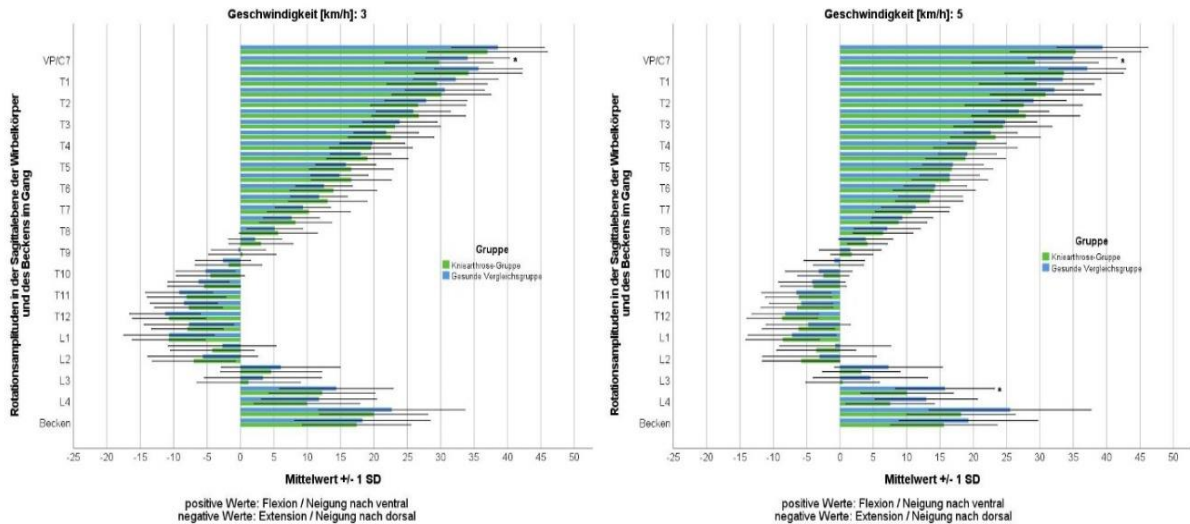


Abbildung 35 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Kniearthrose-Gruppe (hellgrün) und der gesunden Vergleichsgruppe (hellblau) bei 3 und 5 km/h in der Sagittalebene.

Positive Werte beschreiben eine Rotation/Neigung nach ventral, negative nach dorsal; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.

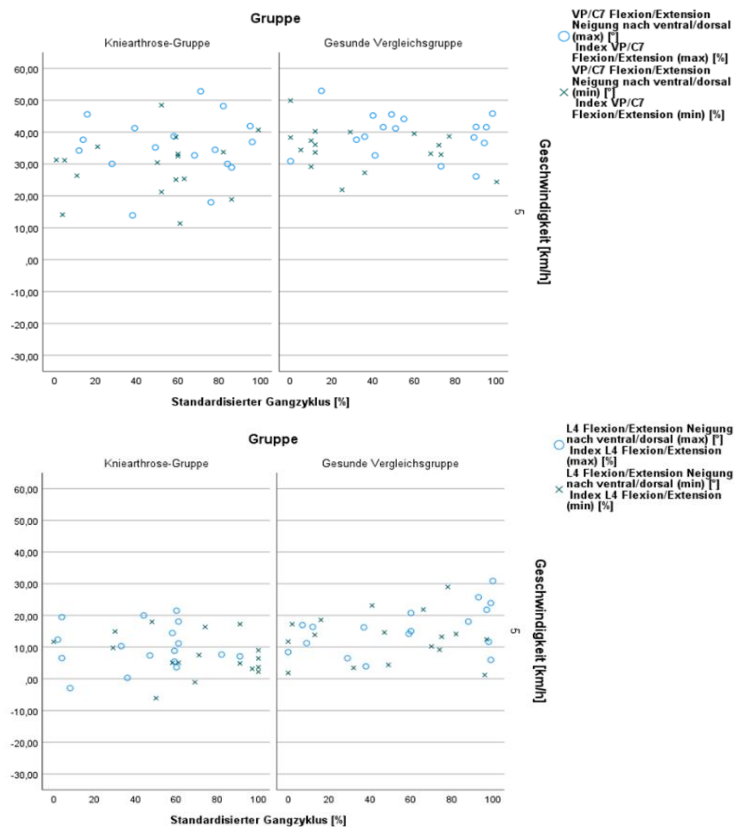


Abbildung 36 Punkt-Streudiagramm der einzelnen Probanden bzw. Patienten in der Sagittalebene. Abgebildet sind die Wirbelkörper VP/C7 und L4 bei 5 km/h.

Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des standardisierten Gangzyklus' in Prozent (X-Achse).

Kreise stellen die stärkste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die geringste Neigung nach dorsal / Extension dar (Maxima) und die Kreuze die geringste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die stärkste Neigung nach dorsal / Extension (Minima) dar.

Jeweils links: Kniearthrose-Gruppe, rechts: gesunde Vergleichsgruppe.

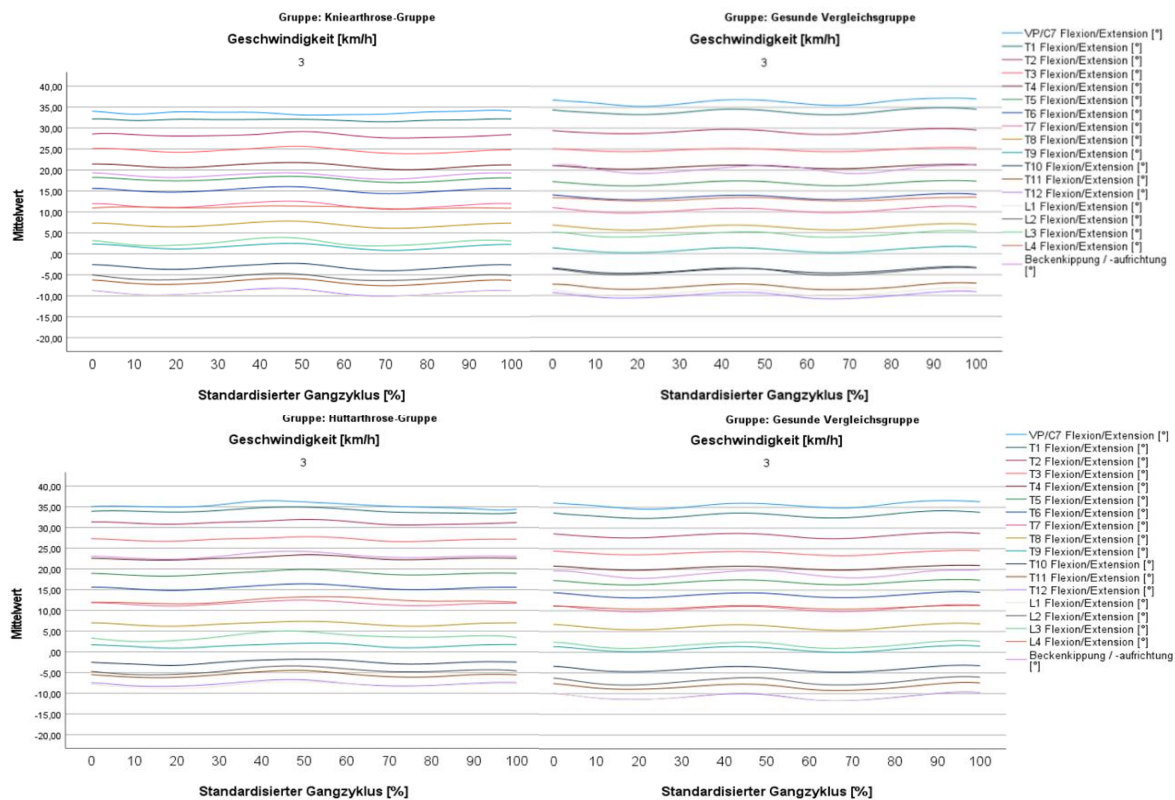


Abbildung 37 Mittelwert-Verlaufsgraphen in der Sagittalebene bei 3 km/h: Kniearthrose- bzw. Hüftarthrose-Patienten (links) und jeweilige gesunde Vergleichsgruppe (rechts). Abgebildet werden die Wirbelkörper VP/C7-L4 und das Becken (in Grad) während des Standardisierten Gangzyklus' (in Prozent); positiv: Flexion/Neigung nach ventral, negativ: Extension / Neigung nach dorsal; (rechts).

#### 4.3.1.3.2. Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe

Betrachtet man die maximalen bzw. minimalen Amplitudenausschläge beider Gruppen, erkennt man, dass die WK der Hüftarthrose-Gruppe im Mittel weiter in Richtung ventral geneigt sind (siehe Abbildung 38). Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass die WK mit einem negativen Vorzeichen gleichzeitig weniger weit nach dorsal geneigt sind. Eine Ausnahme bilden die WK VP/C7 und T1. Diese sind in ihrer Auslenkung bei der HOA-Gruppe weniger weit flektiert als die der gesunden VG.

In den Rangvergleichen der MWU-Tests ist das Becken der Hüftarthrose-Patienten im Mittel bei 3 km/h um ca. 4,4° weniger weit aufgerichtet (minimale Werte). Das Becken ist also weiter nach ventral geneigt. Schaut man sich die exakten Zahlen an, bedeutet dies, dass die geringste mittlere Kippung bei der HOA-Gruppe der stärksten mittleren Kippung der gesunden VG entspricht (siehe in Abbildung 38 und Abbildung 39). Der thorakale Scheitelpunkt liegt bei beiden Gruppen im Gang im Mittel auf Höhe von T9/T10 (maximale Werte) bzw. bei T8/T9 (minimale Werte). Bei 5 km/h liegt dieser Punkt bei den Gesunden

ein Segment kaudaler zwischen T9 und T10. Im Bereich der LWS liegt der lumbale Scheitelpunkt fast immer zwischen L2 und L3. Lediglich bei den Minima bei 5 km/h liegt dieser bei den Patienten im Mittel etwas kaudaler bei L3/L4.

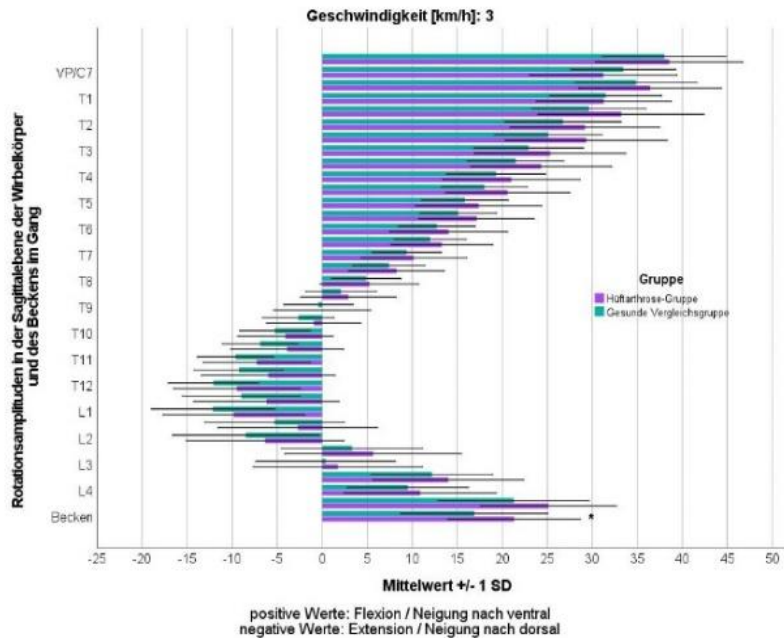


Abbildung 38 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Hüftarthrose-Gruppe (lila) und der gesunden Vergleichsgruppe (türkis) bei 3 km/h in der Sagittalebene. Positive Werte beschreiben eine Rotation/Neigung nach ventral, negative nach dorsal; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.

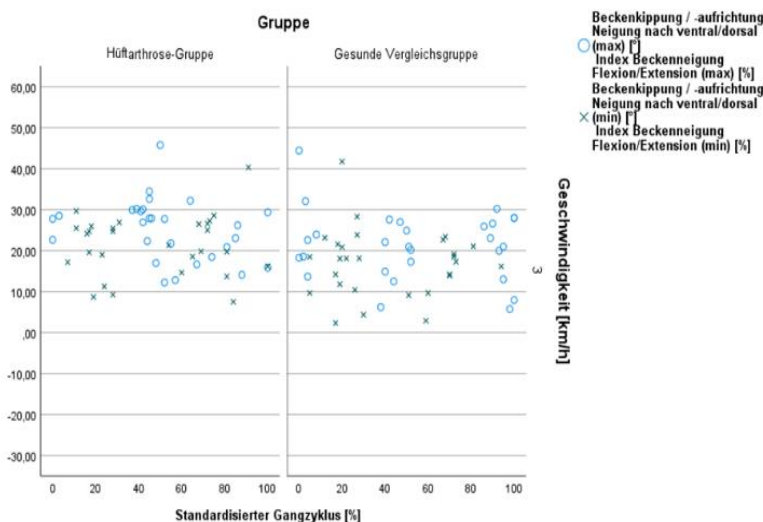


Abbildung 39 Punkt-Streudiagramm der einzelnen Probanden bzw. Patienten in der Sagittalebene. Abgebildet ist das Becken bei 3 km/h. Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des Standardisierten Gangzyklus' in Prozent (X-Achse). Kreise stellen die stärkste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die geringste Neigung nach dorsal / Extension dar (Maxima) und die Kreuze die geringste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die stärkste Neigung nach dorsal / Extension (Minima) dar. Jeweils links: Hüftarthrose-Gruppe, rechts: gesunde Vergleichsgruppe.

#### 4.3.1.3.3. Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe

Vergleicht man beide Arthrose-Gruppen miteinander, zeigt sich, dass die HOA-Gruppe im Gang eine größere maximale Beckenkipplung hat als die KOA-Gruppe. Bei 3 und 5 km/h beträgt die Differenz ca. 5,2 bzw. 7,7° und weist in den Rangvergleichen einen Trend auf. In dem unteren Punkt-Streudiagramm in der Abbildung 40 ist dies auch sehr anschaulich abgebildet. Bei 5 km/h ist der BWK T9 der HOA-Patienten weniger stark flek-



tiert (maximal Werte) (siehe Abbildung 41). Bei den minimalen Amplituden spielt T9 weiterhin eine entscheidende Rolle. In der KOA-Gruppe ist dieser WK im Mittel in einer flektierten Position, in der HOA-Gruppe in einer extendierten Position. Dieser WK wechselt in der HOA-Gruppe also zwischen Flexion und Extension. Dies ist in der Sagittalebene nur selten der Fall. Betrachtet man die Liniendiagramme bei 5 km/h, erkennt man, dass T9 bei der HOA-Gruppe fast neutral gestellt ist und im Mittel um die 0° herum rotiert (siehe Abbildung 42). Bei der KOA-Gruppe ist T9 hingegen im Mittel nach ventral geneigt (siehe auch Abbildung 40). T10 bewegt sich im Mittel unterhalb der 0°-Linie und ist somit nach dorsal geneigt.

Der thorakale Scheitelpunkt liegt bei beiden Gruppen im Gang im Mittel in Höhe T9/T10 (maximale ventrale bzw. dorsale Kippung), bzw. in der HOA-Gruppe bei T8/T9 (minimale Werte). Der lumbale Scheitelpunkt liegt meist zwischen L2 und L3. Lediglich bei den Minima bei 5 km/h haben die HOA-Patienten diesen auf Höhe L3/L4.

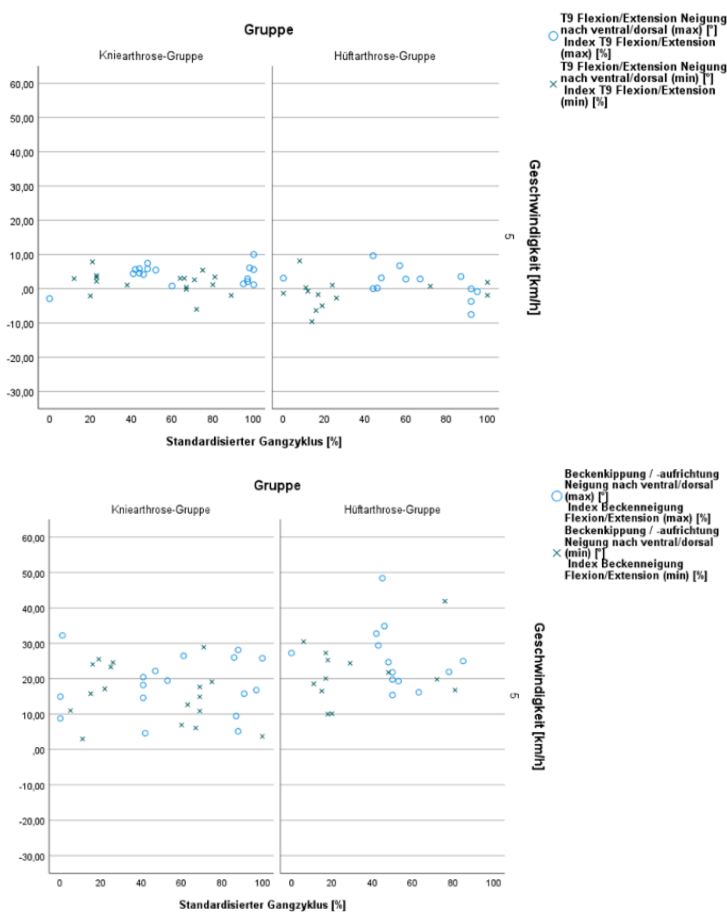


Abbildung 40 Punkt-Streudiagramme der einzelnen Patienten in der Sagittalebene. Abgebildet ist der Wirbelkörper T9 und das Becken bei 5 km/h. Rotationsamplituden in Grad (Y-Achse) im Verlauf des Standardisierten Gangzyklus' in Prozent (X-Achse). Kreise stellen die stärkste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die geringste Neigung nach dorsal / Extension dar (Maxima) und die Kreuze die geringste Neigung nach ventral / Flexion bzw. die stärkste Neigung nach dorsal / Extension (Minima) dar. Jeweils links: Kniearthrose-Gruppe, rechts: Hüftarthrose-Gruppe.

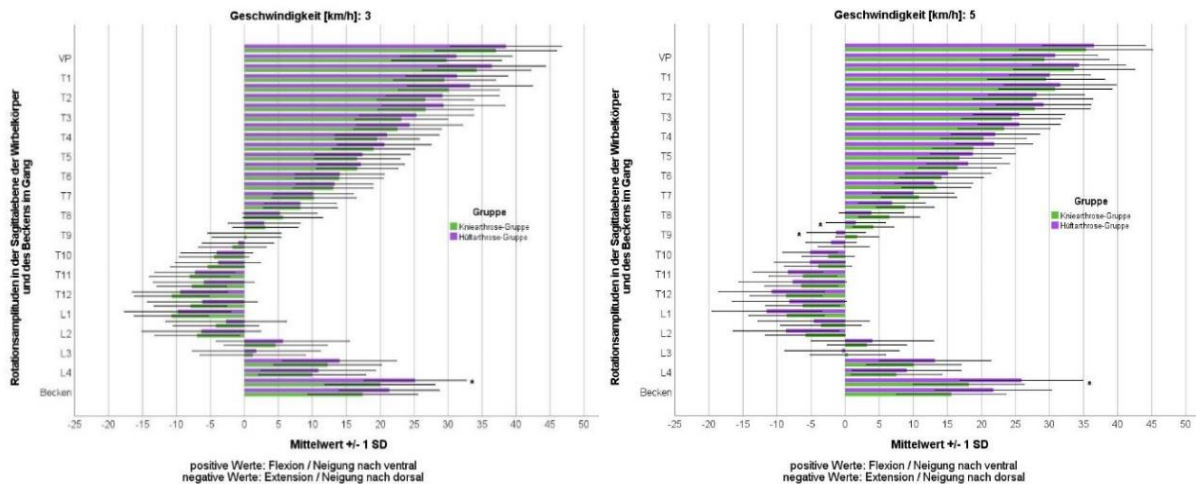


Abbildung 41 Mittelwerte und Standardabweichungen der Rotationsamplituden in Grad aller Wirbelkörper und des Beckens der Kniearthrose-Gruppe (hellgrün) und der Hüftarthrose-Gruppe (lila) bei 3 und 5 km/h in der Sagittalebene.

Positive Werte beschreiben eine Rotation/Neigung nach ventral, negative nach dorsal; \*: Trend beschreibende Unterschiede im Mann-Whitney-U-Test.

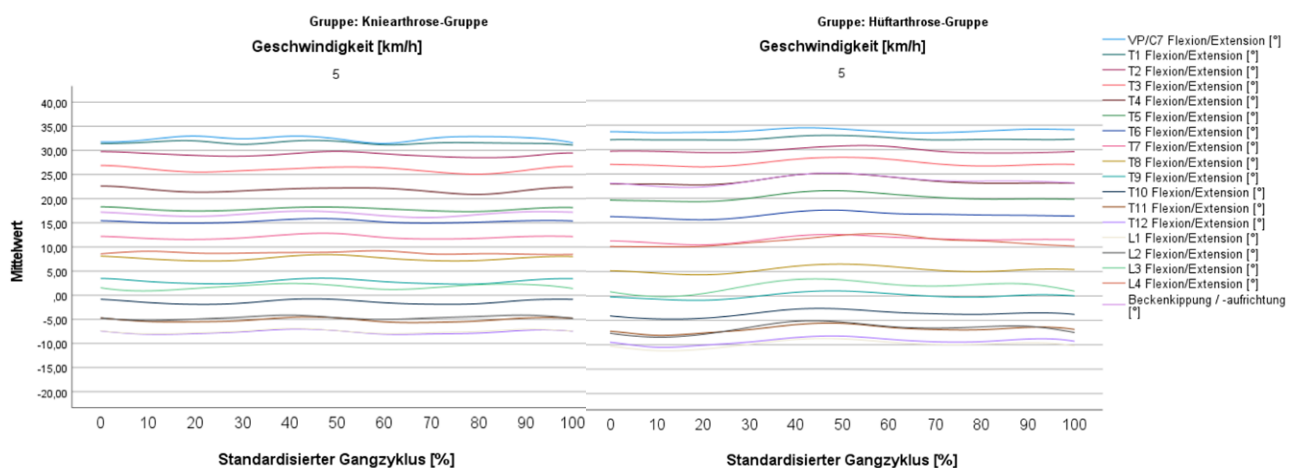


Abbildung 42 Mittelwert-Verlaufsgraphen in der Sagittalebene bei 5 km/h: Kniearthrose-Patienten (links) und Hüftarthrose-Patienten (rechts). Abgebildet werden die Wirbelkörper VP/C7-L4 und das Becken (in Grad) während des Standardisierten Gangzyklus' (in Prozent); positiv: Flexion / Neigung nach ventral, negativ: Extension / Neigung nach dorsal; (rechts).

### 4.3.2. Teilergebnisse der Bewegungsanalyse der Beckenrotation der Patienten mit Gon- und Coxarthrose in der Transversalebene anhand von 3 Gangzyklen – sekundäre Endpunkte

In diesem Kapitel wird der sekundären Fragestellung nachgegangen, ob es einen Zusammenhang zwischen der benötigten Zeit während des TUG-Tests, der Variabilität der Amplitudenhöhe und des zeitlichen Auftretens der Beckenrotationsamplitude über drei Gangzyklen hinweg gibt. Dies soll zeigen, ob die Annahme, dass Patienten, die bei dem TUG-Test eine längere Zeit benötigen, bei denen also Einschränkungen in Bezug auf das



Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit zu erwarten waren, eine höhere Amplituden-Variabilität und/oder eine höhere zeitliche Variabilität zeigen, oder umgekehrt, die Schnellen eine geringere Variabilität zeigen. Hierfür wurden sowohl beide Arthrose-Gruppen gemeinsam als auch einzeln untersucht.

#### 4.3.2.1. Beide Arthrose-Gruppen zusammengefasst

Betrachtet man die Korrelation der Variation der Beckenrotationsamplituden und des zeitlichen Auftretens dieser Amplituden beider Arthrose-Gruppen zusammen, kann man lediglich bei den minimalen Werten der Rotation zur ipsilateralen Seite bei 3 km/h einen relevanten Zusammenhang feststellen (siehe Tabelle 3). Sowohl die Korrelation nach Pearson als auch die nach Spearman ( $r = 0,316^*$ ,  $p = 0,016$  bzw.  $r_s = 0,324^*$ ,  $p = 0,014$ ) zeigen einen Trend zu einem positiven Zusammenhang zwischen der Dauer des TUG-Tests und der Variation der Beckenrotation in Richtung des betroffenen Beins auf. Je länger die Patienten für den TUG-Test benötigen, desto größer ist die Varianz der Amplituden zwischen den drei Gangzyklen (siehe Abbildung 43).

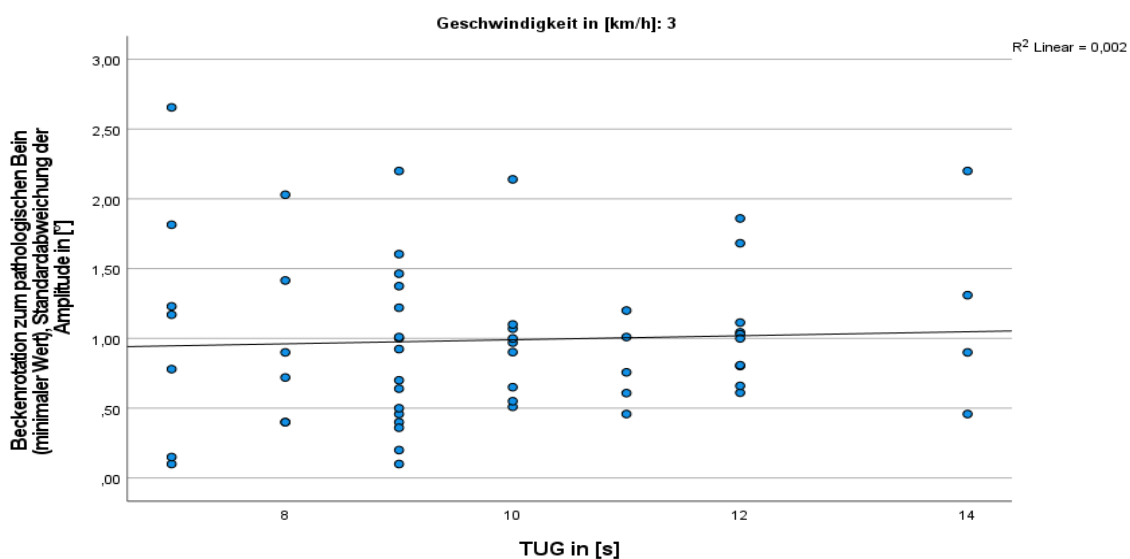


Abbildung 43 Positive Korrelation des TUG-Wertes und der Standardabweichung des Amplitudenwertes der Beckenrotation zum pathologischen Bein, bei 3 km/h; abgebildet sind Werte beider Arthrose-Gruppen

Tabelle 3 Mittelwerte und Zusammenhangsmaße beider Arthrose-Gruppen, Variationen der Beckenrotationsamplituden und des zeitlichen Auftretens dieser Amplituden zu den Gehgeschwindigkeiten 2-5 km/h

Knie- und Hüftarthrose-Gruppen						
Geschwindigkeit in [km/h]		2	3	4	5	
Anzahl Fälle [N]		59	57	48	30	
Mittelwert TUG in [s]		9,86	9,86	9,54	9,07	
Beckenrotation zum kontralateralen Bein (maximale Werte)	Mittelwerte der Standardabweichung der Amplitude in [°]	1,09	1,02	0,86	0,92	
	Mittelwert der Standardabweichung des Zeitpunkts in [%-Punkte]	7,07	7,71	8,36	7,25	
	TUG [s] / SD Amplitude [°]	Pearson	-0,186	-0,215	-0,179	-0,151
		Signifikanz (2-seitig)	0,159	0,108	0,223	0,424
		Spearman	-0,165	-0,161	-0,155	-0,156
		Signifikanz (2-seitig)	0,211	0,232	0,294	0,409
	TUG [s] / SD Zeitpunkt [%-Punkte]	Pearson	0,156	-0,035	-0,059	0,174
		Signifikanz (2-seitig)	0,238	0,798	0,69	0,357
		Spearman	0,176	-0,069	0,024	0,130
		Signifikanz (2-seitig)	0,182	0,610	0,873	0,495
	Beckenrotation zum pathologischen Bein (minimaler Wert)	Mittelwerte der Standardabweichung der Amplitude in [°]	0,93	0,93	1,06	1,04
		Mittelwert der Standardabweichung des Zeitpunkts in [%-Punkte]	7,57	8,04	8,58	7,13
TUG [s] / SD Amplitude [°]		Pearson	0,091	0,316	0,177	0,154
		Signifikanz (2-seitig)	0,494	0,016*	0,230	0,417
		Spearman	0,147	0,324	0,242	0,240
		Signifikanz (2-seitig)	0,266	0,014*	0,098	0,202
TUG [s] / SD Zeitpunkt [%-Punkte]		Pearson	-0,146	-0,205	0,061	0,142
		Signifikanz (2-seitig)	0,271	0,126	0,679	0,455
		Spearman	-0,243	-0,106	0,066	-0,042
		Signifikanz (2-seitig)	0,064	0,431	0,655	0,826

Grüne Felder markieren signifikante Korrelationen mit  $p < 0,05$

#### 4.3.2.2. Gonarthrose-Patienten einzeln betrachtet

Betrachtet man die Korrelation der Variation der Beckenrotationsamplituden und des zeitlichen Auftretens dieser Amplituden der Kniearthrose-Gruppe, kann man sowohl bei den minimalen Amplitudenwerten (Rotation zur ipsilateralen Seite) bei 3 km/h einen relevanten Zusammenhang feststellen, als auch bei der zeitlichen Variation der minimalen Werte bei 2 km/h (siehe Tabelle 4). Sowohl die Korrelation nach Pearson als auch die nach Spearman ( $r = 0,408^*$ ,  $p = 0,028$  bzw.  $r_s = 0,372^*$ ,  $p = 0,047$ ) zeigen bei 3 km/h einen relevanten positiven Zusammenhang zwischen der Dauer des TUG-Tests und der Variation der Beckenrotation in Richtung des betroffenen Beins. Je länger die Patienten für den TUG-Test benötigen, desto größer ist die Varianz der Amplituden zwischen den drei Gangzyklen (siehe Abbildung 44).

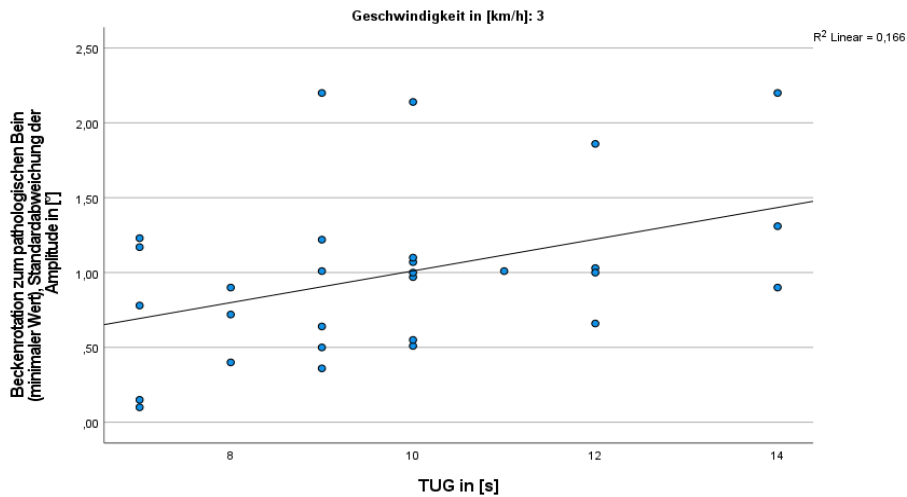


Abbildung 44 Ein positiver statistisch relevanter Zusammenhang zwischen der benötigten Zeit während des Timed „Up and Go“-Tests und der Standardabweichung des Amplitudenwertes der Beckenrotation zum ipsilateralen bzw. pathologischen Bein, bei einer Gehgeschwindigkeit von 3 km/h; abgebildet sind Werte der Kniearthrose-Patienten

Bei 2 km/h ist lediglich bei der Korrelation nach Spearman ein relevanter negativer Zusammenhang ( $r_s = -0,417^*$ ,  $p = 0,022$ ) erkennbar. Je länger die Patienten für den TUG-Test benötigen, desto geringer ist die zeitliche Varianz der ipsilateralen Beckenrotationsamplituden zwischen den drei Gangzyklen (siehe Abbildung 45). Dieser Zusammenhang ist entgegen der Erwartung dieser Forschungsarbeit.

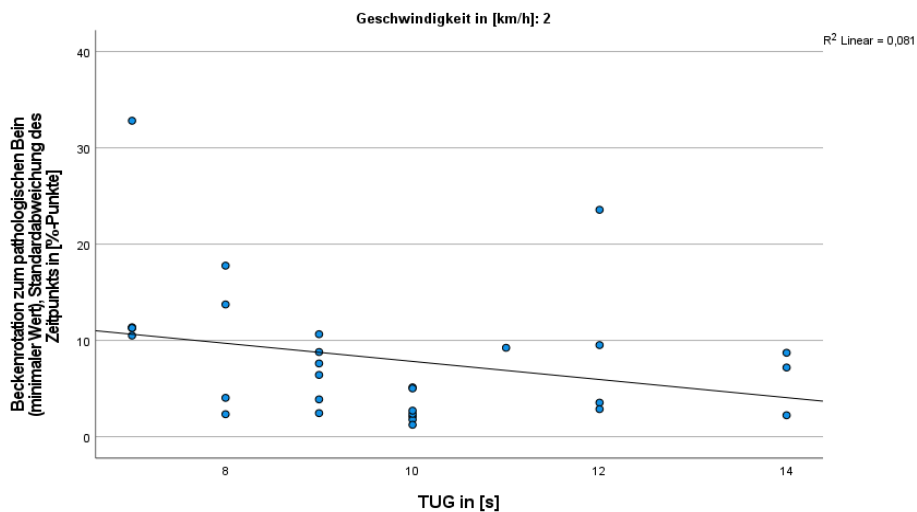


Abbildung 45 Ein negativer statistisch relevanter Zusammenhang zwischen der benötigten Zeit während des Timed „Up and Go“-Tests und der Standardabweichung des Zeitpunkts der Beckenrotation zum ipsilateralen bzw. pathologischen Bein, bei einer Gehgeschwindigkeit von 2 km/h; abgebildet sind Werte der Kniearthrose-Patienten

Tabelle 4 Mittelwerte und Zusammenhangsmaße der Kniearthrose-Gruppe, Variationen der Beckenrotationsamplituden und des zeitlichen Auftretens dieser Amplituden zu den Gehgeschwindigkeiten 2-5 km/h

Kniearthrose-Gruppe						
Geschwindigkeit in [km/h]		2	3	4	5	
Anzahl Fälle [N]		30	29	25	17	
Mittelwert TUG in [s]		9,73	9,79	9,44	9,12	
Beckenrotation zum kontralateralen Bein (maximale Werte)	Mittelwerte der Standardabweichung der Amplitude in [°]	1,06	1,05	0,86	0,85	
	Mittelwert der Standardabweichung des Zeitpunkts in [%-Punkte]	5,85	6,47	8,37	9,64	
	TUG [s] / SD Amplitude [°]	Pearson	-0,262	-0,092	-0,081	0,105
		Signifikanz (2-seitig)	0,161	0,634	0,699	0,688
		Spearman	-0,246	-0,053	-0,051	0,115
		Signifikanz (2-seitig)	0,190	0,785	0,809	0,66
	TUG [s] / SD Zeitpunkt [%-Punkte]	Pearson	0,263	0,002	0,072	0,128
		Signifikanz (2-seitig)	0,161	0,99	0,732	0,626
		Spearman	0,330	-0,036	0,068	0,035
		Signifikanz (2-seitig)	0,075	0,852	0,745	0,893
Beckenrotation zum pathologischen Bein (minimaler Wert)	Mittelwerte der Standardabweichung der Amplitude in [°]	0,88	0,9893	1,03	1,04	
	Mittelwert der Standardabweichung des Zeitpunkts in [%-Punkte]	8,07	7,36	8,95	8,98	
	TUG [s] / SD Amplitude [°]	Pearson	0,204	0,408	0,162	0,249
		Signifikanz (2-seitig)	0,279	0,028*	0,44	0,334
		Spearman	0,181	0,372	0,253	0,304
		Signifikanz (2-seitig)	0,338	0,047*	0,222	0,236
	TUG [s] / SD Zeitpunkt [%-Punkte]	Pearson	-0,285	-0,274	0,308	0,028
		Signifikanz (2-seitig)	0,127	0,151	0,134	0,914
		Spearman	-0,417	-0,239	0,288	-0,140
		Signifikanz (2-seitig)	0,022*	0,213	0,163	0,591

Grüne Felder markieren signifikante Korrelationen mit  $p < 0,05$ , lila Felder markieren Korrelationen mit schwachen Zusammenhängen ( $r > 0,300$ ), die jedoch nicht signifikant sind.

In weiteren Abbildungen, die im Anhang D4 – Kapitel 11.4.4 einzusehen sind, ist zwar ein Zusammenhang erkennbar, dieser ist statistisch jedoch nicht signifikant (Abbildungen zu den lilafarbenen Feldern).

#### 4.3.2.3. Coxarthrose-Patienten einzeln betrachtet

Betrachtet man die Korrelation der Variation der Beckenrotationsamplituden mit dem zeitlichen Auftreten dieser Amplituden innerhalb der Hüftarthrose-Gruppe, kann man keine relevanten Zusammenhänge feststellen (siehe Tabelle 5). Im Anhang D4 – Kapitel 11.4.4 befinden sich weitere Abbildungen, in denen zwar ein Zusammenhang erkennbar ist, dieser statistisch jedoch nicht signifikant ist (Abbildungen zu den lilafarbenen Feldern).

Tabelle 5 Mittelwerte und Zusammenhangsmaße der Hüftarthrose-Gruppe, Variationen der Beckenrotationsamplituden und des zeitlichen Auftretens dieser Amplituden zu den Gehgeschwindigkeiten 2-5 km/h

Hüftarthrose-Gruppe		2	3	4	5	
Geschwindigkeit in [km/h]		29	28	23	13	
Anzahl Fälle [N]		29	28	23	13	
Mittelwert TUG in [s]		10	9,25	9,65	9	
Beckenrotation zum kontralateralen Bein (maximale Werte)	Mittelwerte der Standardabweichung der Amplitude in [°]	1,12	0,99	0,87	1,02	
	Mittelwert der Standardabweichung des Zeitpunkts in [%-Punkte]	8,34	8,99	8,35	4,13	
	TUG [s] / SD Amplitude [°]	Pearson	-0,139	-0,366	-0,304	-0,391
		Signifikanz (2-seitig)	0,472	0,056	0,158	0,186
		Spearman	-0,111	-0,232	-0,278	-0,461
		Signifikanz (2-seitig)	0,568	0,236	0,200	0,113
	TUG [s] / SD Zeitpunkt [%-Punkte]	Pearson	0,085	-0,089	-0,221	0,348
		Signifikanz (2-seitig)	0,662	0,653	0,310	0,243
		Spearman	-0,034	-0,128	0,033	0,125
		Signifikanz (2-seitig)	0,862	0,515	0,880	0,683
Beckenrotation zum pathologischen Bein (minimaler Wert)	Mittelwerte der Standardabweichung der Amplitude in [°]	0,97	0,87	1,08	1,05	
	Mittelwert der Standardabweichung des Zeitpunkts in [%-Punkte]	7,05	8,73	8,17	4,71	
	TUG [s] / SD Amplitude [°]	Pearson	0,016	0,198	0,193	0,037
		Signifikanz (2-seitig)	0,933	0,313	0,377	0,905
		Spearman	0,084	0,247	0,217	0,255
		Signifikanz (2-seitig)	0,663	0,204	0,321	0,400
	TUG [s] / SD Zeitpunkt [%-Punkte]	Pearson	0,127	-0,148	-0,240	0,472
		Signifikanz (2-seitig)	0,513	0,453	0,270	0,104
		Spearman	-0,086	0,042	-0,182	0,014
		Signifikanz (2-seitig)	0,656	0,833	0,406	0,963

Lila Felder markieren Korrelationen mit schwachen bis mittelstarken Zusammenhängen ( $r > 0,300$ ), die jedoch nicht signifikant sind.

#### 4.3.2.4. Einzelfallbetrachtungen von Patienten mit einem schnellen bzw. langsamen TUG-Ergebnis

Von Patienten, die beim TUG-Test 7 Sekunden benötigt haben, bei denen also nur geringe Einschränkungen in Bezug auf das Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit zu erwarten waren, wurde gleichermaßen eine geringe Variabilität der Amplituden ( $< 0,5^\circ$ , bzw.  $< 1^\circ$ ) als auch deren zeitliches Auftreten ( $< 5$  Prozentpunkte, bzw.  $< 10$  Prozentpunkte) erwartet. Sieben Patienten (fünf KOA- und zwei HOA-Patienten) hatten eine TUG-Testzeit von 7 Sekunden, ihr Durchschnittsalter betrug 59,29 (8,66) Jahre und ihr BMI 24,86 (3,49)  $\text{kg/m}^2$  (KOA: 60,4 (3,98) Jahre, 26,60 (1,95)  $\text{kg/m}^2$ ; HOA: 56,5 (19,09) Jahre, 20,50 (2,12)  $\text{kg/m}^2$ ).

Ein Teil dieser Patienten zeigte eine geringe Variation ( $< 1^\circ$ ) der maximalen Amplitude, insbesondere bei der Beckenrotation in Richtung des betroffenen Beins. Die gleichen

Patienten zeigten jedoch bei der Beckenrotation zur nicht betroffenen Seite eine größere Variation (1-3°) (siehe Tabelle 6). TUG-schnelle Patienten scheinen bei der Rotation zum betroffenen Bein geringere Variabilität in der Höhe der Amplitude aufzuzeigen, bei geringen Geschwindigkeiten jedoch eine größere Variabilität des Zeitpunkts. Bei der Rotation zur Gegenseite wiesen sie größere Unterschiede der Amplitude und geringere Unterschiede des Zeitpunkts auf. Im Folgenden einige Beispiele:

Patient A (Kniearthrose rechts, männlich, 57 Jahre, BMI 24) weist meist ipsilateral eine Amplituden-Variabilität  $< 1^\circ$  auf, kontralateral jedoch teilweise eine Amplituden-Variabilität von  $> 2^\circ$  (3 km/h). Die zeitliche Variabilität liegt bei  $< 5$  bzw.  $< 10$  Prozentpunkten, außer bei der ipsilateralen Seite bei 2 und 3 km/h. Dort liegt sie bei  $> 10$  Prozentpunkten.

Patient B (Kniearthrose links, weiblich, 58 Jahre, BMI 29) weist in beide Richtungen eine relativ geringe Variabilität der Amplitude auf (ipsilateral: Amplituden-Variabilität  $< 1^\circ$ , kontralateral: Amplituden-Variabilität  $< 2^\circ$ ; zeitliche Variabilität  $< 5$  Prozentpunkte, mit einer Ausnahme bei der ipsilateralen Rotation bei 2 km/h hier  $> 30$  Prozentpunkte).

Patient G (Hüftarthrose beidseits rechts  $>$  links, weiblich, 43 Jahre, BMI 19) weist ipsilateral sowohl eine sehr geringe Amplituden-Variabilität  $< 1^\circ$  auf (außer 3 km/h,  $> 1^\circ$ ), als auch eine geringe zeitliche Variabilität ( $< 5$  Prozentpunkte, außer 2 km/h,  $< 10$  Prozentpunkte). Bei der kontralateralen Rotation weist Patient G eine große Amplituden-Variabilität auf ( $< 2^\circ$ , bei 5 km/h  $< 3^\circ$ ).

Einige Patienten weisen sogar entgegen der Erwartung – sowohl bei der zeitlichen als auch der Amplituden-Variabilität – größere Standardabweichungen auf:

Patient F (Hüftarthrose links, männlich, 70 Jahre, BMI 22) weist bei der kontralateralen Rotation bei 3 km/h sowohl eine Amplituden-Variabilität  $> 2^\circ$  als auch eine große zeitliche Variabilität von  $> 20$  Prozentpunkten auf.

Tabelle 6 Variationen der Amplitude als Standardabweichung in [°] und die Variationen des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung in [%-Punkte] der schnellen Patienten mit einem TUG-Wert von 7 Sekunden, bei Gehgeschwindigkeiten von 2-5 km/h

Patient	A	B	C	D	E	F	G
Beckenrotation zum nicht pathologischen Bein (MAX)							
Geschwindigkeit	2 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	1,35	1,04	1,59	1,17	2,23	0,36	1,3 2
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	2,88	2,63	4,38	6,96	5,39	11,4 4	4,4 0
Geschwindigkeit	3 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	2,05	0,6	1,72	0,21	1,42	2,66	1,8 1
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	3,45	3,41	2,86	8,97	2,04	22,0 0	2,7 8
Geschwindigkeit	4 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	1,78	1,77	0,93	0,81	0,36	0,7	1,1 3
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	7,31	1,32	10,9 2	4,22	5,49	21,2 0	4,6 0
Geschwindigkeit	5 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	0,25		0,58	1,02	2,12	1,07	2,7 4
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	4,93		2,16	3,19	4,90	4,44	2,3 1
Beckenrotation zum pathologischen Bein (MIN)							
Geschwindigkeit	2 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	0,29	0,68	0,62	0,67	0,9	0,4	0,4 6
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	11,31	32,8 2	11,3 7	11,2 9	10,5 1	5,34	9,5 4
Geschwindigkeit	3 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	1,23	0,1	1,17	0,78	0,15	0,1	1,6 3
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	18,75	0,72	14,7 0	14,9 2	16,0 3	34,9 6	0,7 0
Geschwindigkeit	4 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	0,45	0,56	1,28	0,74	0,15	0,49	0,2 5
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	0,54	2,34	1,28	10,1 9	3,96	22,3 6	2,7 3
Geschwindigkeit	5 km/h						
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	0,83		0,26	1,88	1,04	0,72	0,3 1
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	3,73		13,7 0	6,02	19,9 7	5,76	4,4 2

Grüne Felder markieren erwartete Werte (je dunkler desto geringer die Standardabweichung), blaue Felder nicht erwartete Werte (je dunkler desto höher die Standardabweichung)

Die Patienten A (Kniearthrose, rechts, männlich, 57 Jahre, BMI 24) und C (Kniearthrose, rechts, männlich, 61 Jahre, BMI 26) weisen bei der ipsilateralen Rotation bei 3 km/h, Patient E (Kniearthrose, beidseits rechts > links, weiblich, 59 Jahre, BMI 28) bei 5 km/h ein Amplituden-Variabilität > 1° und eine zeitliche Variabilität > 10 Prozentpunkte auf.

Die Abbildung 46 und Abbildung 47 zeigen die jeweiligen drei maximalen und minimalen Amplituden und die dazugehörigen Prozentwerte der einzelnen Gangzyklen der Patienten mit einem 7-Sekunden-TUG auf. Interessant ist z. B. der Patient B (MIN), bei dem sich bei 2 km/h ein stark gestreutes Bild zeigt, bei 3 und 4 km/h hingegen ein deutliches Cluster abbildet. Die MAX-Werte liegen hingegen bei allen Geschwindigkeiten nah beieinander.



Abbildung 46 Maximale Amplitudenwerte in Grad und dazugehöriges zeitliches Auftreten in Prozent (X-Achse) während der 3 Gangzyklen (vor individueller Parallelverschiebung), Beckenrotation (Y-Achse) zum nicht pathologischen Bein (MAX) und zum pathologischen Bein (MIN), der schnelleren Patienten mit 7 Sekunden im TUG-Test bei 2 km/h (oben) und 3 km/h (unten).





Abbildung 47 Maximale Amplitudenwerte in Grad und dazugehöriges zeitliches Auftreten in Prozent (X-Achse) während der 3 Gangzyklen (vor individueller Parallelverschiebung), Beckenrotation (Y-Achse) zum nicht pathologischen Bein (MAX) und zum pathologischen Bein (MIN), der schnelleren Patienten mit 7 Sekunden im TUG-Test bei 4 km/h (oben) und 5 km/h (unten).

Von Patienten, die beim TUG-Test längere Zeit benötigen, z. B. 14 Sekunden, bei denen also Einschränkungen in Bezug auf das Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit zu erwarten waren, wurde zudem von einer hohen Variabilität der Amplitude ( $> 2$ , bzw.  $> 1^\circ$ ) und bzw. oder des zeitlichen Auftretens ( $> 10$  Prozentpunkte) ausgegangen. Fünf Patienten (3 KOA- und 2 HOA-Patienten, wobei einer dieser Hüftarthrose-Patienten lediglich in die statische Analyse einfluss) hatten eine TUG-Testzeit von 14 Sekunden, ihr Durchschnittsalter betrug 73,25 (3,86) Jahre und ihr BMI 26,50 (2,52)  $\text{kg}/\text{m}^2$  (KOA: 72,67 (4,51) Jahre, 26,33 (3,06)  $\text{kg}/\text{m}^2$ ; HOA: 75 Jahre, 27  $\text{kg}/\text{m}^2$ ).

Tabelle 7 Variationen der Amplitude als Standardabweichung in [°] und die Variationen des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung in [%-Punkte] der langsamen Patienten mit einem TUG-Wert von 14 Sekunden, bei Gehgeschwindigkeiten von 2-4 km/h

Patienten	H	I	J	K
Beckenrotation zum nicht pathologischen Bein				
Geschwindigkeit	2 km/h			
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	0,89	1,2	0,49	0,86
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	7,36	8,37	4,74	1,36
Geschwindigkeit	3 km/h			
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	0,78	0,26	1,32	0,46
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	9,37	2,15	5,51	8,39
Geschwindigkeit	4 km/h			
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]			0,81	
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]			1,96	
Beckenrotation zum pathologischen Bein				
Geschwindigkeit	2 km/h			
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	1,9	0,62	0,78	0,35
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	7,19	8,72	2,23	11,78
Geschwindigkeit	3 km/h			
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]	2,2	1,31	0,9	0,42
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]	5,03	1,56	10,64	11,43
Geschwindigkeit	4 km/h			
Variation der Amplitude als Standardabweichung [°]			0,86	
Variation des Zeitpunktes der Amplitude als Standardabweichung [%-Punkte]			15,60	

Grüne Felder markieren erwartete Werte (je dunkler desto höher die Standardabweichung), blaue Felder nicht erwartete Werte (je dunkler desto geringer die Standardabweichung)

Diesen Erwartungen haben Arthrose-Patienten dieser Studie nicht entsprochen. Einige zeigten entweder eine größere Variabilität der Amplitude in Bezug auf die Beckenrotation in beide Richtungen, wie z. B. die Patienten H (Kniearthrose, rechts, männlich, 73 Jahre, BMI 23) und I (Kniearthrose beidseits, rechts > links, männlich, 68 Jahre, BMI 27) oder eine größere Variabilität des zeitlichen Auftretens bei der Rotation zum betroffenen Bein, wie z. B. die Patienten J (Kniearthrose rechts, männlich, 77 Jahre, BMI 29) und K (Hüftarthrose links, männlich, 75 Jahre, BMI 27). Jedoch zeigte kein Patient gleichzeitig eine größere Variabilität der Amplitude und des zeitlichen Auftretens (siehe Tabelle 7). In der Abbildung 48 sind die jeweiligen drei maximalen und minimalen Amplituden und die dazugehörigen Prozentwerte der einzelnen Gangzyklen der Patienten mit einem 14-Sekunden-TUG abgebildet.



Abbildung 48 Maximale Amplitudenwerte in Grad und dazugehöriges zeitliches Auftreten in Prozent (X-Achse) während der 3 Gangzyklen (vor individueller Parallelverschiebung), Beckenrotation (Y-Achse) zum nicht pathologischen Bein (MAX) und zum pathologischen Bein (MIN), der langsameren Patienten mit 14 Sekunden im TUG-Test bei 2 km/h (oben), 3 km/h (Mitte) und 4 km/h (unten)

## 5. Diskussion

Im MotionLab der Universitätsmedizin Mainz wurde zuvor mit demselben Gerät und ähnlichen Studienbedingungen eine Studie an gesunden Probanden zur Gewinnung von Referenzdaten durchgeführt. Diese Daten sind Grundlage der Vergleichsgruppen. Mit der vorliegenden Dissertation sollten ergänzend zu den Gesunden nun zwei Patientengruppen mit einer definierten Pathologie untersucht werden. Ziel dieser Arbeit war es erstens zu beschreiben, ob und in welcher Weise sich die Wirbelsäulenbewegung von Patienten mit Knie- bzw. Hüftarthrose im Vergleich zu gesunden Personen (in allen drei Ebenen) verhält. Mögliche Abweichungen sollten detektiert werden, hierzu wurden die Becken- und Wirbelkörperverlaufsgraphen in der Transversal-, Frontal- und Sagittalebene beschrieben. Der relevanteste Parameter war die Höhe der Amplitude in Grad. Neben dem Vergleich mit den Bewegungsmustern Gesunder wurden auch beide Kohorten untereinander verglichen<sup>11</sup>. Zweitens sollte ein möglicher Zusammenhang der benötigten Zeit während des TUG-Tests mit der Streuung des zeitlichen Auftretens bzw. der Amplitude der Beckenmaxima während drei einzelner Gangzyklen untersucht und beschrieben werden. Als drittes Teilziel der Studie kann die Darstellung des Rekrutierungs- bzw. Durchführungsprozesses geeigneter Patienten mit Gon- bzw. Coxarthrose genannt werden.

### 5.1. Zusammenfassung der Hauptmessergebnisse

In den folgenden Abschnitten sollen die Hauptmessergebnisse der verschiedenen Probanden- bzw. Patientengruppen der Studie zusammengefasst (Kapitel 5.1) und ihre Bedeutung erläutert werden (Kapitel 5.2). Auf den Rekrutierungs- bzw. Durchführungsprozess im Sinne einer Machbarkeit, ob eine klinische Anwendung aufgrund der erhöhten Sturzgefahr und der eingeschränkten Gehfähigkeit überhaupt möglich ist, wird im Kapitel 5.3 im Rahmen einer Beurteilung von Material und Methoden eingegangen.

#### 5.1.1. Unterschiedliche Bewegungen im Standardisierten Gangzyklus

Beide Gruppen wiesen verschiedene Arten von Bewegungsunterschieden zu den Gesunden auf. Die Gesunden der ersten Studiengruppe rotierten ihr Becken stärker in Richtung des ipsilateralen, die KOA-Patienten in Richtung des kontralateralen Beins (Transversalebene). Beide Gruppen zeigten eine Verschiebung des Rotationsmittelpunktes, welche

---

<sup>11</sup> Die Ergebnisse der 3 und 5 km/h-Messungen werden an dieser Stelle diskutiert, Informationen zu den statischen Analysen und den restlichen Gehgeschwindigkeiten können im Anhang eingesehen werden.

auch in den darüber liegenden Wirbelkörpern zu erkennen ist, mit Gruppenunterschieden der unteren LWS (L3, L4) und oberen BWS (VP-T5) – jedoch nicht mehr bei 5 km/h. In der Frontalebene scheinen beide Gruppen eine jeweils entgegengesetzte maximale WK-Seitneigung zu haben. In der KOA-Gruppe waren VP, die obere und untere BWS sowie die obere LWS stärker und die mittlere BWS weniger stark in Richtung des pathologischen Beins geneigt. Dafür waren die mittleren BWK stärker in die Gegenrichtung lateralflektiert. In der Sagittalebene sind kaum Unterschiede erkennbar. Lediglich VP bzw. VP und L4 waren bei den Patienten weniger stark nach ventral geneigt. Die oberen BWK und unteren LWK der KOA-Patienten waren im Mittel stärker zur Seite der Arthrose geneigt (frontal) und gleichzeitig maximal zum kontralateralen Bein gedreht (transversal). Ob diese beiden maximalen Auslenkungen auch zeitlich exakt zusammentreffen, könnte nur in Einzelfallbetrachtungen beurteilt werden, was in dieser Arbeit nicht beabsichtigt war. Jedoch scheint sich in der BWS eine zeitliche Nähe zwischen beiden maximalen Auslenkungen anzudeuten.

Die zweite Studiengruppe, die der Hüftarthrose-Patienten, unterscheidet sich bezogen auf die Amplitudenhöhe in der Transversalebene statistisch von deren VG eher bei der schnelleren Geschwindigkeit. Hier waren sowohl die oberen BWK als auch die unteren LWK und das Becken stärker entgegen dem Referenzbein (pathologisches Bein) rotiert. Im Bereich des TLÜ waren hingegen die WK der Gesunden stärker in die entgegengesetzte Richtung gedreht (5 km/h). Von der ersten Studiengruppe unterscheiden sie sich jedoch statistisch nur bei 3 km/h, ob dies ein statistischer Zufallsfehler ist, ist nicht bekannt. Hier war VP der Hüftgelenk-Patienten stärker zur Seite der Arthrose rotiert. In der Frontalebene ist ein ähnliches Bild wie bei den Kniearthrose-Patienten zu erkennen. Die oberen BWK und LWK waren in der Arthrose-Gruppe stärker in Richtung der Pathologie geneigt. Die mittlere BWS wies eine Gegenrotation, also eine Seitneigung zur kontralateralen Seite auf. Die Beckenamplituden der Patienten waren in beide Richtungen geringer als die der Vergleichsgruppe. Im Vergleich zu den Kniearthrose-Patienten sind wiederum nur bei 3 km/h in Höhe der mittleren BWK unterschiedliche Amplituden zu erkennen. Hier waren die mittleren BWK der Hüftarthrose-Patienten während der Standbeinphase weniger stark ipsilateral und während der Schwungbeinphase stärker kontralateral geneigt. In der Sagittalebene waren die WK und das Becken der Hüftarthrose-Gruppe im Mittel weiter nach ventral geneigt. Die maximale Beckenaufrichtung war infolgedessen auch weniger ausgeprägt als die der Gesunden. Die geringste mittlere Kippung der HOA-

Gruppe entsprach der stärksten mittleren Kippung der Gesunden. Im Vergleich zur ersten Studiengruppe war das Becken der zweiten Gruppe auch stärker nach ventral gekippt.

### **5.1.2. Bewegungsanalyse der Beckenrotation der Patienten mit Gon- und Coxarthrose in der Transversalebene anhand von 3 Gangzyklen**

Zwischen der benötigten Dauer für den TUG-Test und der Amplituden- bzw. zeitlichen Variabilität der Beckenrotation kann in beiden Arthrose-Gruppen kein eindeutiger Zusammenhang festgestellt werden. Lediglich bei den langsameren Geschwindigkeiten kann sowohl für beide Gruppen zusammen als auch für die Kniearthrose-Patienten allein ein Zusammenhang beschrieben werden. Bei 3 km/h besteht ein mittlerer positiver Zusammenhang zwischen der Dauer des TUG-Tests und der Variation der Beckenrotation in Richtung des betroffenen Beins. Je länger die Patienten für den TUG-Test benötigen, desto größer ist die Varianz der maximalen Amplitude zwischen den drei Gangzyklen. Zusätzlich zeigen die KOA-Patienten bei 2 km/h einen mittleren negativen Zusammenhang zwischen der Dauer des TUG-Tests und der zeitlichen Variation der minimalen Werte. Je länger die Patienten für den TUG-Test benötigen, desto geringer ist die zeitliche Varianz der ipsilateralen Beckenrotationsamplituden zwischen den drei Gangzyklen.

## **5.2. Diskussion der Ergebnisse im Literaturkontext**

In den folgenden Abschnitten werden die Hauptmessergebnisse der verschiedenen Probanden- bzw. Patientengruppen in Bezug zu den in der Literatur beschriebenen Beobachtungen diskutiert und ihre Bedeutung erläutert. Neben den Veränderungen der Bewegungsmuster im Gang (Kapitel 5.2.1) wird ein möglicher Einfluss der Gangsicherheit auf das Beckenmuster diskutiert (Kapitel 5.2.2).

### **5.2.1. Diskussion der Ergebnisse im Standardisieren Gangzyklus**

Die allgemeinen Gangparameter, die Wohlfühlgeschwindigkeit und die maximal mögliche zu messende Gehgeschwindigkeit, unterscheiden sich in dieser Studie zwischen beiden Gruppen kaum. Die Kniepatienten bevorzugten im Schnitt eine um 0,3 km/h schnellere Gehgeschwindigkeit (3,52 vs. 3,23 km/h) und konnten auch häufiger bei 5 km/h vermessen werden. Die im Vergleich in der Literatur beschriebene selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von ca. 3 km/h (Abbasi-Bafghi et al., 2012) war demnach bei den Kniearthrose-Patienten deutlich höher. Dies kann, im Gegensatz zur in der Metaanalyse einbezogenen Studien, auf die auch geringeren eingeschlossenen Arthrosegrade zurückgeführt werden.

Die zweite Patientengruppe hatte hingegen, verglichen zur in der Literatur beschriebenen selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 3,78-4,36 km/h (Constantinou et al., 2017, Watelain et al., 2001), eine geringere Wohlfühlgeschwindigkeit. Ein Vergleich der selbstgewählten Geschwindigkeit und der Wohlfühlgeschwindigkeit ist nur bedingt möglich, kann aber zur Orientierung dienen. In dieser Studie wurden die Amplitudenwerte bestimmt, nicht aber individuelle Bewegungsausmaße. Daher ist ein detaillierter Vergleich mit in der Literatur beschriebenen ROM nur bedingt möglich, da die jeweiligen Gruppenmittelwert-Differenzen der Amplituden eine ungefähre ROM ergeben, die jedoch nicht den Mittelwerten der individuellen ROM entsprechen müssen.

Wie im Kapitel 2.5 beschrieben, ist in der bisher bekannten Literatur noch nicht bekannt, wie die Bewegung auf Wirbelköperebene aussieht. Da jedoch die Bewegungen der gesunden Vergleichsgruppe mit denen der Patienten verglichen und diskutiert werden sollen, erfolgt zuvor jeweils für jede Bewegungsdimension eine knappe Einschätzung der Bewegung der Gesunden im Vergleich zu in der Literatur beschriebenen Werten.

#### **5.2.1.1. *Transversale Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens***

Eine häufig in der Literatur (Andrada, 2008, Götz-Neumann, 2011, Syczewska et al., 1999, Thurston und Harris, 1983) beschriebene, während des Gangs stattfindende verschraubende Bewegung des Beckens und des Schultergürtels wird Rotation um die Longitudinalachse genannt, sie findet in der Transversalebene statt und gibt den Auftakt in dieser Arbeit.

##### **5.2.1.1.1. Kritische Erörterung der Ergebnisse der gesunden Vergleichsgruppen**

Wie bereits die Literatur (Kadaba et al., 1990, Lewis et al., 2017, Thurston und Harris, 1983) vermuten ließ, vollführte das Becken der Gesunden dieser Studie eine zyklische Schwingung vor und zurück. Es bewegte sich im Mittel um ca. 5,2° (3 km/h) bis 6,8° (5 km/h) (berechnet aus Werten beider VGen). Damit rotierte es im Mittel weniger als in den meisten anderen Studien berichtet, jedoch nicht weniger als bei Crosbie et al. (1997a), die lediglich 3,0° (1,5°) messen konnten. Des Weiteren ist entgegen der Erwartung auf Grundlage der Literatur (Stokes et al., 1989, Taylor et al., 1999, Yang et al., 2013) nur eine geringe Erhöhung von ca. 1,5° mit steigender Geschwindigkeit (3 vs.

5 km/h) zu sehen. Bezüglich des zeitlichen Auftretens der maximalen Beckenrotation besteht eine große interindividuelle Streuung, die z. B. auch am Mittelwertverlauf in den Liniendiagrammen zu erkennen ist (vergleiche auch vorläufige Ergebnisse der Referenzdaten (Betz et al., 2019) und Daten aus der Literatur (Kadaba et al., 1990)). Entgegen den Ergebnissen anderer Studien (Kramers-De Quervain et al., 2008, Lewis et al., 2017, Thurston und Harris, 1983, Zhao et al., 2008) konnte kein eindeutiges Rotationsmaximum zum oder kurz nach dem IC festgestellt werden. Bei höheren Geschwindigkeiten bestand ein zweigipfliger Kurvenverlauf (siehe Abbildung 20 und Abbildung 25). Grund hierfür könnte eine Bildung von zwei Subgruppen sein, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten ihr Maximum erreichten. Eine größere Stichprobe, die komplette Referenzgruppe, zeigt dieses Phänomen im Mittelwertverlauf nicht (Betz et al., 2019). Jedoch würde hierauf eine geringfügig erkennbare Clusterbildung in den Punkt-Streudiagrammen der Referenzwerten hindeuten (Wolf und Huthwelker, 2019), diese ist statistisch jedoch noch nicht untersucht. Oder dieser Kurvenverlauf ist physiologisch, dies wurde bisher jedoch erst selten beschrieben (Lewis et al., 2017). Anders als von Yang et al. (2013) aufgezeigt trat das Beckenmaximum mit steigender Geschwindigkeit später auf. Das Becken war im Mittel somit bei 5 km/h bereits zum Zeitpunkt des IC in Richtung des kontralateralen Beins rotiert (siehe Liniendiagramme Abbildung 20 und Abbildung 25). Jedoch erkennt man in den Punkt-Streudiagrammen, dass dies nicht für alle Probanden der Fall war. Einige erreichen das Maximum bei 5 km/h bereits vor dem IC (siehe Abbildung 24, andere Geschwindigkeiten siehe Anhang D3 – Kapitel 11.4.3). Die LWK verlaufen laut der bisher beschriebenen Literatur mit dem Becken parallel (Needham et al., 2016) und erreichen ihre Amplituden zu ähnlichen Zeiten im Verlauf der Standbeinphase (vgl. Macwilliams et al., 2013). Dies unterscheidet sich zu den vorläufigen Ergebnissen der Referenzdaten (Betz et al., 2019), in denen das Becken und die LWS im Mittel ihre Maxima nacheinander erreichten (Wolf und Huthwelker, 2019). Auch in dieser Studie ist der Verlauf des Beckens und der LWS ähnlich zu den der gesamten Referenzgruppe, die Amplituden sind jedoch unterschiedlich hoch und werden nacheinander erreicht. Dies kann zum einen durch die geringere Anzahl der Probanden, zum anderen durch die unterschiedliche Definition des Referenzbeins erklärt werden. In dieser Studie wurde das Referenzbein entsprechend der gematchten Patienten ausgewählt (bei linksseitig betroffenen, wurde auch bei den Gesunden das linke Bein als Referenzbein gewählt). Da sich die WK und das Becken weder im Stand noch im Gang symmetrisch in Mitte befinden bzw. um die Nulllinie bewegen und sich die Stand-Haltung in den Gang überträgt (Betz et al., 2017), könnte eine



vermischte Auswertung des Referenzbeins auch Auswirkungen auf die gemittelten Amplituden und deren dazugehörigen Zeitpunkt gehabt haben. Warum sich die Referenzdaten von den Daten der bisherigen Literatur unterscheiden, ist nicht klar, jedoch waren die bisherigen Beschreibungen meist oberflächlicher, gröber und selten auf einzelne Wirbelkörper ausgerichtet. Die Bewegungsausmaße der LWK reichen von ca.  $10,6^\circ$  (L1) bis  $6,3^\circ$  (L4) bei 3 und 5 km/h. Dies entspricht einer größeren Bewegung als bei Crosbie et al. (1997b) beschrieben. In der Literatur beschriebene Bewegungsausmaße, gemessen mit Knochenpins (4,6 km/h – relativ zum Becken) betragen  $4,5^\circ$ , intersegmental zu L2  $1,9^\circ$  (Macwilliams et al., 2013) bzw.  $8,05^\circ$  (unbekannte Geschwindigkeit) (Rozumalski et al., 2008). L3 hat in dieser Studie eine ungefähre ROM von ca.  $6,5^\circ$  (5 km/h) bzw.  $7,5^\circ$  (3 km/h). Wiederum in der Literatur beschrieben, bewegt sich L3 gemessen mit Knochenpins (4,6 km/h) relativ zum Becken  $3,5^\circ$ , intersegmental zu L4  $2,3^\circ$  (Macwilliams et al., 2013) bzw.  $6,91^\circ$  (unbekannte Geschwindigkeit) (Rozumalski et al., 2008). Mittels eines 3D-Clusters (4,72 km/h) konnte hingegen für L3 ein stärkeres gemitteltes Bewegungsausmaß von ca.  $8^\circ$  ermittelt werden (Needham et al., 2016). Dies zeigt, dass die WK gemessen mittels Rasterstereographie (der Gesunden dieser Studie) bzw. mittels Oberflächenmarker-Cluster eine größere ROM aufweisen als mit Knochenpins gemessene Werte. Grund hierfür kann zum einen der Einfluss der Hautverschiebung, zum anderen eine Minderbewegung aufgrund des invasiven Eingriffs sein. Im Bereich von L1 scheint kein Geschwindigkeitseffekt in Bezug auf die maximale Auslenkung zu bestehen. Yang et al. (2013) beschrieben hingegen einen negativen Zusammenhang sowohl auf Höhe von L1 als auch auf Höhe des Oberkörpers. Feipel et al. (2001) konnten jedoch mit zunehmender Geschwindigkeit in der gesamten LWS einen größeren Rotationsradius messen. Im Bereich der Brustwirbelsäule betrug das mittlere Bewegungsausmaß der Gesunden auf Höhe T12 ca.  $11^\circ$  (3 km/h ca.  $11,3^\circ$ , 5 km/h ca.  $11,5^\circ$ ), Crosbie et al. (1997b) beschrieben im Bereich der unteren BWS lediglich eine Rotation von ca.  $4,0^\circ$ . Im Bereich der mittleren BWS (T8) betrug die ROM in dieser Studie ca.  $12-15^\circ$  (3 km/h ca.  $12,0^\circ$ , 5 km/h ca.  $15,0^\circ$ ), gemessen mit Marker-Clustern bei ca. 4,7 km/h  $11,3^\circ$  (Needham et al., 2016). Im Bereich der oberen BWS (T3) berichteten Needham et al. (2016) eine ROM von  $5,5^\circ$ , die Gesunden der Vergleichsgruppe dieser Studie ca.  $4^\circ$  (3 km/h ca.  $3,9^\circ$ , 5 km/h ca.  $4,5^\circ$ ). Die WK der Gesunden dieser Studie weisen also verglichen mit den Angaben aus der Literatur im Bereich der unteren und mittleren BWS mehr, im Bereich der oberen BWS weniger Bewegung auf. Die größten Amplituden erreichten in dieser Studie in kontralateraler Richtung die WK T8-T10, ipsilateral T6-T7 (5 km/h) bzw. T12-L1

(3 km/h). Auch Gregersen und Lucas (1967) beschrieben, dass die relative Rotation im Bereich T6-T8 mit 1,4-2,4° am größten sei und sich T7 selbst nicht bewege. Da mithilfe der VRS keine tatsächliche WK-Bewegung gemessen werden kann, sondern lediglich eine Ableitung der an der Oberfläche gemessenen Bewegung stattfindet, muss man davon ausgehen, dass die Amplituden der einzelnen WK eine Summe aus der Bewegung der einzelnen Segmente darstellen (Kniepert, 2019). WK mit der stärksten Amplitude spiegeln die Summe der Bewegungen aus diesem Wirbelsäulenabschnitt wider. Dies gilt vermutlich besonders für den thorakalen Bereich, da die Rippen die maximal mögliche Bewegung um ca. 72 % beschränken (Liebsch und Wilke, 2019), obwohl die transversale Rotation größtenteils in der thorakalen, weniger in der lumbalen Wirbelsäule stattfindet (Niethard et al., 2017c).

Eine geschwindigkeitsbezogene Rotationserhöhung stimmt mit den oben im Kapitel 2.5.1 beschriebenen Erkenntnissen überein (Crosbie et al., 1997a, Michalik et al., 2020, Stokes et al., 1989, Swinnen et al., 2013). Lediglich eine Studie fand einen gegensätzlichen negativen Zusammenhang (Yang et al., 2013).

Zusammengefasst unterscheiden sich die Bewegungsausmaße sowohl in der Summe als auch in den Amplituden von denen in der bisherigen Literatur beschriebenen. Ein Grund hierfür sind vermutlich die sehr differenten Messsysteme, innerhalb eines Messsystems sollten die Werte jedoch vergleichbar sein. Auch die zeitliche Differenz des Auftretens der Becken- und LWK-Amplituden können mit den verschiedenen genutzten Systemen erklärt werden. Die bisherigen Verlaufsbeschreibungen waren meist nicht auf einzelne Wirbelkörper ausgerichtet und somit oberflächlicher.

#### **5.2.1.1.2. Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe**

In Bezug auf die Differenzen der mittleren Rotationsamplituden scheint die ROM beider Gruppen einen geringen Unterschied aufzuweisen. Ohne Beachtung der hohen Standardabweichungen wies die KOA-Gruppe bei 3 km/h eine ca. 1° größere Becken-ROM auf (6,1° vs. 5,1°), bei 5 km/h jedoch eine geringere (5,7° vs. 6,9°). Auch Kiss (2011) konnte eine verstärkte Beckenrotation der Arthrose-Patienten verzeichnen, dies jedoch bei allen gemessenen Geschwindigkeiten (ca. 3,6, 4,0 und 4,3 km/h). Auffällig ist jedoch, dass die Gesunden ihr Becken stärker in Richtung des ipsilateralen Beins, die KOA-Patienten in Richtung des kontralateralen Beins rotierten. Demnach ist in beiden Gruppen

ein Shift des Rotationsmittelpunktes zu sehen, jedoch entgegengesetzt. Diese Verschiebung des Rotationsmittelpunktes ist auch in den darüber liegenden Wirbelkörpern zu erkennen. Mit Gruppenunterschieden der unteren LWS (L3, L4) und oberen BWS (VP-T5) wiesen die Arthrose-Patienten auch eine stärkere kontralaterale Rotation im Bereich des Oberkörpers auf, was entgegen den Ergebnissen von Harato et al. (2008) steht, die mittels einer simulierten Kniegelenkkontraktur eine um ca. 3° verringerte Oberkörperrotation in Richtung der nicht betroffenen Seite gemessen haben. Die Probanden hatten jedoch keine Arthrose und die Oberkörperrotation wurde mittels reflektierender Marker im Bereich des Schultergürtels und nicht auf Höhe der BWS gemessen. Auch die Ergebnisse von Turcot et al. (2013) entsprechen nicht dem Trend, der in dieser Studie gefunden wurde. Sie konnten am Thorax keine Rotationsunterschiede zu deren VG finden, sie haben diese mittels VICON-Messungen in Höhe von C7, T10 und zwei weiteren am Rücken angebrachten Markern gemessen. Eine andere Studie, die das gleiche Messsystem wie in dieser Studie verwendete, jedoch Patienten nach einer erfolgten Endoprothetik-Operation (zu Rehabilitationsbeginn) untersuchte, konnte im Gang eine um 1,7° stärkere Oberflächenrotation der Patienten messen (Jöllenbeck und Pietschmann, 2019b). Es ist jedoch nicht beschrieben, in welche Richtung die Rotation verstärkt stattgefunden hat. Da eine vermehrte Oberflächenrotation aufgrund einer hohen Korrelation rasterstereographischer und röntgenologischer Messungen bei Skoliose-Patienten (Mangone et al., 2013) mit einer verstärkten WK-Rotation assoziiert wird (Betsch et al., 2015), würde diese Studie die Funde dieser Arbeit stützen. Die trotz stattgefundenen Alters-Matching bestehende höhere Altersstruktur der Arthrose-Patienten (63,4 (10,05) vs. 58,47 (6,32) Jahre) scheint nicht zu einer messbaren Abnahme der BWS-ROM geführt zu haben, wie es bei Gesunden beobachtet wurde (Schmid et al., 2017, Swinnen et al., 2013). Die verstärkte Rotation aufgrund einer Arthrose ist diesem Phänomen entgegensustellen. Das gleiche gilt für die verstärkte Beckenrotation: auch hier muss der beschriebene positive Zusammenhang mit einem erhöhten Alter als möglicher Grund beachtet werden (Swinnen et al., 2013).

#### **5.2.1.1.3. Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe**

Ähnlich dem Gruppenvergleich der ersten Patientenklientel wiesen die Hüftarthrose-Patienten eine stärkere kontralaterale und geringere ipsilaterale Becken- und Lendenwirbelkörperrotation auf, jedoch eher bei den höheren, statt den geringeren Geschwindigkeiten. Wie Leigh et al. (2016) bereits beschrieben, führt diese verstärkte Beckenrotation zu einer

indirekten Außenrotationsstellung des Hüftkopfes in der Gelenkpfanne, was wiederum eine reduzierte Hüft-Innenrotation kompensieren kann. Eine andere Begründung lieferten Zeni et al. (2015), die nachwiesen, dass eine fehlende Hüftabduktorenkraft zu einer vermehrten Becken- und Thoraxrotation führt. Andere Forschergruppen fanden hingegen keine verstärkte Becken- oder Throaxrotation bei Patienten mit einer Coxarthrose (Thurston, 1985, Watelain et al., 2001). Hier ist anzumerken, dass in dieser Studie weder die Muskelkraft noch eine Bewegungseinschränkung der Gelenke untersucht wurde und daher keine Zusammenhänge beurteilt werden können (siehe auch Methodendiskussion Kapitel 5.3).

Auch in der zweiten VG ist ein Shift des Rotationsmittelpunktes zu sehen. In der zweiten Patientengruppe ist dieser jedoch nicht so deutlich zu erkennen. Hier erscheinen sowohl die Mittelwert-Verlaufgraphen als auch die Amplitudengraphen symmetrischer, was einen Unterschied zu den Gesunden zeigt. Dies könnte bedeuten, dass die Hüftarthrose-Patienten ihre Vorrotation aus der Statik nicht mit in den Gang genommen haben oder eine stärkere kontralaterale bzw. geringere ipsilaterale BWS-Rotation aufwiesen, sodass diese symmetrischer um die neutrale Stellung stattfand. T8 rotierte beispielsweise im Mittel bei 5 km/h  $6,1^\circ$  ( $5,8^\circ$ ) in Richtung des kontralateralen und  $6,6^\circ$  ( $6,8^\circ$ ) in Richtung des ipsilateralen Beins. Zudem war das Bewegungsausmaß der mittleren thorakalen Wirbelkörper geringer. Die BWK der Hüftarthrose-Patienten erreichten bei 5 km/h z. B. auf Höhe von T8  $12,8^\circ$ , die der Gesunden ca.  $15,3^\circ$ . Statistisch erreichen die WK T11-L1 bei 5 km/h eine geringere maximale Rotation als die der Gesunden. Dies spricht für die Vermutung, dass der symmetrischere Rotationsverlauf aufgrund einer verringerten ipsilateralen BWS-Rotation zustande kam. In den Liniendiagrammen erkennt man in der Arthrose-Gruppe mit steigender Geschwindigkeit eine geringe, jedoch beidseitige Zunahme der Amplitudenhöhe, in der VG lediglich in Richtung des Referenzbeins. Ob eine symmetrische Bewegung, wie allgemein vermutet (Jöllenbeck und Pietschmann, 2019a, Thurston und Harris, 1983), auch einer physiologischeren Bewegung entspricht und erstrebenswert ist oder aber eine physiologische Rotation eher der der VG entspricht, ist zum jetzigen Zeitpunkt nicht endgültig geklärt (Betz et al., 2017). Für Letzteres spräche die wohl physiologische, asymmetrische Rotation einer gesunden Wirbelsäule in Ruhe (Janssen et al., 2010, Kouwenhoven et al., 2007, Kouwenhoven et al., 2006, Wolf et al., 2021). Die verringerte ROM der BWS könnte, anders als in der ersten Probandengruppe, auch aufgrund

der höheren Altersstruktur der Arthrose-Patienten (64,60 (12,52) vs. 57,27 (7,76) Jahre) zu erklären sein (Schmid et al., 2017, Swinnen et al., 2013).

Die stärkste WK-Auslenkung lag bei beiden Gruppen auf Höhe von T7-T10, bei den geringeren Geschwindigkeiten teilweise auch im Bereich der LWS. Es gibt zwar geringe Unterschiede, diese sind jedoch nicht systematisch und aufgrund der hohen SD nicht beurteilbar.

#### **5.2.1.1.4. Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe**

Es sind keine statistisch relevanten eindeutigen Gruppenunterschiede bezüglich der Ausprägung der Rotation erkennbar. Auch in der Literatur sind keine Unterschiede beschrieben worden. Jedoch scheint die obere bis mittlere BWS der HOA-Patienten ihre maximale Rotationsamplitude in beide Richtungen etwas später erreicht zu haben als die der KOA-Patienten.

#### **5.2.1.2. Frontale Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens**

Eine Rotation in der Frontalebene, also um die Sagittalachse, beschreibt eine seitliche Neigung der einzelnen Gelenkpartner. In der Literatur ist diese seitliche Neigung insbesondere im Gang in Bezug auf das Becken (Crosbie et al., 1997b, Taylor et al., 2001) und die LWS (Macwilliams et al., 2013, Rozumalski et al., 2008) beschriebene Bewegung.

##### **5.2.1.2.1. Kritische Erörterung der Ergebnisse der gesunden Vergleichsgruppen**

Das Becken der gesunden Vergleichsgruppen vollführt, wie in der Literatur (Crosbie et al., 1997b) beschrieben, in der Frontalebene einen Bewegungszyklus pro Gangzyklus. Die unteren LWK und das Becken verlaufen nahezu parallel und den kranialer liegenden Wirbelkörpern entgegen. Jedoch erkennt man in den Mittelwert-Verlaufsgraphen des Beckens bei 5 km/h zwei Amplituden kurz nacheinander (zweigipfliger Kurvenverlauf), dafür kein Plateau bei 0°. Bei den geringeren Geschwindigkeiten kann man ein solches Plateau zwar sehen, dieses ist auf der Y-Achse aber nach links verschoben (siehe Vergleichsgruppe der KOA Abbildung 25). Die gemittelte Bewegung des Beckens verläuft demnach nicht symmetrisch um die Horizontale.

Das Bewegungsausmaß nahm auch in dieser Studie mit steigender Geschwindigkeit zu und lag am Becken bei ca. 6-9°. In der Literatur wurde eine Spanne von 6-11° bei der selbstgewählten Geschwindigkeit beschrieben (zum Beispiel (Crosbie et al., 1997b, Taylor et al., 2001). Demnach liegen die Gesunden dieser Studie gut im mittleren Bereich, da sie bei 3 km/h mit ca. 6° zwar am unteren Ende lagen, sich das Bewegungsausmaß aber bei den schnelleren Geschwindigkeiten, die eher der selbstgewählten entsprächen, verstärkte. Die unteren LWK wiesen zudem mehr Bewegung auf (L4 ca. 5,2° bei 3 km/h und ca. 7,2° bei 5 km/h) als die oberen (L1 ca. 2,6° bei 3 km/h, 3,0° bei 5 km/h). Auch dies wurde bereits mit etwas geringeren Winkelgraden mittels Knochenpins gemessen (Macwilliams et al., 2013, Rozumalski et al., 2008). Ansonsten erkennt man insbesondere im Bereich der oberen BWS eine stärkere Amplitude der Seitneigung und höhere Standardabweichungen. Die maximale seitliche Auslenkung der oberen BWK war in Richtung des kontralateralen Beins stärker, die der mittleren in Richtung des ipsilateralen Beins. Auch in früheren Studien konnte eine asymmetrische seitliche Differenz des Thorax bei Gesunden mittels Oberflächenmarkern gemessen werden (Frigo et al., 2003). Demnach war die Seitneigung des Oberkörpers zur linken Seite stärker als die nach rechts.

Ein Geschwindigkeitseffekt scheint lediglich im Bereich des Beckens und der unteren LWS auf die Bewegungsamplitude zu bestehen. In der BWS ist dieser wie bereits bei anderen beschrieben gering (Feipel et al., 2001) und erhöht die kontralaterale Amplituden nur um maximal 1° (VG der KOA-Patienten z. B. T7 3 vs. 5 km/h).

Zusammengefasst finden sich in der Frontalebene weniger Unterschiede zu der in der Literatur beschriebenen Amplitudenwerte. Das Becken zeigte in dieser Studie teilweise einen zweigipfliger Kurvenverlauf. Auch in dieser Ebene könnte der Grund die geringe Stichprobengröße sein. Da die Referenzwerte von 201 Probanden in dieser Ebene noch nicht endgültig ausgewertet wurden, kann nicht beurteilt werden, ob beispielsweise eine Bildung von Subgruppen dieses Phänomen erklären kann. In der Literatur wurde dieses Bewegungsmuster bisher bei Gesunden nicht beschrieben.

#### **5.2.1.2.2. Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe**

In der Frontalebene wird in der Literatur meist beschrieben, dass die Kniearthrose-Patienten während der Spielbeinphase eine stärkere ipsilaterale Seitneigung des Beckens aufweisen als Gesunde (Bechard et al., 2012, Huang et al., 2008). Nur eine Studie zeigte

eine geringere Beckenbewegung (Bolink et al., 2015). In dieser Studie konnte kein Gruppenunterschied zwischen der ersten Studiengruppe und deren Vergleichsgruppe gemessen werden. Hingegen zeigt die deutlich stärkere Standardabweichung, dass die KOA-Gruppe heterogen war und ggf. eine Subgruppe von stärker Betroffenen ein anderes Bild gezeigt hätte. Die größere Variabilität der Beckenseitneigung könnte auf eine Kniegelenkkontraktur zurückgeführt werden (Harato et al., 2008). Da in der vorliegenden Studie diese jedoch nicht erfasst wurde, ist dieses Argument nicht belastbar. Bezogen auf den Oberkörper, zeigen einzelne Wirbelkörper eine ca. 2-4° stärkere ipsilaterale Seitneigung im Vergleich zu den Gesunden (bspw. 3 m/h T3 4,75°, T10 2,51°). Da sowohl die ipsilateralen Amplituden größer als auch die kontralateralen geringer waren, scheint ein Oberkörper-Shift in Richtung des ipsilateralen Beins zu bestehen. Die Wirbelkörper T6-T8 wiesen als Ausgleich eine stärkere Seitneigung in die Gegenrichtung auf und verbesserten somit die frontale Stabilität der Wirbelsäule. Auch in der Literatur wurde bereits eine Arthrose bedingte stärkere Oberkörperseitneigung von 1,2-3° beschrieben (Creaby et al., 2012, Naili et al., 2017, Turcot et al., 2013). Diese scheint mit ca. 1,3° auch nach einer erfolgreichen Endoprothetik-Operation zu Rehabilitationsbeginn noch zu bestehen (Jöllenbeck und Pietschmann, 2019a).

Die untere LWS und die mittlere BWS neigten sich im Gang einander entgegen und brachten den Körperschwerpunkt somit ins Gleichgewicht. Demnach scheinen die Wirbelsäulenabschnitte untereinander bereits einen Ausgleich zu vollführen und nicht erst der Thorax im Ganzen, wie es bisher anhand von Messungen am Schultergürtel erklärt worden ist (Needham et al., 2016, Syczewska et al., 1999, Thurston und Harris, 1983).

#### **5.2.1.2.3. Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe**

Die Hüftarthrose-Patienten dieser Studie zeigten in der Frontalebene, ähnlich wie bereits von Bolink et al. (2015) beschrieben, eine größere Asymmetrie der Beckenbewegung. Die Patienten mit einer Hüftarthrose wiesen während der mittleren Standbeinphase (siehe Liniendiagramm Abbildung 27) im Mittel eine geringere Becken-Seitneigung zum kontralateralen Bein auf und nur wenige hoben das Becken im selben Zeitraum an (siehe Punkt-Streudiagramm Abbildung 31), im Unterschied zu den Patienten von Leigh et al. (2016). Während des Wechsels der Gangphasen wurde zudem beschrieben, dass die Patienten ihr Becken fast gleich stark (Leigh et al., 2016) bzw. stärker herabsinken lassen

als die Gesunden (Watelain et al., 2001), dies konnte auf Basis der vorliegenden Parameter in dieser Arbeit nicht beurteilt werden. In den Mittelwert-Verlaufsgraphen ist dieses Phänomen jedoch nicht zu erkennen. Jedoch ist der mittlere „pelvic drop“ der Patienten in der Spielbeinphase bei 3 km/h geringer als der der Vergleichsgruppe. Dies ist durch das teilweise angehobene, statt abgesunkene Becken einzelner Patienten zu erklären, aber auch durch eine geringere ROM im Ganzen. Wie in den Amplitudengraphen und den Liniendiagrammen zu erkennen, war das Bewegungsausmaß des Beckens der Patienten in beide Richtungen geringer als das der VG (z. B. 3 km/h: HOA: 2,02° (2,68°) bis -2,11° (2,62°); VG: 2,90° (1,95°) bis -3,36° (1,74°)). Ähnliches beschrieben auch Bolink et al. (2015), bei Ihnen betrug die Range of Motion bei den Patienten 5,5° (1,7°), bei den Gesunden 8,6° (2,8°). Auch wenn in dieser Studie die individuelle ROM nicht berechnet wurde und somit ein detaillierter Vergleich nicht möglich ist, weisen die jeweiligen Mittelwert-Differenzen der Amplituden eine ungefähre ROM von 4,0° (HOA) und 6,3° (VG) auf. Diese sind zwar geringer, aber dennoch mit denen von Bolink et al. (2015) vergleichbar. Auch Reininga et al. (2012) zeigten, dass HOA-Patienten ohne Duchenne-Hinken signifikant geringere Beckenbewegungen aufweisen als Gesunde. Bezogen auf die Thoraxbewegungen wird in der Literatur unterschieden zwischen Patienten, die Ihren Oberkörper verstärkt zur Seite neigen und somit ein Duchenne-Hinken aufweisen und denen, die dies nicht machen (Reininga et al., 2012, Thurston, 1985). In dieser Studie wurden keine Subgruppen gebildet, jedoch scheinen die WK der Patienten bezogen auf die Mittelwerte in Gänze betrachtet etwas weiter in Richtung des pathologischen Beins geneigt gewesen zu sein, da die WK VP-T4 und T10-L3 eine stärkere ipsilaterale Seitneigung, als auch die WK VP-T3 und L3-Becken eine geringere kontralaterale Seitneigung aufwiesen. Die einzelnen WK waren in Ihrer maximalen Seitneigung ca. 1-4° stärker zum betroffenen Bein bzw. weniger stark zum kontralateralen Bein geneigt als die der Gesunden (z. B. T3 ipsilateral bei 3 km/h -3,62° vs. 0,39°). Ähnliche Werte konnte Moreside et al. (2018) für den gesamten Oberkörper bei stark betroffenen HOA-Patienten (ca. 2,5° mehr Oberkörper-Seitneigung) und Reininga et al. (2012) für HOA-Patienten mit Duchenne-Hinken (ca. 4° mehr Oberkörper-Seitneigung) messen. Die Werte der WK legen die Vermutung eines positiven Duchenne-Zeichens nahe, die Werte des Beckens jedoch nicht, da die Probanden ein geringeres Bewegungsausmaß aufwiesen als die Gesunden, was eher auf Probanden ohne Duchenne-Hinken hinweist. In Folgestudien sollte das Vorhandensein eines positiven Testergebnisses erfasst und ggf. in Subgruppenanalysen berücksichtigt werden. Reininga et al. (2012) konnten in beiden Patientengruppen (HOA mit und ohne



Duchenne-Hinken) zeigen, dass mit steigender Geschwindigkeit das Bewegungsausmaß des Beckens konstant blieb, während das des Thorax abnahm. Dies konnte in dieser Studie nicht festgestellt werden.

#### **5.2.1.2.4. Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe**

Bei Bolink et al. (2015) bewegten die KOA-Patienten ihr Becken in der Frontalebene weniger stark als die HOA-Patienten, in dieser Studie war dies sowohl bei 3 als auch bei 5 km/h umgekehrt. Der Oberkörper und somit der Körperschwerpunkt der KOA-Patienten scheint im Gang mehr über dem ipsilateralen Bein gelegen zu haben, da sich die einzelnen Wirbelkörper stärker in Richtung des ipsilateralen Beins bzw. weniger stark in Richtung des kontralateralen Beins neigten. Der Oberkörper bzw. Körperschwerpunkt der HOA-Patienten scheint im Gang hingegen etwas weniger stark über dem ipsilateralen Bein gelegen zu haben. Grund hierfür könnte das geringere Absinken bzw. teilweise Anheben des Beckens der Hüftpatienten sein sowie eine geringere reaktive Oberkörperseitneigung. Auch einige KOA-Patienten haben das Becken während der Standbeinphase angehoben. Ein anderer Grund könnte sein, dass die funktionelle Beinlänge der KOA-Patienten ipsilateral geringer war, das ipsilaterale Becken somit tiefer und der Körperschwerpunkt mehr über dem betroffenen Bein verlagert worden ist.

#### **5.2.1.3. Sagittale Rotationsbewegungen der Wirbelkörper und des Beckens**

Eine Rotation in der Sagittalebene, also um die Transversalachse, ist eine vor- bzw. rückwärtsgerichtete Kippung der einzelnen Gelenkpartner. In der Literatur ist diese Rotation jeweils bezogen auf das Becken (Crosbie et al., 1997b, Kadaba et al., 1990, Syczewska et al., 1999, Thurston und Harris, 1983) oder den gesamten Rumpf bzw. unterteilt in eine thorakale Kyphose und lumbale Lordose beschrieben (Drerup et al., 2001, Frigo et al., 2003, Levine et al., 2007, Michalik et al., 2020).

#### **5.2.1.3.1. Kritische Erörterung der Ergebnisse der gesunden Vergleichsgruppen**

In dieser Studie bewegen sich das Becken und die Wirbelsäule in der Sagittalebene in den gesunden Vergleichsgruppen, wie in der Literatur beschrieben, mit zwei Schwingungen pro Gangzyklus (Crosbie et al., 1997b, Kadaba et al., 1990, Syczewska et al., 1999, Thurston und Harris, 1983). Im Mittel verläuft die Beckenlinie, ähnlich wie bei Thurston

und Harris (1983) phasengleich mit denen der restlichen Wirbelsäule, bei höheren Geschwindigkeiten jedoch mit einer stärkeren Amplitude als die Wirbelkörper. Auch dies entspricht den physiologischen Beschreibungen der Literatur (Crosbie et al., 1997a, Stokes et al., 1989). Die Differenz der gemittelten maximalen und minimalen Amplitude ergibt ein Bewegungsausmaß des Beckens von ca.  $4,4^\circ$  (3 km/h) bzw. ca.  $6,5^\circ$  (5 km/h), was ungefähr den Angaben von Bruening et al. (2015) entspricht, aber größer war als in den anderen oben beschriebenen Quellen (siehe Kapitel 2.5.3). Frigo et al. (2003) haben z. B. lediglich  $2^\circ$  Beckenbewegung messen können. Grund hierfür könnten die unterschiedlichen Messbedingungen und -systeme sein. Frigo et al. nutzten z. B. kein Laufband und 2D-Kameras. Die unteren LWK der Vergleichsgruppen bewegten sich in dieser Studie ca.  $1^\circ$  mehr als die oberen (5 km/h). Auch Ryan und Bruno (2017) konnten dies feststellen. In dieser Studie hat L1 im Mittel eine ROM von ca.  $2,5^\circ$  (5 km/h) bzw.  $3^\circ$  (3 km/h). In der Literatur beschriebene Bewegungsausmaße, gemessen mit Knochenpins (4,6 km/h), betragen relativ zum Becken  $3^\circ$ , intersegmental zu L2  $1,5^\circ$  (Macwilliams et al., 2013). L3 hatte in dieser Studie eine ungefähre ROM von ca.  $2,7^\circ$  (beide km/h), wiederum in der Literatur beschrieben, bewegt sich L3 gemessen mit Knochenpins (4,6 km/h) relativ zum Becken  $2,3^\circ$  und intersegmental zu L4  $1,7^\circ$  (Macwilliams et al., 2013), was einer geringen ROM entspräche. Mittels eines 3D-Clusters konnte hingegen ein ähnliches gemittelttes Bewegungsausmaß von  $3,22^\circ$  ( $0,63^\circ$ ) ermittelt werden (Needham et al., 2016). Auch hier ist der Einfluss des Messsystems nicht bekannt, zeigt aber, dass die Werte plausibel sind. Die BWK haben im Mittel eine ROM von ca. 2- $3^\circ$  (bspw. T5  $2,3^\circ$ ), weisen also nur eine geringfügig geringere Bewegung auf als die LWK und ähneln den Messwerten des unteren Thorax von Crosbie et al. (1997b). Ein Unterschied zwischen der oberen BWS und der unteren, wie bei Needham et al. (2016), konnte nicht gemessen werden. Jedoch wiesen die WK C7 und T1 eine größere SD auf.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass auch in der Sagittalebene zwar Unterschiede zu den Ergebnissen der bisherigen Literatur bestehen, die Werte jedoch plausibel erscheinen.

#### 5.2.1.3.2. Gonarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe

In dieser Studie konnten in der Sagittalebene keine Unterschiede in Bezug auf die Beckenbewegungsamplitude zwischen den Kniearthrose-Patienten und den Gesunden festgestellt werden. Ähnlich wie in der Studie von Preece et al. (2019) konnten lediglich

Unterschiede am Oberkörper ermittelt werden. Die Patienten hatten im Durchschnitt in den Bereichen VP/T1 bzw. der unteren LWS eine geringere ventrale Kippung. Im Bereich der mittleren BWS sind die WK hingegen meist stärker nach ventral geneigt. Statistisch sind jedoch kaum Unterschiede zu erkennen. In der Patientengruppe sind L4 bei 5 km/h und VP bei 3 und 5 km/h im Mittel weniger weit flektiert. Da keine multivariable Analyse stattgefunden hat, ist die Wahrscheinlichkeit eines statistischen Zufallsfehlers nicht auszuschließen, insbesondere da L4 nur bei 5 km/h statistisch relevant unterschiedlich war. Die geringere Probandenanzahl kann zusätzlich einen reduzierenden Faktor für die Teststärke sein. Die Unterschiede auf Höhe von VP/C7 könnten zum einen durch eine unterschiedliche Markierung der Wirbelkörper erklärt werden (siehe Kapitel 5.3). Zum anderen kann eine verstärkte Rumpfbeugung zusammen mit der fixierten Blickrichtung eine stärkere HWS-Extension hervorrufen. Diese würde sich wiederum auf die oberen BWK auswirken. Auch die Ergebnisse der Metaanalyse von Iijima et al. (2019b) würden dem entsprechen, da auch sie eine nicht signifikant vergrößerte Becken- und Rumpfflexion beschrieben. Daher ist zu vermuten, dass sich die KOA-Probanden in der Sagittalebene im Gang bezogen auf die Bewegungsamplituden der einzelnen Wirbelkörper (außer VP/C7 bzw. T1) nicht von den Vergleichsprobanden unterscheiden. Die Beckendaten unterscheiden sich hingegen deutlich von denen in der Literatur beschriebenen (Hart et al., 2015, Huang et al., 2008, Kiss, 2011, Turcot et al., 2013), da die Beckenkippung im Durchschnitt im Gang nicht stärker, sondern eher geringer war als die der Gesunden. Auch hierfür könnte die unterschiedliche Markierung der SIPS bzw. Lumbalgrübchen eine Erklärung bieten. Eine mögliche Erklärungsgrund für die weiter aufgerichteten LWK könnte eine verstärkte Rumpfvorneigung sein. Eine stärkere Knieflexion korreliert positiv mit der Vorwärtsneigung des Rumpfes (Otayek et al., 2020, Tateuchi, 2019) und diese korreliert wiederum negativ mit dem Lordose- und Kyphosewinkel (Drerup et al., 2001). Der Rumpf ist somit gestreckter. Da in dieser Studie im Gang nur die spezifischen Parameter, nicht aber die globalen (wie der Rumpfvorneigungswinkel) analysiert wurden, ist ein direkter Vergleich nicht möglich. Allerdings wurde ein vergrößerter Rumpfvorneigungswinkel von 2-3° mehrfach als Kompensationsmechanismus beschrieben (Hart et al., 2015, Preece et al., 2019, Turcot et al., 2013). Auch die in der Literatur beschriebenen von der Arthrose hervorgerufenen, vergrößerten Bewegungen des Rumpfes in anterior-posteriorer Richtung (Naili et al., 2017, Turcot et al., 2013) kann diese Studie weder bestätigen noch nachvollziehen oder dazu widersprüchliche Ergebnisse liefern. In

Folgestudien oder aber zukünftigen Auswertungen sollten, um auch hier bessere Zusammenhänge beschreiben zu können, die globalen Parameter in die Analyse einbezogen werden. Die unterschiedliche Höhe der Scheitelpunkte, also der Wirbelkörper, die fast waagrecht stehen oder zwischen einer ventralen und dorsalen Neigung wechseln, ist auch durch die veränderte Oberkörperhaltung zu erklären.

#### 5.2.1.3.3. Coxarthrose-Gruppe vs. gesunde Vergleichsgruppe

In der Literatur wurde beschrieben, dass das Becken von Hüftarthrose-Patienten am Ende der Standbeinphase bzw. bei terminaler Hüftgelenksextension im Vergleich zur Kontrollgruppe 3-4° stärker anterior gekippt war (Leigh et al., 2016, Thurston, 1985). Zu diesen Zeitpunkten erreichten die Patienten dieser Studie laut der Mittelwerts-Verlaufgraphs zum ersten Mal die maximale Auslenkung ihres Beckens (Maxima). Diese Maxima unterschieden sich im Gruppenvergleich der MWU-Test im Unterschied zu den Minima (3 km/h) statistisch nicht. Das Becken der Patienten richtete sich ca. 4° weniger auf und entsprach in dieser Stellung ca. der mittleren maximalen Kippung der Gesunden. Daher ist zu vermuten, dass die geringe Probandenanzahl und die hohe Standardabweichung erklären, dass lediglich die minimalen Amplituden einen Trend aufwiesen. Die Daten decken sich mit denen von Leigh et al. und Thurston (Leigh et al., 2016, Thurston, 1985), nicht aber mit denen von Watelain et al. (2001), deren Patienten mit einer beginnenden Arthrose eine 2,5-fach geringere Beckenkipfung während der Abdruckphase aufwiesen.

Der Kurvenverlauf des Beckens war bei den höheren Geschwindigkeiten different zu dem der Gesunden. Die Gesunden wiesen mit steigender Geschwindigkeit eine stärkere ROM auf, die Patienten nicht. Eine Phasenverschiebung des Beckens und der LWS, wie bei den stark betroffenen Patienten von Thurston (1985) und Moreside et al. (2018), konnte in den Mittelwert-Verlaufgraphs nicht erkannt werden. Die gemittelten Kurven verliefen eher parallel. In den Punktediagrammen ist eine Phasenverschiebung nicht vollständig beurteilbar, da pro Patienten nur eine Amplitude abgebildet wurde.

Die Wirbelkörper der Hüftarthrose-Patienten, mit Ausnahme der WK VP/C7 und T1, scheinen im Gang im Mittel weiter in Richtung ventral geneigt gewesen zu sein als die der Gesunden. Demnach waren auch die WK mit einem negativen Vorzeichen weniger weit nach dorsal geneigt. Die stärkere ventrale Neigung der WK könnte eine Folge einer Hüftgelenkskontraktur und einer erhöhten Rumpfneigung sein (Drerup et al., 2001). Eine

eingeschränkte Beweglichkeit des Hüftgelenks wird während des IC z. B. mit einem verstärkten Hüftgelenk-Flexionswinkel und einer Oberkörpervorneigung kompensiert (Knüsel et al., 2008). Zudem wurde in der Literatur beschrieben, dass eine Hüftgelenkskontraktur zusätzlich zu einer stärkeren Beckenkipfung und einer Hyperlordose der Lendenwirbelsäule führt (Jöllenbeck und Pietschmann, 2017, Tateuchi, 2019, Thurston, 1985). Diese Studie zeigte jedoch keine Hyperlordose. Jedoch haben Drerup et al. (2001) bereits beschrieben, dass sowohl der Lordose- als auch der Kyphosewinkel, gemessen mit der Rasterstereographie, mit einer verstärkten simulierten Rumpfbeugung abnimmt. Ob dies ein spezifisches Phänomen des Messsystem ist oder allgemein gültig, ist der Autorin nicht bekannt.

Die stärker flektierten WK C7 und T1 der gesunden VG können, wie bereits bei der ersten Patientengruppe beschrieben, durch die festgelegte Blickhöhe oder aber durch die unterschiedliche Markerplatzierung erklärt werden.

#### **5.2.1.3.4. Gon- vs. Coxarthrose-Gruppe**

Die Hüftarthrose-Patienten kompensierten die Bewegungseinschränkungen der Arthrose im Gang über eine verstärkte Beckenkipfung, die im Mittel stärker ausgeprägt war als die der Kniearthrose-Patienten. Der thorakale Übergang von vor- und rückwärts geneigter WK befand sich auf Höhe von T9, wobei sich T9 bei 5 km/h bei den HOA-Patienten im Mittel um die Horizontale bewegte. Bei den KOA-Patienten lag der Übergang im Mittel zwischen T9 und T10. Da die HOA-Patienten insbesondere bei 5 km/h eine stärkere ventrale und dorsale Neigung des Beckens bzw. der LWK zeigten, scheint die Lordose stärker ausgeprägt gewesen zu sein als die der KOA-Patienten. Die durchschnittliche Wirbelsäule der Hüftarthrose-Patienten benötigt demnach ein Segment mehr, um die lumbale lordotische Krümmung zu bilden. Der Scheitelpunkt verschiebt sich um ein Segment nach kranial.

### **5.2.2. Diskussion der Bewegungsanalyse der Beckenrotation der Patienten mit Gon- und Coxarthrose in der Transversalebene anhand von 3 Gangzyklen**

Die in der Literatur beschriebene größere Schrittvariabilität in anterior-posteriorer und medio-lateraler Richtung bei OA-Patienten (Barden et al., 2016) legte die Vermutung

nahe, dass auch in transversaler Ebene mehr Variabilität bestünde. Aufgrund der geringen Anzahl der Probanden, der großen physiologischen Amplituden- bzw. zeitlichen Variabilität der Beckenrotation, konnte in beiden Arthrose-Gruppen kein eindeutiger Zusammenhang zwischen diesen Parametern und der benötigten Dauer für den TUG-Test beschrieben werden. Jedoch konnte bei 3 km/h ein mittlerer positiver Zusammenhang zwischen der Dauer des TUG-Tests und der Variation der Beckenrotation in Richtung des betroffenen Beins gefunden werden. Da ein Gang auf dem Laufband bei 3 km/h für die meisten Patienten möglich war, war die Anzahl der Patienten größer, die in die Analyse einfluss. Das bedeutet auch, dass ggf. Patienten mit größeren Bewegungseinschränkungen und einer größeren Amplituden-Variabilität zwischen den einzelnen Gangzyklen bei den schnelleren Geschwindigkeiten nicht mehr vermessen werden konnten. Dies könnte erklären, warum lediglich bei den geringen Gehgeschwindigkeiten eine Korrelation der Amplitude und der benötigten Zeit detektiert werden konnte. Dem widerspricht jedoch das Teilergebnis der Kniearthrose-Patienten bei 2 km/h, da Patienten mit einer längeren TUG-Dauer eine geringere zeitliche Varianz der ipsilateralen Beckenrotationsamplituden zwischen den drei Gangzyklen aufzeigten. Dies deutet an, dass die Zusammenhänge vielleicht zufällig sind. Dafür spricht auch, dass Kiss (2011) keinen Einfluss des Arthrosegrades auf die Schrittlängen-Variabilität, die Dauer der Stützphase auf der nicht betroffenen Seite sowie auf die Schrittbreite feststellen konnte. Welche Auswirkungen der in der Literatur beschriebene eher symmetrische Gang der bilateral Betroffenen (Knüsel et al., 2008, Peixoto et al., 2019) auf die Variabilität hat, sollte in zukünftigen Studien untersucht werden.

Auch die Einzelfallbetrachtungen von Patienten mit einem schnellen bzw. langsamen TUG-Ergebnis ergaben keine eindeutigen Hinweise. TUG-schnelle Patienten (7 Sekunden) scheinen bei der Rotation zum betroffenen Bein eine geringere Variabilität in der Höhe der Amplitude aufgezeigt zu haben, bei geringen Geschwindigkeiten jedoch eine größere Variabilität des Zeitpunkts. Bei der Rotation zur Gegenseite wiesen sie größere Unterschiede der Amplitude und geringere Unterschiede des Zeitpunkts auf. TUG-langsame Patienten (14 Sekunden) zeigten weder eine größere Variabilität der Amplitude in Bezug auf die Beckenrotation in beide Richtungen noch eine größere Variabilität des zeitlichen Auftretens bei der Rotation zum betroffenen Bein, jedoch konnte keine gleichzeitig aufgetretene verstärkte Amplituden- und Zeitpunkt-Variabilität beobachtet werden. In der

geringen Stichprobengröße gab es große interindividuelle Unterschiede, die zudem geschwindigkeitsabhängig waren.

Eine größere Stichprobe oder aber homogenere Gruppe von ggf. stärker Betroffenen könnte klarere Ergebnisse bringen. Jedoch legt z. B. die große Interindividualität der Beckenrotation der Gesunden nahe, dass auch bei den Patienten ein Gruppenvergleich nicht sinnvoll ist. Zudem scheinen Gruppenunterschiede, aufgrund großer interindividuellen Unterschiede und der dazugehörigen großen Standardabweichungen, nicht immer eindeutig zu sein. Beispielsweise ist ein Erkennen einer Arthrose anhand der spezifischen Parameter dieser Studie der Standmessungen nicht ausreichend möglich (Dindorf et al., 2021a). Aufgrund der großen Variabilität innerhalb einer Gruppe raten verschiedene Wissenschaftler von Gruppenunterscheidungen ab (Horst et al., 2017, Simonsen und Alkjaer, 2012). Auch bei den Patienten sei ein Gruppenvergleich nicht sinnvoll, zukünftig seien intraindividuelle Vergleiche zielführender.

### **5.3. Beurteilung von Material und Methoden**

Neben den Haltungs- und Bewegungsanalysen war ein weiterer Fokus dieser Arbeit die Überprüfung der Machbarkeit und das Erstellen eines Mess- und Testablaufs für Arthrose bedingte, bewegungseingeschränkte Patienten. Dies wird im Folgenden neben der Diskussion des gewählten Settings mitdiskutiert.

Die Akquise der Arthrose-Patienten erwies sich aus verschiedenen Gründen als überraschend schwierig. Da die Universitätsklinik Mainz im Zeitraum der Akquise regelmäßige Endoprothese-Operationen durchführte und mit dieser Klientel bereits eine Versorgungsforschungsstudie durchgeführt wurde, ging die Studiendurchführende davon aus, die nötige Fallzahl relativ zügig einschließen zu können. Jedoch zeigt die Drop-Out-Quote (vor den Untersuchungen, vor Einschluss) von 120 von 161 Kontaktierten bei den Kniearthrose-Patienten und 98 von 136 bei den Hüftarthrose-Patienten, wie aufwendig sich die Rekrutierung darstellte. Mögliche Gründe waren beispielsweise die Angst einiger Patienten vor dem Gehen auf einem Laufband. Zudem musste bereits bei der ersten Kontaktaufnahme bei einigen Personen aufgrund von Gleichgewichtsproblemen oder notwendiger Gehhilfen von einer Studienteilnahme abgesehen werden. Vielen Patienten, die im Rahmen des präoperativen Patientenseminars auf die Studie aufmerksam gemacht wurden, war der nächstmögliche Messtermin entweder zu kurzfristig oder eine wiederholte

Anreise zu aufwendig. Andere gaben an gedanklich schon sehr mit den OP-Vorbereitungen beschäftigt zu sein. Aus diesem Grund wurden alle vorstelligen Patienten der Knie-, Hüft-, Privat- und Endoprothetik-Sprechstunde des ZOU der Universitätsmedizin Mainz gescreent, unabhängig von einem geplanten Operationstermin. Scheinbar passende Patienten wurden von der Studiendurchführenden bezüglich einer Studienteilnahme telefonisch oder schriftlich informiert. Hieraus ergab sich jedoch, dass Studienteilnehmer mit einer moderaten Arthrose an der Studie teilnahmen. Für die Krankheitsbilder Gon- und Coxarthrose mit einer Operationsindikation wird damit deutlich, wie reduziert der mögliche Patientenkreis ist, an dem die laufbandgekoppelte Messtechnik der dynamischen Oberflächentopographie angewendet werden kann. Insbesondere während der Akquise der Kniearthrose-Patienten zeigte sich, dass das Ausschlusskriterium eines BMIs von mehr als 30 kg/m<sup>2</sup> eine Teilnahme vieler Studieninteressierter verhinderte. In der Literatur konnte zwar gezeigt werden, dass im Stand auch Patienten mit einem höheren BMI reliable Messergebnisse produzieren (Degenhardt et al., 2020, Degenhardt et al., 2017, Mohokum et al., 2010), dynamische Messungen bei Rückenschmerz-Patienten ergaben jedoch, dass ab einem BMI von 30 kg/m<sup>2</sup> die Summe der intersegmentalen Rotationsbewegungen im Vergleich zu den Gesunden verstärkt war. Dies führte die Autorin auf Messungenauigkeiten aufgrund des BMI zurück. (Kniepert, 2019) Unter anderem auf Grundlage dieser Erfahrungen wurde die BMI-Grenze auf 29 gesetzt. In Folgeuntersuchungen sollte aber auch eine Gruppe mit erhöhtem BMI in Betracht gezogen werden, um einen optimaleren Querschnitt der Klientel abbilden zu können.

Eine weitere Hürde in der Akquise stellte die COVID-19-Pandemie dar. Der Studienbetrieb mit Patienten, die nur für die Studie an die Uniklinik kommen mussten, musste für zwei Monate unterbrochen werden. Die erneute Aufnahme der Studie erfolgte daraufhin unter veränderten Hygienemaßnahmen, welche in der Studieninformation (Anhang B11 – Kapitel 11.2.11) einzusehen sind. Die Studiendurchführende geht jedoch nicht davon aus, dass die Veränderungen Einfluss auf die Messergebnisse hatten, zumal es sich lediglich um einen Studienteilnehmer handelte.

In dieser Studie wurde darauf verzichtet, die Bewegungs- und Funktionseinschränkungen der betroffenen Gelenke, also das Bewegungsausmaß und die Kraft der gelenkumgebenden Muskulatur, zu untersuchen. Dieses Vorgehen sollte neben einem erhöhten zeitlichen Aufwand für den Probanden auch eine Schmerzprovokation an den betroffenen Gelenken und damit eine Beeinflussung des Bewegungsverhaltens verhindern. Zudem



sollten das Vorhandensein von Schmerzen beim Gehen und die Ergebnisse der Gehtests die Einschränkung im Gang verdeutlichen. Jedoch kann auf Grund dieses Verzichtes kein explizierter Zusammenhang zwischen möglichen Bewegungseinschränkungen und Veränderungen an der Wirbelsäule gezogen werden.

Im Rahmen der Überprüfung der Ausschlusskriterien vor Ort mussten lediglich 11 Patienten mit einer Kniearthrose und 8 mit einer Hüftarthrose von der Studie ausgeschlossen werden. Zu beachten ist, dass die Studiendurchführende es bei 2 Hüft- und 6 bzw. 7 Kniearthrose-Patienten versäumt hat, die Schmerzen der letzten 7 Tage zu notieren (unterschiedlich je nach Region). Bei einem KOA-Patienten wurde vergessen, die Wohlfühlgeschwindigkeit abzufragen. Der Einfluss auf die gruppenbeschreibenden Parameter wird jedoch trotzdem als gering eingestuft. Die Voruntersuchungen der KOA-Patienten ergaben, dass 80 % am Untersuchungstag im Gang Schmerzen im betroffenen Bein hatten. Die durchschnittliche Schmerzstärke betrug auf der NRS 3/10. Schmerzen am Rücken wurden von 40 % (1/10 NRS) angegeben. Der TUG-Test ergab, dass lediglich 3 von 30 Patienten länger als 12 Sekunden, und somit mehr Zeit als altersbedingt zu erwarten war, benötigten. Im 2-Minuten-Gehtest wiesen die KOA-Patienten eine um 0,3 km/h geringere maximale Gehgeschwindigkeit im Vergleich zu in der Literatur beschriebenen gesunden Altersgruppen auf (Bohannon et al., 2015). 13 KOA-Patienten waren zudem auf dem Laufband nicht in der Lage, freihändig eine Gehgeschwindigkeit von 5 km/h und 5 Patienten eine von 4 km/h zu erreichen. Auch in der Gruppe der HOA-Patienten zeigte sich im 2-Minuten-Gehtest eine um 0,4 km/h geringere maximale Gehgeschwindigkeit, und 2 von 30 Patienten benötigten für den TUG-Test mehr als 12 Sekunden. 17 HOA-Patienten waren nicht in der Lage, freihändig eine Gehgeschwindigkeit von 5 km/h auf dem Laufband zu erreichen und 7 eine von 4 km/h. 77 % der HOA-Patienten gaben Schmerzen im betroffenen Bein beim Gehen an, mit einer durchschnittlichen Schmerzstärke von 3/10 auf der NRS. Lediglich 27 % hatten Rückenschmerzen beim Gehen, mit einer durchschnittlichen Schmerzstärke von 1/10 auf der NRS. Aufgrund der geringen Rückenschmerz-Stärke beider Gruppen kann davon ausgegangen werden, dass diese keinen relevanten Einfluss auf das Bewegungsverhalten der Wirbelsäule hatte (Kniepert, 2019). Diese Ergebnisse der Voruntersuchungen zeigen zum einen, dass Einschränkungen im Gang bestanden, diese aber nicht so groß waren, dass ein unsicherer Gang und damit ein erhöhtes Sturzrisiko bestand. Ziel der gewählten Ausschlusskriterien war genau dies, jedoch muss beachtet werden, dass gerade Patienten mit starken Bewegungs- und

Geheinschränkungen oder aber erhöhten BMI nicht an der Studie teilnehmen konnten und somit ggf. krankheitstypische Bewegungsmuster nicht erfasst werden konnten. Andererseits mussten lediglich vier Patienten aufgrund der zu geringen Gehgeschwindigkeit (2-MGT, 10-MGT bzw. TUG) bzw. der Anzahl der Stürze von der Studie ausgeschlossen werden. Sechs Patienten absolvierten hingegen die Tests, waren dann aber nicht in der Lage freihändig auf dem Laufband zu gehen. Daher ist fraglich, ob die Testbatterie sensitiv genug war, geeignete Patienten zu ermitteln. Die Ergebnisse zeigen jedoch auch, dass das Funktionsniveau für einen möglichen Messablauf sehr hoch sein muss und somit im Klinikalltag ein routinemäßiger Einsatz schwierig ist. Dies kann erklären, warum relativ geringe Bewegungsunterschiede der Wirbelsäule festgestellt wurden. Weiterhin muss die freiwillige Studienteilnahme als kritisch betrachtet werden, da das betrachtete Patientenkollektiv keinen präoperativen Querschnitt von Arthrose-Patienten widerspiegelt. Dies stellt somit eine erhebliche Einschränkung für die Generalisierbarkeit der Ergebnisse dar.

Bezüglich der Akquise muss auch beachtet werden, dass keine Patienten aufgrund von Rücken- oder sonstiger Schmerzen von einer Studienteilnahme ausgeschlossen wurden. Sowohl Schmerzen als auch ein unsicheres Gehen auf dem Laufband führen zu einer vermehrten Muskelanspannung (Arendt-Nielsen et al., 1996, Lamoth et al., 2002). Dieser erhöhte Muskeltonus kann die Rotation der Dornfortsätze beeinflusst und zu einer Verringerung der Bewegung in allen drei Ebenen geführt haben. Wie jedoch schon erwähnt, sollte dieser Einfluss aufgrund der geringen Schmerzstärke zu vernachlässigen sein. Der Einfluss der Gangunsicherheit ist nicht beurteilbar.

Freihändig auf einem Laufband zu gehen, war sowohl für ältere Studienteilnehmer als auch für Studienteilnehmer, die an starken Gangunsicherheiten litten, eine Herausforderung. Um eine sichere Messung und ein möglichst natürliches Gangbild zu erreichen, mussten alle Studienteilnehmer vor der eigentlichen Messung das Gehen auf dem Laufband testen und sich mindestens drei Minuten bei 2 km/h und weitere Minuten bei den sonst möglichen Geschwindigkeiten (3-5 km/h) eingehen. Hieraus ergab sich meist die empfohlene Mindesteingehzeit von vier Minuten. Hierbei wurde jedoch versucht, die Zeit auf dem Laufband so gering wie möglich zu halten, damit die Patienten weder vermehrte Schmerzen entwickeln noch ihre physisch maximal mögliche Gehstrecke erreichten. Beides hätte zur Folge, dass sie zu erschöpft oder schmerzgeplagt gewesen wären, um die eigentlichen Messungen wahrnehmen zu können. Somit könnten die Ergebnisse neben

dem zügigen Gehen im 2-Minuten-Gehtest auch durch das Eingehen auf dem Laufband beeinflusst worden sein, da das Eingehen, anders als bei den Gesunden, bei den eigentlichen Messgeschwindigkeiten stattgefunden hat. Dies war notwendig, damit die Patienten ein Gefühl für die jeweilige Messgeschwindigkeit entwickeln konnten und somit einschätzen konnten, ob Sie sich die Messung zutrauen würden. Bei jeder möglichen Messgeschwindigkeit liefen sich die Patienten vor der eigentlichen Messung erneut zwei Minuten ein, bevor die Messung fließend ohne Ankündigung erfolgte. Allen Studienteilnehmern war es möglich, freihändig auf dem Laufband zu gehen. Sie erreichten ein sicheres Gangbild und keine Messung musste aufgrund von Gangunsicherheiten oder Unwohlsein abgebrochen werden. Fraglich ist jedoch, ob die vorgegebenen Gehgeschwindigkeiten der selbstgewählten Gehgeschwindigkeit entsprach. Zwar wurde die Wohlfühlgeschwindigkeit erfasst, viele Patienten schwankten jedoch zwischen zwei Gehgeschwindigkeiten, was darauf hindeutet, dass die eigentliche Wohlfühlgeschwindigkeit, die laut Literatur der selbstgewählten entspricht (Bastien et al., 2005, Browning und Kram, 2005), zwischen zwei Messgeschwindigkeiten lag. Da in der Literatur (An et al., 2017, Beauchet et al., 2009, Kramers-De Quervain et al., 2008) beschrieben wird, dass sich ein natürliches Gangbild lediglich bei der selbstgewählten Geschwindigkeit zeigt, muss dieser Umstand kritisch betrachtet werden. Für eine bessere Interpretation von Messdaten bewegungseingeschränkter Patienten und einer besseren Anwendbarkeit für diese Klientel sollten Normwerte bei selbstgewählter Gehgeschwindigkeit erhoben werden. Von einer Vermessung bei der selbstgewählten Geschwindigkeit wurde in dieser Studie jedoch aus Gründen der besseren Vergleichbarkeit abgesehen. Mittels einer zufällig bestimmten Reihenfolge der Messgeschwindigkeiten wurde eine generelle systematische Beeinflussung von bestimmten Geschwindigkeiten vermieden. Des Weiteren muss an dieser Stelle angemerkt werden, dass eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf einen Gang auf der Ebene nicht sicher möglich ist (vgl. Kapitel 2.4.1).

Bezüglich der Platzierung der einzelnen Marker wurde in dieser Studie auf die Empfehlungen des Herstellers zurückgegriffen und nur auf die für die dynamischen Videorastereographie notwendigen drei Marker zurückgegriffen. Die zusätzlichen Schultermarker hatten keinen Einfluss auf das Berechnen des Wirbelsäulenmodells. Jedoch muss an dieser Stelle erwähnt werden, dass die Normdaten mit einer abweichenden Markerpositionierung erhoben wurden. Die Positionen wurden mittels Palpation der anatomischen Landmarken C7, T3, T12 und beider SIPS (siehe Abbildung 1) festgelegt. Verschiedene

Studien haben festgestellt, dass eine Diskrepanz zwischen der Markerpositionierung über den sichtbaren Landmarken VP bzw. den Lumbalgrübchen und der Markerpositionierung über den palperten C7 und SIPS besteht (Drerup und Hierholzer, 1987b, Grivas et al., 2013). Grivas et al. (2013) stellten mittels Röntgenaufnahmen bei Menschen aus dem Mittelmeerraum fest, dass bei Männern der sichtbare VP zu 47,7 % C7 und zu 27,1 % T1 entsprach. Bei Frauen war das Verhältnis eher andersherum, lediglich bei 42,7 % entsprach VP dem siebten HWK und zu 57,3 % dem ersten BWK. (Grivas et al., 2013) Eine etwas ältere Studie zeigte bei Skoliose-Patienten ein etwas abweichendes Verhältnis. Demnach entsprach bei Männern VP zu 58,8 % C7 und zu 35 % T1. Bei Frauen entsprach C7 zu 78,7 % dem prominentesten WK und nur zu 6,4 % T1. (Stonelake et al., 1988) Hieraus folgte die Empfehlung, gerade bei oberflächentopographischen Aufnahmen C7 zu palpieren, da vermutet wird, dass es Auswirkungen auf Messparameter habe (Grivas et al., 2013). Aus diesem Grund wurde bei den Gesunden auch immer C7 palpirt. Dies wurde über eine Flexion und Extension der Halswirbelsäule unterstützt. Allerdings zeigt die Literatur, dass auch erfahrene Untersucher mittels des üblichen Bewegungstests, der Palpation des abtauchenden sechsten Halswirbelkörpers bei einer Flexions-Extensions-Bewegung, eine 95%ige Übereinstimmung von C7 und VP attestierten. Eine darauffolgende Röntgenkontrolle ergab jedoch, dass C7 nur zu 54,5 % korrekt markiert worden war. (Póvoa et al., 2018) Eine andere Studie zeigte eine bessere Sensitivität des gleichen Tests. Hier wurde C7 zu 77,1 % korrekt palpirt (Shin et al., 2011). In dieser Studie wurde bei den Patienten VP markiert, um eine Vergleichbarkeit mit anderen Forschungsgruppen zu vergrößern, da diese auch der Empfehlung des Herstellers gefolgt sind. Da die Intratester-Reliabilität zwar besser ist als die Intertester-Reliabilität, aber dennoch nicht sehr hoch (Cooperstein und Hickey, 2016), wurde in dieser Studie zudem in der Regel auf eine Palpation der SIPS verzichtet. Die Lumbalgrübchen entsprechen zwar nicht der anatomischen Lage der SIPS, jedoch wird davon ausgegangen, dass sie in einem direkten Zusammenhang zueinander stehen (Drerup, 1985, Forausberger et al., 2005). Wie oben in Kapitel 2.3.2 beschrieben, gehen Drerup und Hierholzer (1987b) davon aus, dass man die Bewegung des Beckens mittels der Lumbalgrübchenbewegungen messen und beschreiben kann. Weitere Unterschiede zwischen den Probandenkollektiven sind die zusätzlich markierten Brustwirbelkörper in der Gruppe der Gesunden. Es ist bisher nicht bekannt, welchen Einfluss die zusätzlich geklebten Marker auf Höhe T3 und T12 auf die Bewegungserfassung haben. In der Studie

der Gesunden (Referenzdatenstudie) war es das Ziel, möglichst interindividuell vergleichbare WK-Positionsdaten zu erlangen. Einer Beeinflussung durch die Schulterblätter oder einem häufigen Nachbearbeiten der Fixpunkte sollte entgegengewirkt werden. Aus diesen Gründen wurde in dieser Studie unter anderem auch im Sinne einer besseren Vergleichbarkeit im klinischen Alltag auf das Handbuch und die Empfehlung des Herstellers zurückgegriffen und lediglich VP und die Dimple markiert. In einzelnen Fällen konnten die Lumbalgrübchen oder aber VP nicht eindeutig bestimmt werden. In 15 Fällen (KOA: 4, HOA: 11) wurden daher die SIPS palpiert und markiert, in wenigen nicht dokumentierten Fällen auch C7 (palpiert über den Flexions-Extensions-Test). Welchen Einfluss die unterschiedlichen Markerpositionen tatsächlich haben, ist jedoch ungewiss und sollte in einer Folgestudie untersucht werden. Bekannt ist hingegen, dass die Positionierung sowohl tags- als auch untersucherabhängig ist (Gronney et al., 1997, Tsushima et al., 2003). Letzteres wurde innerhalb der Patientengruppen versucht zu vermeiden, indem alle bis auf einen Patienten von derselben Studiendurchführenden mit Markern versehen und vermessen wurden.

Die Messungen fanden auf dem Laufband statt. Für eine optimale Schärfe des Linienmusters sollten die Patienten in einem Abstand von 2 Metern zur Kamera an einer Markierung stehen bzw. gehen. Im Gang sollten sich die Patienten aus Sicherheitsgründen nicht zu sehr darauf konzentrieren, die Studiendurchführende hat sie bei Bedarf darauf hingewiesen, etwas weiter vorne oder hinten zu gehen. Trotzdem entstanden bei der Auswertung einige Messartefakte, die nicht alle durch die Studiendurchführende bereinigt werden konnten (16 % der Messungen mit Messartefakten). In diesen Fällen gab der Experte der Herstellerfirma an, dass das Linienraster im Halsbereich zu dunkel oder zu unscharf gewesen sei. Der Grund dafür konnte er jedoch nicht feststellen (Heitmann und Wolf, 2020a). Ein Grund könnte die verstärkte Rumpfvorneigung der Arthrose-Patienten sein, ein weiterer die vielleicht nicht immer optimale Blickhöhe von Körpergröße minus 20 cm. Es könnte aufgrund der veränderten sagittalen Haltung zu einer Beeinflussung gekommen sein. Es ist fraglich, ob in Einzelfällen auch eine Unschärfe der Rasterlinien aufgrund eines fehlerhaften Abstandes bestand. Der Experte gab dies nicht als Grund an. Bei einem Patienten gab der Experte an, dass zusätzlich Marker entlang der Wirbelsäule hilfreich gewesen wären. Er musste einzelne Messungen, in denen die Oberfläche schlecht rekonstruiert werden konnte oder Landmarken fehlten, mit Hilfe einer neueren

Software-Version (3.11.7) bearbeiten, die Messartefakte beheben und die Oberfläche rekonstruieren. Das Wirbelsäulenmodell, die anatomische Analyse, wurde laut des Experten für die Konsistenz dann wieder mit der älteren Version erstellt. (Heitmann und Wolf, 2020b) Bei anderen Messungen, bei denen einzelne Frames den Export zum Absturz gebracht haben, hatten nur einzelne nicht oder nur unvollständig analysierte Bilder das Problem hervorgerufen. Diese einzelnen Bilder wurden vom Experten bearbeitet, wieder in die Messung eingefügt und mit der alten Version nachkorrigiert. Zur Nachkorrektur zählen laut dem Experten eine Rauschentfernung, Glättung und eine Anpassung an die Nachbarframes. (Heitmann und Wolf, 2020b) Da am Ende die Analyse bzw. JoGu-Erstellung wieder einheitlich geschah, wird von einem vernachlässigbaren Einfluss ausgegangen. Dies sollte in einer Folgestudie jedoch ggf. untersucht werden. Für eine bessere Objektivität, Reproduzierbarkeit und Erhöhung der Studienqualität war es der Plan, eine selbstständige Korrektur der Messartefakte nach Anweisungen des Handbuchs durchzuführen. Jedoch war dies nur bei ca. 84 % der Messungen möglich, weshalb die restlichen 16 %, die durch einen Experten bearbeitet wurden, die Reproduzierbarkeit und Nachvollziehbarkeit durch andere Forscher erschweren. Im Allgemeinen muss angemerkt werden, dass der Anteil von Messungen mit Messartefakten und einer darauf nötigen händischen Korrektur mit ca. 66 % aus Erfahrungen des Studienzentrums, in dem auch diese Studie durchgeführt wurde, überproportional hoch war. Dies wirft die Frage auf, ob das gewählte Marker-Placement und das gewählte Messprozedere für diese Klientel optimal war und zeigt auf, dass eine Anwendung im klinischen Alltag fraglich ist. Die anfänglichen Softwareabstürze und der Verlust der Verbindung zum Speichermedium (NAS) hatten, neben unerwarteten und unkalkulierbaren Zeitverzögerungen, zur Folge, dass Messungen verloren gegangen sind und wiederholt werden mussten. Zwar stoppten die Softwareabstürze nach dem Neuaufsetzen der Software, trotzdem erschweren auch diese Einschränkungen einen kontinuierlichen Einsatz mit Patienten außerhalb von Studien. Der Wechsel der Mess-Software bei 8 Patienten und die damit verbundene Nachbearbeitung durch den Experten sollte keinen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben. Grund hierfür ist, dass lediglich die letzten Bilder betroffen waren – die Kamera hatte länger aufgenommen als der Projektor Lichtsteifen projiziert hatte und somit schwarze Bilder aufgenommen – und ausgetauscht werden mussten, diese jedoch zeitlich nach den drei zu analysierenden Gangzyklen lagen und somit beim Export abgeschnitten worden sind, was zur Folge hat, dass diese Messdaten nicht Teil der Datenauswertung wurden.

Ein weiterer wichtiger limitierender Faktor ist neben der relativ geringen Probandenanzahl die Heterogenität beider Gruppen bezogen auf den Arthrosegrad bzw. der Art der Arthrose. Es wurden sowohl ipsi- als auch bilateral betroffene Patienten akquiriert. Unter dem ersten Patientenkontext (KOA-Patienten) befanden sich medial-, lateral- oder auch pangonarthrotische Befunde, im zweiten (HOA-Patienten) wurden Arthrosen aufgrund einer Hüft dysplasie nicht ausgeschlossen. Daher kann der Grund einer Anpassungsstrategie oder aber veränderte Bewegungsmuster nicht gezielt deklariert werden. In zukünftigen Studien sollte durch eine erhöhte Anzahl und unter Einführung von Subgruppen ein möglicher Einfluss untersucht werden. Für genutzte Kompensationsmechanismen konnte dies, wie im Kapitel 2.6 beschrieben, bereits gezeigt werden (Turcot et al., 2013). Die geringe Probandenanzahl wird auch bei den höheren Gehgeschwindigkeiten relevant, da hier zusammen mit dem Anteil der noch messbaren Patienten auch die Interpretationsfähigkeit bzw. die Aussagekraft der Daten zunehmend sank. Eine Differenzierung nach Alter, Geschlecht, BMI, Schmerzstärke sowie Art oder Schwere der Arthrose war jedoch in dieser Studie auch nicht vorgesehen und konnte aufgrund der Probandenanzahl auch nicht durchgeführt werden, wäre aber sicher interessant und sollte ggf. in Zukunft folgen. Wie bereits unter Kapitel 5.2 erwähnt, wäre auch eine Einteilung in Patienten mit und ohne Duchenne-Hinken sinnvoll und für eine Therapie-Ableitung relevant. Durch das Matchen der Gesunden auf Grundlage des Geschlechts, Alters und des BMI sollte der Limitierung einer Vergleichbarkeit mit den Gesunden entgegengewirkt werden. Da der Altersdurchschnitt der Patienten jedoch trotzdem ca. 5 bzw. 7 Jahre höher war, kann ein möglicher Einfluss nicht gänzlich ausgeschlossen werden, da sich die Beweglichkeit der Wirbelsäule mit dem Alter reduziert (Dvorak et al., 1995, Schmid et al., 2017, Swinnen et al., 2013). Der aber wohl stärkste limitierende Faktor, der keine interferenzstatistische Auswertung ermöglichte, ist die große Anzahl von Parametern, Fragestellungen, bzw. zu beschreibende Wirbelkörperbewegungen. Auch andere beschrieben dieses Dilemma oder auch „Zu viele Daten – keine Daten“-Paradoxon“ (Don et al., 2012, eigene Übersetzung). Die große Anzahl der Daten führt dazu, dass sie nicht zu fassen ist und Aussagen auf Teilbereiche heruntergebrochen werden müssen. Den Wissenschaftlern bleibt entweder die Möglichkeit, wie in dieser Studie die Ergebnisse deskriptiv auszuwerten, oder sich nur bestimmte Zeitpunkte, wie den Beginn der einzelnen Gangphasen oder einige wenige eher globale Parameter, wie den Kyphosewinkel, auszuwählen. Ein anderer sehr vielversprechender Ansatz könnte eine Analyse mittels einer Künstlichen Intelligenz sein. Diese

könnte Zusammenhänge zwischen den Ebenen erkennen und funktionale Zusammenhänge verdeutlichen. Es wurde schon gezeigt, dass sowohl in der Lenden- (White und Panjabi, 1990, Yamamoto et al., 1989) als auch Brustwirbelsäule (Fujimori et al., 2014) gekoppelte Bewegungen in den einzelnen Segmenten sowohl in translatorischen als auch rotatorischen Freiheitsgraden stattfinden. Andere Autoren beschreiben hingegen, dass in der LWS kein einheitliches Muster vorliegt und eine Kopplung demnach nicht bewiesen werden könne (Huijbregts, 2004, Klein und Sommerfeld, 2012, Vicenzino und Twomey, 1993). Da die Freiheitsgrade laut Cerveri et al. (2004) abhängig von biologischen Faktoren und den anfallenden Kräften unterschiedlich aktiviert bzw. freigegeben werden, sind Pathologie fördernde kinematische Parameter bisher schwer detektierbar. Jedoch ist es vorstellbar, dass es mit Hilfe einer Künstlichen Intelligenz möglich ist, neue Erkenntnisse in dieser Richtung zu erlangen, ähnlich wie bereits in der Vergangenheit mit Datensätzen der Arbeitsgruppe des MotionLabs neue Erkenntnisse aufzeigt werden konnten, die ohne Künstliche Intelligenz nicht oder kaum erkannt werden konnten (Dindorf et al., 2020, Dindorf et al., 2021a, Dindorf et al., 2021b).

Neben den bereits beschriebenen Limitierungen der Messmethode und der Akquise müssen auch die darauffolgenden Auswertestrategien und -skripte kritisch hinterfragt werden. Zum einen wird der SGZ nicht zyklisch erstellt, weshalb die 0 %-Werte nicht den 100 %-Werten entsprechen. Zum anderen wurde das Skript für die Transversalebene geschrieben. In dieser vollziehen die Wirbelkörper und das Becken jedoch nur einen Bewegungszyklus. Daher findet das SAS-Skript nur das absolute Maximum bzw. Minimum pro Messung. In der Sagittalebene wird daher der doppelte Bewegungszyklus nicht beachtet und das zweite Maximum nicht dargestellt. Für zukünftige Auswertungen sollte das Skript entsprechend verändert werden. Eine weitere Limitierung ist, dass dieses Skript für den SGZ geschrieben wurde. Wendet man es jedoch bei den einzelnen Gangzyklen an und erreichen Wirbelkörper zu mehreren Zeitpunkten die gleiche Amplitude, so bildet das Skript einen Mittelwert aus den dazugehörigen Zeitpunkten. Daher kann man das Skript zurzeit nicht für einzelne Gangzyklenanalysen nutzen. Wie im Kapitel 3.4.3 beschrieben, haben manche Wirbelkörper bzw. das Becken einiger Patienten ihre Amplitude am Ende, die anderer Patienten am Anfang des SGZ erreicht. Die gebildeten Mittelwerte des Zeitpunktes ergaben daher Werte um die 50 %, was nicht die Realität abbildete. Eine Lösung wäre eine Verschiebung der Werte auf der X-Achse gewesen, ähnlich wie die Untersucherin es bei den drei einzelnen Gangzyklen bei der Beckenrotation in der Transversalebene



durchgeführt hat. Die Untersucherin hat aufgrund eines sehr hohen Aufwands, der großen Streuung des zeitlichen Auftretens mancher Wirbelkörperamplituden und somit keiner eindeutigen Grenze, um die man die Werte verschieben könnte, und der fehlenden Zyklizität, darauf verzichtet, eine zeitliche Verschiebung auf der X-Achse vorzunehmen. Aus diesem Grund war eine interferenzstatistische Analyse des Zeitpunkts nicht möglich. Auch hier sollte für zukünftige Analysen eine für alle Probanden sinnvolle Lösung gefunden werden und ein entsprechendes Skript programmiert werden. Denkbar ist, dass man Ausreißer detektiert sowie Cluster markiert und somit automatisiert entsprechende Grenzen festlegt. Daraufhin kann für jeden Wirbelkörper und jede Ebene eine Anpassung erfolgen. Ein weiterer Punkt, der zu beachten ist, ist die erstmals in diesem Studienzentrum angewandte Normierung des Referenzbeins auf das pathologische Bein. Dies wurde vorgenommen, um sowohl rechts- als auch linksbetroffene Patienten gemeinsam analysieren zu können. Allerdings konnte anhand von Gesunden gezeigt werden, dass die Wirbelkörper im Stand eine physiologische Vorrotation aufweisen (Janssen et al., 2010, Wolf et al., 2021) und diese auch in den Gang mit überführen (Betz et al., 2017). Diese Wirbelkörperrotation in der Transversalebene scheint von der Lage und Position der inneren Organe oder aber des Aortenbogens beeinflusst zu werden, weshalb die meisten Menschen eine Rotation nach links aufweisen (Kouwenhoven et al., 2007). Auch in der Frontalebene scheint eine physiologische Abweichung von der Symmetrie zu bestehen (Wolf et al., 2021). Da auch die gematchten Gesunden entsprechend den Patienten mit dem rechten bzw. linken Standbein analysiert wurden, könnten die gemittelten WK-Positionsdaten entsprechend beeinflusst worden sein. Diese physiologischen Abweichungen wurden in dieser Studie in der Auswertung nicht beachtet oder herausgerechnet. Auch hier sollte der Einfluss in zukünftigen Studien beurteilt und Wege gefunden werden, wie man diesen methodischen Fehlern entgegenzutreten kann.

#### **5.4. Beurteilung möglicher Messungengenauigkeit, Messfehler**

Auch diese Studie unterlag, wie bereits häufig in anderen markerbasierten Bewegungsanalysen beschrieben (Colyer et al., 2018), Messungengenauigkeiten und Messfehlern, welche jedoch nicht beurteilt oder herausgerechnet werden konnten. Mögliche Gründe für Messungengenauigkeiten können, wie bereits im Kapitel 5.3 erläutert, palpatorische Fehler bei der Markerpositionierung oder aber Verschiebungen der Haut bzw. Unterhaut oder muskuläre Aktivität während des Gehens sein. Als Besonderheit muss auch angemerkt

werden, dass das verwendete Messsystem voraussetzt, dass jeder Proband eine typische Anzahl von Wirbelkörpern besitzt und diese eine typische Höhe und Tiefe haben, welche anhand von radiologischen Aufnahmen als Norm festgelegt worden sind (Heitmann und Wolf, 2022, Turner-Smith et al., 1988). Jedoch ist die hohe Variabilität der tatsächlichen Wirbelkörperanatomie bekannt (Böttinger, 2020, Lundberg, 1996, Schlager et al., 2018). Wie gut eine dreidimensionale Bewegungsanalyse anhand einer eigentlich zweidimensionalen Aufnahme möglich ist, muss auch kritisch hinterfragt werden. Im Bereich der Bewegungsanalyse besteht der Grundsatz, dass für eine 3D-Analyse ein Marker von mindestens zwei im rechten Winkel stehenden Kameras erfasst werden muss. Zwar soll das projizierte Lichttraster eine zweite Kamera ersetzen (Hierholzer, 1993), was im Stand auch zu funktionieren scheint, im Gang jedoch noch nicht nachgewiesen werden konnte. Daher muss die Messgenauigkeit in der Transversal- und Sagittalebene weiter untersucht werden, um abschließend ein Urteil treffen zu können.

Eine Besonderheit des verwendeten Systems ist, dass kaum Marker geklebt werden müssen und so der Einfluss der Palpation vermutlich geringer ist als bei anderen Systemen. An den Dornfortsätzen der LWS konnte beispielsweise ein Fehler von  $\pm 8,7$  mm detektiert werden, der der Querfortsätze war noch größer (Mörl und Blickhan, 2006). Eine andere Studie stellte fest, dass der Palpationsfehler bei Patienten mit Wirbelsäulendeformitäten größer ist als bei Personen mit einer physiologischen Haltung (medio-laterale Palpationsfehler in der Wirbelsäulendeformitäts-Gruppe 6,8 mm; Kontrollgruppe 2,5 mm;  $p = 0,002$ ) (Severijns et al., 2021). Die Palpationsfehler an der gesamten Wirbelsäule hängen demnach besonders mit einer Fehlstellung der Wirbelsäule (insb. Skoliose), mit der Körpermorphologie (erhöhter BMI und Weichteildicke) (Cerveri et al., 2004, Severijns et al., 2021) wie auch mit den Faszien zusammen. In der Bewegung ist es von Vorteil, dass die Faszie, anders als in vielen anderen Körperregionen, über den Dornfortsätzen relativ starr am Knochen befestigt ist. Die Hautbewegung folgt der Knochenbewegung demnach besser und korreliert mit dieser stärker. (Cerveri et al., 2004, Hashemirad et al., 2013, Lundberg, 1996) Der häufig beschriebene sehr große Einfluss der Weichteile (Cappozzo et al., 1996, Peters et al., 2010, Sangeux et al., 2006, Stagni et al., 2005), scheint im Bereich der Wirbelsäule und des Beckens nicht so groß zu sein. In der Sagittalebene haben die Hautverschiebung und Muskelaktivität bspw. zu einer 1-3-gradigen Überschätzung des Flexionswinkels der LWS geführt (Cerveri et al., 2004). Am Becken

ist nach einem systematischen Review die Reliabilität (markerbasierte Bewegungsmessungen im Gang), insbesondere in der Frontal- und Transversalebene, größer als bspw. an den Beinen (Mcginley et al., 2009). Der Messfehler lag in der Sagittalebene bei weniger als  $4^\circ$  und in der Frontalebene bei  $2^\circ$ . Auch die Beckenrotation wurde mit relativ geringem Fehler vom  $< 2^\circ$  angegeben. (Mcginley et al., 2009) Severijns et al. (2021) empfehlen, aufgrund der hohen Wahrscheinlichkeit von Palpationsfehlern bei der Interpretation der Wirbelsäulenkinematik röntgenbasierte Markerkorrekturmethode anzuwenden. Die Autorin sieht im klinischen und wissenschaftlichen Alltag neben ethischen Schwierigkeiten auch Hindernisse im Sinne zeitlicher und materieller Ressourcen.

Wie groß der Einfluss der Haut- und Weichteilverschiebung durch die Muskelaktivität (während des Gehens) in dem in dieser Studie verwendeten System ist, ist nicht bekannt. Da jedoch kaum Marker geklebt wurden, sollte zumindest der Palpationsfehler relativ gering sein. Die Genauigkeit der segmentalen Zuordnung anhand automatisch gesetzter Fixpunkte auf der Rückenoberfläche zu den darunterliegenden Wirbelkörpern und der darauf einfließende Einfluss ist ungewiss. Inwiefern ein solcher Weichteileinfluss im mathematischen Modell der Firma DIERS berücksichtigt wird, ist der Autorin ebenfalls nicht bekannt. Aus diesem Grund ist eine Berücksichtigung von sowohl zufälligen als auch systematischen Fehlern in dieser Studie nicht möglich gewesen und eine Relativierung bzw. Bereinigung dieser Fehler (z. B. intraindividuelle Palpationsfehler, Hautverschiebung) in der Datenberechnung und Analyse der knöchernen Bewegung nicht erfolgt.

## **5.5. Schlussfolgerung**

In dieser Dissertation sollte die Anwendbarkeit des Diers 4Dmotion® Labs an zwei Patientenklienteln (Knie- und Hüftgelenksarthrose) untersucht, die Ergebnisse mit einer Referenzgruppe von gesunden Probanden und untereinander in allen drei Bewegungsdimensionen im SGZ verglichen und beschrieben werden. Zudem sollte ein möglicher Zusammenhang zwischen dem TUG-Zeitwert und einer temporalen und graduellen Variabilität der Beckenrotation in der Transversalebene untersucht werden.

Die Untersuchungen stellten heraus: Es bestehen Gruppenunterschiede, sowohl zwischen den Patienten und Gesunden als auch zwischen beiden Arthrosegruppen.

In der Auswertung des SGZ ergaben sich für die Kniearthrose-Patienten vor allem Gruppenunterschiede in der Transversal- und Frontalebene. Die oberen BWK und unteren

LWK der KOA-Patienten waren im Mittel verglichen mit denen der Gesunden stärker zur Seite der Arthrose geneigt (frontal) und maximal zum kontralateralen Bein gedreht (transversal), wobei die deutlich stärkere Standardabweichung in der Arthrosegruppe zeigt, dass die Gruppe heterogen war.

Bei der zweiten Studiengruppe besteht in allen drei Ebenen ein Gruppenunterschied zu den Gesunden, in der Transversalen ist dieser eher bei den schnellen Geschwindigkeiten zu finden. In den anderen Ebenen war der Geschwindigkeitseinfluss geringer. Sowohl die oberen BWK als auch die unteren LWK der Patienten rotierten stärker entgegen dem pathologischen Bein (TP), bzw. stärker in Richtung der Pathologie (FP). Die Gegenrotation der WK am TLÜ war in der Transversalebene geringer als die der Gesunden, die kontralaterale Seitneigung der mittleren BWK stärker. Der Oberkörper der Patienten scheint bezogen auf die Mittelwerte in Gänze betrachtet weiter in Richtung des pathologischen Beins geneigt worden zu sein. In der Transversalebene rotierte das Becken der Patienten stärker in Richtung der kontralateralen Seite, in der Frontalebene war die Amplitude hingegen beidseits geringer als bei den Gesunden. Die Wirbelkörper und somit der Thorax der Hüftarthrose-Patienten waren im Gang im Mittel weiter nach ventral geneigt. Auch das Becken war in der Sagittalebene stärker nach ventral gekippt. Zudem rotieren die WK der HOA-Gruppe in der Transversalebene im Mittel symmetrischer um die neutrale Stellung als die der Gesunden. In der Sagittalebene nahm das Bewegungsausmaß des Beckens bei den Patienten im Gegensatz zu den Gesunden nicht zu. Desweiteren muss angemerkt werden, dass sich die Beckendaten in beiden Patientenkollektiven deutlich von denen in der Literatur beschriebenen unterscheiden. Die Beckenkipfung war im Durchschnitt im Gang nicht stärker sondern eher geringer als die der Gesunden. Dies könnte messtechnische Hintergründe haben.

Die beiden Arthrosegruppen unterscheiden sich besonders während der 3 km/h Messung voneinander. In der Transversalebene ist VP in der HOA-Gruppe im Durchschnitt stärker ipsilateral rotiert, in der Frontalebene sind die mittleren BWK zudem während der Standbeinphase weniger stark ipsilateral, während der Schwungbeinphase stärker kontralateral geneigt. Die Hüftgelenkspatienten bewegten ihr Becken in der Frontalebene etwas stärker als die Patienten mit einer Kniegelenksarthrose, in der Sagittalebene war das Becken der HOA-Gruppe außerdem stärker nach ventral gekippt. Zudem scheint die Lordose stärker ausgeprägt gewesen zu sein als die der KOA-Patienten.

Zeitliche Unterschiede sind jedoch aufgrund methodischer Schwächen nicht bzw. kaum beurteilbar. Die Ergebnisse dieser Arbeit können erste Hinweise für eine Fallzahlplanung und fundierte Hypothesenbildung zukünftiger Studien in Bezug auf die Amplitudenwerte, jedoch nicht in Bezug auf das zeitliche Auftreten dieser geben.

Die Beschäftigung mit der sekundären Fragestellung ergab folgende Ergebnisse: In beiden Arthrose-Gruppen konnte zwischen der benötigten Dauer für den TUG-Test und der Amplituden- bzw. zeitlichen Variabilität der Beckenrotation kein eindeutiger Zusammenhang festgestellt werden. Lediglich bei den langsameren Geschwindigkeiten konnte sowohl für beide Gruppen zusammen als auch für die Kniearthrose-Patienten allein ein Zusammenhang beschrieben werden.

Bezüglich der Frage der Machbarkeit, kann gesagt werden, dass eine Messung mit dieser Klientel grundsätzlich möglich ist. Jedoch konnte die Patientenklientel nicht absolut abgebildet werden (BMI, starke Geheinschränkungen). Die Akquise erwies sich als komplexer und aufwändiger als zuvor erwartet, was eine Anpassung der Einschlusskriterien zur Folge hatte und somit heterogenere Gruppen entstanden. Diese könnten ein Grund für hohe Standardabweichungen sein, weshalb in zukünftigen Studien entweder homogenere Gruppen für Gruppenvergleiche definiert werden sollten oder intraindividuelle Vergleiche mit Messwiederholungen und Einzelfallbetrachtungen sinnvoll wären. Ggf. wäre über eine solche Einzelfallbetrachtung der Kurvenverläufe eine Clusterung möglicher Bewegungsmuster und bestimmter Patientenkriterien möglich, auf dessen Grundlage neue Zusammenhänge erkannt werden. Eine Berechnung der Bewegungsausmaße könnte auch für weitere Analysen sinnvoll sein. Über diese möglichen Ansätze und Gründe hinaus sind die erhobenen Daten sehr komplex und detailreich. Eine Lösungsmöglichkeit wäre entweder ein Herunterbrechen auf globalere Zeitfenster (einzelne Gangphasen) oder aber auf die globalen Parameter. Diese könnten primär ausgewertet werden und sekundär im Detail dahingehend analysiert werden, ob sich die gefundenen Unterschiede auch auf Wirbelkörperebene wiederfinden lassen. Des Weiteren wäre eine Interpretation mit einer Künstlichen Intelligenz hilfreich, da diese dreidimensionale Zusammenhänge besser erfassen und aufzeigen kann.

Nach einer Anpassung der Datenauswertung bezüglich der zeitlichen Parameter (Zyklizität des SGZ) und der Erfassung der zweiphasigen Bewegung in der Sagittalebene sollte

auch eine Berücksichtigung des Einflusses der Geschwindigkeit erfolgen. Diese Voraussetzungen würden es ermöglichen, in zukünftigen Studien Zusammenhänge zwischen Defiziten der Beine und der Wirbelsäule zu erschließen, welche daraufhin in einer Überprüfung unterschiedlicher Therapie- oder Behandlungstechniken münden könnten.

## 6. Zusammenfassung

Die primäre Fragestellung dieser Arbeit war: Unterscheiden sich, und falls ja, in welcher Weise, die Becken- und Wirbelkörperbewegung im Gang arthrotischer Patienten von gesunden Probanden in der Transversal-, Frontal- und Sagittalebene? Eine zusätzlich Unterfragestellung lautete: Unterscheiden sich beide Patientenkollektive in Ihren Bewegungsmustern voneinander? Die sekundäre Fragestellung dieser Arbeit war: Besteht ein Zusammenhang zwischen dem TUG-Zeitwert, welcher Einschränkungen in Bezug auf das Gleichgewicht, die Koordination und Reaktionsfähigkeit widerspiegelt, und der Streuung der Amplitude bzw. der Streuung des zeitlichen Auftretens der Beckenmaxima? Die Beckenbewegungen beziehen sich auf die Transversalebene. Die Streuung auf die jeweiligen Amplituden während der drei Gangzyklen. Eine weitere Frage war: Ist die Durchführung videorasterstereographischer Messungen im Gang mit dem in dieser Studie geplanten Design und dieser Klientel machbar?

Methodische Fehler in der Auswertung machten eine statistische Beurteilung der zeitlichen Komponenten der Rotationsamplituden teilweise unmöglich. Daher wird hier nur auf Unterschiede der Rotationsamplituden in Grad im SGZ eingegangen.

In der Auswertung des SGZ ergaben sich folgende Gruppenunterschiede: Die erste Patientenklientel rotierte ihr Becken in der Transversalebene stärker in Richtung des kontralateralen Beins, deren VG in Richtung des ipsilateralen. In beide Gruppen zeigte sich eine Becken-Rotationsmittelpunkt-Shift, welcher auch in den darüber liegenden Wirbelkörpern zu erkennen ist, mit Gruppenunterschieden der oberen BWS und unteren LWS bei 3 km/h. Bei der zweiten Studienklientel besteht eher bei 5 km/h ein Gruppenunterschied. Sowohl die oberen BWK, die unteren LWK als auch das Becken der Patienten waren stärker kontralateral rotiert. Im Bereich des TLÜ waren hingegen die WK der Gesunden stärker zum Referenzbein hin rotiert. Ein Körper-Shift ist in der VG zu sehen, alle WK sind stärker ipsilateral rotiert (5 km/h), in der zweiten Patientengruppe ist ein LWS- und des Becken-Shift zur kontralateralen Seite sichtbar.

In der Frontalebene sind die maximalen Auslenkungen der WK-Seitneigung beider Gruppen (erste Klientel) entgegengesetzt. In der KOA-Gruppe sind VP, die obere und untere BWS sowie die obere LWS stärker, die mittlere BWS weniger stark in Richtung des pathologischen Beins geneigt, dafür letztere stärker in die Gegenrichtung. Dagegen waren die entsprechenden WK der Gesunden eher vom Referenzbein weggeneigt. Der größere

rotatorische Ausschlag der WK der Patienten hin zum pathologischen Bein lässt eine Seitneigung des Oberkörpers im Ganzen vermuten und sollte zukünftig anhand des globalen Parameters Seitneigung überprüft werden. Ähnlich den KOA-Patienten, waren die oberen BWK und LWK in der Hüftarthrose-Gruppe stärker in Richtung der Pathologie geneigt. Die mittlere BWS wies eine Gegenrotation sowie eine Seitneigung zur kontralateralen Seite auf und die Beckenamplituden der Patienten waren in beiden Richtungen geringer als die der Gesunden. Im Vergleich zu den Kniearthrose-Patienten sind bei 3 km/h in Höhe der mittleren BWK unterschiedliche Amplituden zu erkennen. Die WK der Hüftarthrose-Patienten waren während der Standbeinphase weniger stark ipsilateral, während der Schwungbeinphase stärker kontralateral geneigt.

In der Sagittalebene sind kaum Unterschiede erkennbar, die KOA-Patienten neigten lediglich VP (3 km/h) bzw. VP und L4 (5 km/h) weniger stark nach ventral. Das Becken der HOA-Patienten war stärker nach ventral geneigt, die maximale Beckenaufrichtung war somit auch weniger ausgeprägt als die der Gesunden. Im Vergleich zur ersten Studien-Gruppe war das Becken der zweiten Gruppe ebenfalls stärker nach ventral gekippt.

Zwischen der benötigten Dauer für den TUG-Test und der Amplituden- bzw. zeitlichen Variabilität der Beckenrotation kann in beiden Arthrose-Gruppen kein eindeutiger Zusammenhang festgestellt werden.

Eine Messung mit dieser Klientel ist grundsätzlich möglich, wobei Personen mit starken Geheinschränkungen oder einem erhöhten BMI ausgeschlossen wurden. Eine Übertragung der Ergebnisse auf die Gesamtpopulation von Knie- und Hüftarthrose-Patienten ist nicht möglich. Nach einer Anpassung der Datenauswertung bezüglich der zeitlichen Parameter und der Erfassung der zweiphasigen Bewegung in der Sagittalebene wäre auch eine Berücksichtigung des Einflusses der Geschwindigkeit anzustreben. In zukünftigen Studien sollte zudem der Einfluss einer physiologischen Krümmung der Wirbelsäule in der frontalen und transversalen Ebene auf den Gang beurteilt werden. Besonders relevant wäre dies im Kontext der Normierung des Referenzbeins auf das pathologische Bein, um den bestehenden methodischen Fehlern in seiner Größe benennen und entgegenwirken zu können. Zudem sollte ein intraindividueller Vergleich im Rahmen von Messwiederholungen denen der Gruppenvergleiche aufgrund der hohen interindividuellen Variabilität vorgezogen werden. Dies wären Voraussetzungen, um in zukünftigen Studien



mögliche Zusammenhänge zwischen Defiziten der Beine und der Wirbelsäule erschließen zu können oder aber daraufhin folgende Überprüfungen unterschiedlicher Therapie- oder Behandlungstechniken ermöglichen zu können. Die Ergebnisse dieser Arbeit geben erstmals Einblick auf Kompensationsmechanismen der Arthrosepatienten auf Wirbelkörperbene und können als Grundlage für eine Fallzahlplanung und fundierte Hypothesenbildung für zukünftiger Studien dienen.

## 7. Literaturverzeichnis

- Abbasi-Bafghi, H., Fallah-Yakhdani, H. R., Meijer, O. G., De Vet, H. C., Bruijn, S. M., Yang, L. Y., Knol, D. L., Van Royen, B. J. & Van Dieen, J. H. 2012. The effects of knee arthroplasty on walking speed: a meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*, 13, 66. doi: 10.1186/1471-2474-13-66.
- Abellan Van Kan, G., Rolland, Y., Andrieu, S., Bauer, J., Beauchet, O., Bonnefoy, M., Cesari, M., Donini, L. M., Gillette Guyonnet, S., Inzitari, M., Nourhashemi, F., Onder, G., Ritz, P., Salva, A., Visser, M. & Vellas, B. 2009. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging*, 13(10), 881-9. doi: 10.1007/s12603-009-0246-z.
- Adams, M. A. & Dolan, P. 2012. Grundlagen. Biomechanik der Lendenwirbelsäule. In Hildebrandt, J. & Pflingsten, M. (Hrsg.), *Rückenschmerz und Lendenwirbelsäule: interdisziplinäres Praxisbuch entsprechend der Nationalen VersorgungsLeitlinie Kreuzschmerz* (S. 5-110): Elsevier, Urban & Fischer.
- Al-Zahrani, K. S. & Bakheit, A. M. O. 2002. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and Rehabilitation*, 24(5), 275-280. doi: 10.1080/09638280110087098.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S. & Morrissey, M. C. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(6), 434-440. doi: 10.1016/s0268-0033(98)00012-6.
- Ambrose, A. F., Paul, G. & Hausdorff, J. M. 2013. Risk factors for falls among older adults: a review of the literature. *Maturitas*, 75(1), 51-61. doi: 10.1016/j.maturitas.2013.02.009.
- An, K., Li, C., Fang, Z. & Liu, C. 2017. Efficient walking gait with different speed and step length: Gait strategies discovered by dynamic optimization of a biped model. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 31(4), 1909-1919. doi: 10.1007/s12206-017-0339-2.
- Andrada, E. 2008. *A new model of the human trunk mechanics in walking*.
- Arendt-Nielsen, L., Graven-Nielsen, T., Sværre, H. & Svensson, P. 1996. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*, 64(2), 231-240. doi: 10.1016/0304-3959(95)00115-8.
- Asamoah, V., Mellerowicz, H., Venus, J. & Klöckner, C. 2000. Oberflächenvermessung des Rückens. Wertigkeit in der Diagnostik der Wirbelsäulenerkrankungen. *Der Orthopäde*, 29(6), 480-489.
- Barden, J. M., Clermont, C. A., Kobsar, D. & Beauchet, O. 2016. Accelerometer-Based Step Regularity Is Lower in Older Adults with Bilateral Knee Osteoarthritis. *Front Hum Neurosci*, 10, 625. doi: 10.3389/fnhum.2016.00625.
- Barrett, E., McCreesh, K. & Lewis, J. 2014. Reliability and validity of non-radiographic methods of thoracic kyphosis measurement: a systematic review. *Man Ther*, 19(1), 10-7. doi: 10.1016/j.math.2013.09.003.
- Bastien, G. J., Willems, P. A., Schepens, B. & Heglund, N. C. 2005. Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *Eur J Appl Physiol*, 94(1-2), 76-83. doi: 10.1007/s00421-004-1286-z.
- Beauchet, O., Annweiler, C., Lecordroch, Y., Allali, G., Dubost, V., Herrmann, F. R. & Kressig, R. W. 2009. Walking speed-related changes in stride time variability: effects of decreased speed. *J Neuroeng Rehabil*, 6(1), 32. doi: 10.1186/1743-0003-6-32.
- Bechard, D. J., Birmingham, T. B., Zecevic, A. A., Jones, I. C., Giffin, J. R. & Jenkyn, T. R. 2012. Toe-out, lateral trunk lean, and pelvic obliquity during prolonged walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis and healthy controls. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 64(4), 525-32. doi: 10.1002/acr.21584.

- Betsch, M., Wild, M., Johnstone, B., Jungbluth, P., Hakimi, M., Kuhlmann, B. & Rapp, W. 2013. Evaluation of a novel spine and surface topography system for dynamic spinal curvature analysis during gait. *PLoS One*, 8(7), e70581. doi: 10.1371/journal.pone.0070581.
- Betsch, M., Wild, M., Jungbluth, P., Hakimi, M., Windolf, J., Haex, B., Horstmann, T. & Rapp, W. 2011. Reliability and validity of 4D rasterstereography under dynamic conditions. *Comput Biol Med*, 41(6), 308-12. doi: 10.1016/j.combiomed.2011.03.008.
- Betsch, M., Wild, M., Rath, B., Tingart, M., Schulze, A. & Quack, V. 2015. [Radiation-free diagnosis of scoliosis : An overview of the surface and spine topography]. *Orthopade*. doi: 10.1007/s00132-015-3175-z.
- Betz, U., Huthwelker, J., Konradi, J., Wolf, C., Westphal, R., Heitmann, K. R., Diers, H. & Drees, P. 2019. The spine in gait – a differentiated analysis of spinal rotary motion. In *World Congress International Society of Posture and Gait Research*. Edinburgh.
- Betz, U., Konradi, J., Huthwelker, J., Heil, J., Bodem, F., Diers, H., Schmidtman, I. & Drees, P. 2017. Segmental Evaluation of the Spine Movement in Gait by Rasterstereography. In *International Society of Posture & Gait Research*. Fort Lauderdale, FL, USA.
- Biderman, A., Cwikel, J., Fried, A. V. & Galinsky, D. 2002. Depression and falls among community dwelling elderly people: a search for common risk factors. *J Epidemiol Community Health*, 56(8), 631-6. doi: 10.1136/jech.56.8.631.
- Bischoff, H. A., Stahelin, H. B., Monsch, A. U., Iversen, M. D., Weyh, A., Von Dechend, M., Akos, R., Conzelmann, M., Dick, W. & Theiler, R. 2003. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age Ageing*, 32(3), 315-20. doi: 10.1093/ageing/32.3.315.
- Bohannon, R. W., Wang, Y. C. & Gershon, R. C. 2015. Two-minute walk test performance by adults 18 to 85 years: normative values, reliability, and responsiveness. *Arch Phys Med Rehabil*, 96(3), 472-7. doi: 10.1016/j.apmr.2014.10.006.
- Böhni, U. W., Locher, H.-A., Zieglgänsberger, W., Neuhuber, W., Jänig, W., Tal, A., Von Heymann, C., Gautschi, R., Nilges, P., Müller, A. E., Pflingsten, M., Sager, M., Luomajoki, H., Bischoff, H.-P., Von Heymann, W. & Bitterli, M. 2015. Grundlagen der Manuellen Medizin. In Böhni, U. W., Lauper, M. & Locher, H.-A. (Hrsg.), *Manuelle Medizin 1* (2., überarbeitete Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Bolink, S. A., Brunton, L. R., Van Laarhoven, S., Lipperts, M., Heyligers, I. C., Blom, A. W. & Grimm, B. 2015. Frontal plane pelvic motion during gait captures hip osteoarthritis related disability. *Hip Int*, 25(5), 413-9. doi: 10.5301/hipint.5000282.
- Böttinger, J. M. 2020. *Morphologische Analyse der Anatomie von Wirbelsäulen am gesunden Patientenkollektiv*. Doktor der Medizin Dissertation, Universität Ulm. doi: 10.18725/OPARU-32489.
- Boyle, J. K., Anthony, I. C., Jones, B. G., Wheelwright, E. F. & Blyth, M. J. 2014. Influence of low back pain on total knee arthroplasty outcome. *Knee*, 21(2), 410-4. doi: 10.1016/j.knee.2013.12.003.
- Brenton-Rule, A., Dalbeth, N., Bassett, S., Menz, H. B. & Rome, K. 2015. The incidence and risk factors for falls in adults with rheumatoid arthritis: a systematic review. *Semin Arthritis Rheum*, 44(4), 389-98. doi: 10.1016/j.semarthrit.2014.08.001.
- Brooks, D., Davis, A. M. & Naglie, G. 2007. The feasibility of six-minute and two-minute walk tests in inpatient geriatric rehabilitation. *Can J Aging*, 26(2), 159-62. doi: 10.3138/cja.26.2.009.
- Browning, R. C. & Kram, R. 2005. Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs. normal weight women. *Obes Res*, 13(5), 891-9. doi: 10.1038/oby.2005.103.
- Bruening, D. A., Frimenko, R. E., Goodyear, C. D., Bowden, D. R. & Fullenkamp, A. M. 2015. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture*, 41(2), 540-5. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.12.011.
- Büchler, B. 2019. *RE: AW: Daten aus der PROMISE Datenbank. ZwischenanalysenMainz.pdf*.

- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Topp, R. V. & Quesada, P. M. 2015. Biomechanics of Lower Limbs during Walking among Candidates for Total Knee Arthroplasty with and without Low Back Pain. *Biomed Research International*, 2015, 142562. doi: 10.1155/2015/142562.
- Canetti, E. F. D., Schram, B., Orr, R. M., Knapik, J. & Pope, R. 2020. Risk factors for development of lower limb osteoarthritis in physically demanding occupations: A systematic review and meta-analysis. *Appl Ergon*, 86, 103097. doi: 10.1016/j.apergo.2020.103097.
- Cappozzo, A. 1991. The Mechanics of Human Walking. *Advances in Psychology*, 78, 167-186. doi: 10.1016/S0166-4115(08)60742-6.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G. & Croce, U. D. 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(2), 90-100. doi: 10.1016/0268-0033(95)00046-1.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C. & Taylor, C. R. 1977. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol*, 233(5), R243-61. doi: 10.1152/ajpregu.1977.233.5.R243.
- Cerveri, P., Pedotti, A. & Ferrigno, G. 2004. Non-invasive approach towards the in vivo estimation of 3D inter-vertebral movements: methods and preliminary results. *Med Eng Phys*, 26(10), 841-53. doi: 10.1016/j.medengphy.2004.08.005.
- Cesari, M., Landi, F., Torre, S., Onder, G., Lattanzio, F. & Bernabei, R. 2002. Prevalence and risk factors for falls in an older community-dwelling population. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 57(11), M722-6. doi: 10.1093/gerona/57.11.m722.
- Cho, S. H., Park, J. M. & Kwon, O. Y. 2004. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(2), 145-52. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.10.003.
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C. & Heiderscheit, B. C. 2008. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(10), 1260-8. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.07.011.
- Cichy, B. & Wilk, M. 2006. Gait analysis in osteoarthritis of the hip. *Med Sci Monit*, 12(12), CR507-513.
- Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P. & Salo, A. I. T. 2018. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Medicine - Open*, 4(1), 24. doi: 10.1186/s40798-018-0139-y.
- Connelly, D. M., Thomas, B. K., Cliffe, S. J., Perry, W. M. & Smith, R. E. 2009. Clinical utility of the 2-minute walk test for older adults living in long-term care. *Physiother Can*, 61(2), 78-87. doi: 10.3138/physio.61.2.78.
- Constantinou, M., Loureiro, A., Carty, C., Mills, P. & Barrett, R. 2017. Hip joint mechanics during walking in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait Posture*, 53, 162-167. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.01.017.
- Cooperstein, R. & Hickey, M. 2016. The reliability of palpating the posterior superior iliac spine: a systematic review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 60(1), 36-46.
- Creaby, M. W., Bennell, K. L. & Hunt, M. A. 2012. Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(5), 822-7. doi: 10.1016/j.apmr.2011.11.029.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R. & Smith, R. 1997a. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait Posture*, 5(1), 13-20. doi: 10.1016/s0966-6362(96)01068-5.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R. & Smith, R. 1997b. Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture*, 5(1), 6-12.
- Dachverband Osteologie E. V. 2017. DVO. Prophylaxe, Diagnostik und Therapie der OSTEOPOROSE bei postmenstrualen Frauen und bei Männern. Leitlinie des Dachverbandes der Deutschsprachigen Wissenschaftlichen Osteologischen Gesellschaft e. V.

- Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C. & Negri, E. 2010. Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *Epidemiology*, 21(5), 658-68. doi: 10.1097/EDE.0b013e3181e89905.
- Degenhardt, B. F., Starks, Z. & Bhatia, S. 2020. Reliability of the DIERS Formetric 4D Spine Shape Parameters in Adults without Postural Deformities. *Biomed Research International*, 2020, 10. doi: 10.1155/2020/1796247.
- Degenhardt, B. F., Starks, Z., Bhatia, S. & Franklin, G.-A. 2017. Appraisal of the DIERS method for calculating postural measurements: an observational study. *Scoliosis Spinal Disord*, 12, 28. doi: 10.1186/s13013-017-0134-y.
- Denis, K., Huysmans, T., De Wilde, T., Forausberger, C., Rapp, W., Haex, B., Sloten, J. V., Van Audekercke, R., Van Der Perre, G., Heitmann, K. R. & Diers, H. A 4D-Optical Measuring System for the Dynamic Acquisition of Anatomical Structures. 2004 Berlin, Heidelberg. Springer Berlin Heidelberg, 259-266.
- Denton, T. E., Randall, F. M. & Deinlein, D. A. 1992. The Use of Instant Moiré Photographs to Reduce Exposure from Scoliosis Radiographs. *Spine*, 17(5), 509-512.
- Di Laura Frattura, G., Filardo, G., Giunchi, D., Fusco, A., Zaffagnini, S. & Candrian, C. 2018. Risk of falls in patients with knee osteoarthritis undergoing total knee arthroplasty: A systematic review and best evidence synthesis. *J Orthop*, 15(3), 903-908. doi: 10.1016/j.jor.2018.08.026.
- Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelker, J., Drees, P., Fröhlich, M. & Betz, U. 2020. General method for automated feature extraction and selection and its application for gender classification and biomechanical knowledge discovery of sex differences in spinal posture during stance and gait. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(3), 1-9. doi: 10.1080/10255842.2020.1828375.
- Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelker, J., Werthmann, F., Bartaguiz, E., Kniepert, J., Drees, P., Betz, U. & Fröhlich, M. 2021a. Classification and Automated Interpretation of Spinal Posture Data Using a Pathology-Independent Classifier and Explainable Artificial Intelligence (XAI). *Sensors*, 21(18). doi: 10.3390/s21186323.
- Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelker, J., Werthmann, F., Drees, P., Fröhlich, M. & Betz, U. 2021b. Machine learning techniques demonstrating individual movement patterns of the vertebral column: the fingerprint of spinal motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-11. doi: 10.1080/10255842.2021.1981884.
- Don, R., Capodaglio, P., Cimolin, V., Benedetti, M., D'osualdo, F., Frigo, C., Vismara, L. & Negrini, S. 2012. Instrumental measures of spinal function: is it worth? A state-of-the art from a clinical perspective. *Eur J Phys Rehabil Med*, 48(2), 255-273.
- Dreischarf, M., Albiol, L., Rohlmann, A., Pries, E., Bashkuev, M., Zander, T., Duda, G., Druschel, C., Strube, P., Putzier, M. & Schmidt, H. 2014. Age-related loss of lumbar spinal lordosis and mobility--a study of 323 asymptomatic volunteers. *PLoS One*, 9(12), e116186. doi: 10.1371/journal.pone.0116186.
- Drerup, B. 1985. Improvements in measuring vertebral rotation from the projections of the pedicles. *J Biomech*, 18(5), 369-78. doi: 10.1016/0021-9290(85)90292-1.
- Drerup, B., Ellger, B., Meyer Zu Bentrup, F. M. & Hierholzer, E. 2001. [Functional rasterstereographic images. A new method for biomechanical analysis of skeletal geometry]. *Orthopade*, 30(4), 242-50. doi: 10.1007/s001320050603.
- Drerup, B. & Hierholzer, E. 1987a. Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. *J Biomech*, 20(10), 961-70. doi: 10.1016/0021-9290(87)90325-3.
- Drerup, B. & Hierholzer, E. 1987b. Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. *J Biomech*, 20(10), 971-7. doi: 10.1016/0021-9290(87)90326-5.

- Drerup, B. & Hierholzer, E. 1994. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 9(1), 28-36. doi: 10.1016/0268-0033(94)90055-8.
- Drerup, B. & Hierholzer, E. 1996. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(7), 376-383. doi: 10.1016/0268-0033(96)00025-3.
- Duffell, L. D., Southgate, D. F. L., Gulati, V. & Mcgregor, A. H. 2014. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait Posture*, 39(4), 1057-1061. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.01.005.
- Dvorak, J., Vajda, E. G., Grob, D. & Panjabi, M. M. 1995. Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *Eur Spine J*, 4(1), 18-23.
- Emans, J. B. 1984. Scoliosis: diagnosis and current treatment. *Women Health*, 9(2-3), 81-102. doi: 10.1300/J013v09n04\_07.
- Emel, J. 2006. Step by Step; Ganganalyse Teil 1: die acht phasen. *physiopraxis*, 9, 30-33.
- Feipel, V., De Mesmaeker, T., Klein, P. & Rooze, M. 2001. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur Spine J*, 10(1), 16-22. doi: 10.1007/s005860000199.
- Forausberger, C., De Wilde, T., Bogaert, N., Haex, B., Kathleen, D., Van Brussel, K., Heitmann, K. R., Van Der Perre, G., Van Audekercke, R. & Vander Sloten, J. 2005. Contact-free optical acquisition of anatomical structures of the trunk. In *International Conference on Computer-Aided Ergonomics and Safety*. Kosice, Slovak Republic.
- Franz, A., Becker, J., Behringer, M., Mayer, C., Bittersohl, B., Krauspe, R. & Zilkens, C. 2019. Skeletal muscle health in osteoarthritis and total joint replacement therapy: Effects of prehabilitation on muscular rehabilitation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2019, 145-152. doi: 10.5960/dzsm.2019.383.
- Frigo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M. & Negrini, S. 2003. The upper body segmental movements during walking by young females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(5), 419-25. doi: 10.1016/s0268-0033(03)00028-7.
- Fritz, S. & Lusardi, M. 2009. White paper: "walking speed: the sixth vital sign". *J Geriatr Phys Ther*, 32(2), 46-9.
- Frobin, W. & Hierholzer, E. 1981. Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces. *Photogramm Eng Remote Sens*, 47.
- Fuchs, J., Kuhnert, R. & Scheidt-Nave, C. 2017. 12-Monats-Prävalenz von Arthrose in Deutschland. *Journal of Health Monitoring*, 2(3), 55-60. doi: 10.17886/RKI-GBE-2017-054.
- Fuchs, J., Rabenberg, M. & Scheidt-Nave, C. 2013. [Prevalence of selected musculoskeletal conditions in Germany: results of the German Health Interview and Examination Survey for Adults (DEGS1)]. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, 56(5-6), 678-86. doi: 10.1007/s00103-013-1687-4.
- Fujimori, T., Iwasaki, M., Nagamoto, Y., Matsuo, Y., Ishii, T., Sugiura, T., Kashii, M., Murase, T., Sugamoto, K. & Yoshikawa, H. 2014. Kinematics of the thoracic spine in trunk lateral bending: in vivo three-dimensional analysis. *Spine J*, 14(9), 1991-9. doi: 10.1016/j.spinee.2013.11.054.
- Gerbrands, T. A., Pisters, M. F., Theeven, P. J. R., Verschueren, S. & Vanwanseele, B. 2017. Lateral trunk lean and medializing the knee as gait strategies for knee osteoarthritis. *Gait Posture*, 51, 247-253. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.014.
- Gipsman, A., Rauschert, L., Daneshvar, M. & Knott, P. 2014. Evaluating the Reproducibility of Motion Analysis Scanning of the Spine during Walking. *Adv Med*, 2014, 721829. doi: 10.1155/2014/721829.

- Gök, H., Ergin, S. & Yavuzer, G. 2002. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand*, 73(6), 647-52. doi: 10.1080/000164702321039606.
- Götz-Neumann, K. 2011. *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*: Georg Thieme Verlag.
- Graf, R. & Plattner, F. 2014. Wirbelsäule und Rumpf (I). In: Hepp, W. R. & Locher, H. A. (Hrsg.) *Orthopädisches Diagnostikum* (8., überarbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Gregersen, G. G. & Lucas, D. B. 1967. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am*, 49(2), 247-62.
- Grivas, T., Tsilimidos, G., Verras, C., Botsios, K. & Chatzisaroglou, M. 2013. Which is the most prominent spinous process in the cervico-thoracic spinal junction? A radiological study in a Mediterranean population sample. *Scoliosis*, 8(S2). doi: 10.1186/1748-7161-8-s2-o40.
- Growney, E., Meglan, D., Johnson, M., Cahalan, T. & An, K.-N. 1997. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system Presented in part at the 1st Annual North American Clinical Gait Laboratory Conference, April 7–9 1994, Portland, OR, USA.1. *Gait Posture*, 6(2), 147-162. doi: 10.1016/S0966-6362(97)01114-4.
- Gschwind, Y. J. & Pfenninger, B. 2016. Training zur Sturzprävention. Manual für Kraft- und Gleichgewichtstraining zur Sturzprävention im Alter. *bfu-Fachdokumentation 2.104* (2., S. 1-94). Bern: bfu – Beratungsstelle für Unfallverhütung.
- Guidetti, L., Bonavolonta, V., Tito, A., Reis, V. M., Gallotta, M. C. & Baldari, C. 2013. Intra- and interday reliability of spine rasterstereography. *Biomed Research International*, 2013, 745480. doi: 10.1155/2013/745480.
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Bullmann, V., Liljenqvist, U. & Gotze, C. 2006. Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 15(7), 1144-9. doi: 10.1007/s00586-005-0057-9.
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Potzl, W., Gotze, C. & Liljenqvist, U. 2003a. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(1), 1-8. doi: 10.1016/s0268-0033(02)00165-1.
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Potzl, W., Gotze, C. & Liljenqvist, U. 2003b. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(10), 883-9. doi: 10.1016/s0268-0033(03)00169-4.
- Haimerl, M., Nebel, I., Linkerhägner, A., Konradi, J., Wolf, C., Drees, P. & Betz, U. 2022. Comprehensive visualization of spinal motion in gait sequences based on surface topography. *Hum Mov Sci*, 81, 102919. doi: 10.1016/j.humov.2021.102919.
- Hannan, M. T., Felson, D. T. & Pincus, T. 2000. Analysis of the discordance between radiographic changes and knee pain in osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol*, 27(6), 1513-7.
- Harada, N., Chiu, V., Damron-Rodriguez, J., Fowler, E., Siu, A. & Reuben, D. B. 1995. Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. *Phys Ther*, 75(6), 462-9. doi: 10.1093/ptj/75.6.462.
- Harato, K., Nagura, T., Matsumoto, H., Otani, T., Toyama, Y. & Suda, Y. 2008. A gait analysis of simulated knee flexion contracture to elucidate knee-spine syndrome. *Gait Posture*, 28(4), 687-92. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.008.
- Hart, H. F., Collins, N. J., Ackland, D. C., Cowan, S. M. & Crossley, K. M. 2015. Gait Characteristics of People with Lateral Knee Osteoarthritis after ACL Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*, 47(11), 2406-15. doi: 10.1249/mss.0000000000000671.
- Hasegawa, K., Okamoto, M., Hatsushikano, S., Shimoda, H., Ono, M., Homma, T. & Watanabe, K. 2017. Standing sagittal alignment of the whole axial skeleton with reference to the gravity line in humans. *J Anat*, 230(5), 619-630. doi: 10.1111/joa.12586.

- Hashemirad, F., Hatef, B., Jaberzadeh, S. & Ale Agha, N. 2013. Validity and reliability of skin markers for measurement of intersegmental mobility at L2-3 and L3-4 during lateral bending in healthy individuals: a fluoroscopy study. *J Bodyw Mov Ther*, 17(1), 46-52. doi: 10.1016/j.jbmt.2012.04.010.
- Heitmann, K. R. & Kniepert, J. 23.11.2018 2018a. RE: AW: *Stimmt meine Gerätebeschreibung?*
- Heitmann, K. R. & Kniepert, J. 03.12.2018 2018b. RE: AW: *Stimmt meine Gerätebeschreibung?*
- Heitmann, K. R. & Kniepert, J. 17.04.2018 2018c. RE: WG: *Artefaktkorrektur.*
- Heitmann, K. R. & Wolf, C. 14.07.2020 2020a. RE: AW: *restlichen Videos.*
- Heitmann, K. R. & Wolf, C. 14.10.2020 2020b. RE: AW: *TV.*
- Heitmann, K. R. & Wolf, C. 28.01.2022 2022. RE: AW: *Nachbearbeitung, wenn du Zeit hast.*
- Hierholzer, E. 1993. *Objektive Analyse der Rückenform von Skoliosepatienten.* Stuttgart, Jena, New York: G. Fischer.
- Hilfiker, R. 2010. Assessments: Visuelle Analog- und numerische Ratingskala – Die Schmerzintensität messen. *ergopraxis*, 3(06), 26-27. doi: 10.1055/s-0030-1255429.
- Hilfiker, R. 2012. Schmerzintensität messen. *physiopraxis*, 6(11/12), 46-47. doi: 10.1055/s-0032-1308158.
- Hirschmüller, A. 2004. *Untersuchungen zur Analyse biomechanischer und neuromuskulärer Adaptationsprozesse der menschlichen Gang- und Laufbewegung.* Dissertation, Eberhard-Karls-Universität.
- Hoffmann, H. 2003. *Eine experimentelle Studie zur Systematik der Nutzung von Rumpfschwingungen beim menschlichen Gehen.* Dissertation, Ruhr-Universität Bochum.
- Hollman, J. H., Beckman, B. A., Brandt, R. A., Merriwether, E. N., Williams, R. T. & Nordrum, J. T. 2008. Minimum detectable change in gait velocity during acute rehabilitation following hip fracture. *J Geriatr Phys Ther*, 31(2), 53-6. doi: 10.1519/00139143-200831020-00003.
- Horst, F., Lapuschkin, S., Samek, W., Muller, K. R. & Schollhorn, W. I. 2019. Explaining the unique nature of individual gait patterns with deep learning. *Sci Rep*, 9(1), 2391. doi: 10.1038/s41598-019-38748-8.
- Horst, F., Mildner, M. & Schollhorn, W. I. 2017. One-year persistence of individual gait patterns identified in a follow-up study - A call for individualised diagnose and therapy. *Gait Posture*, 58, 476-480. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.003.
- Huang, S.-C., Wei, I. P., Chien, H.-L., Wang, T.-M., Liu, Y.-H., Chen, H.-L., Lu, T.-W. & Lin, J.-G. 2008. Effects of severity of degeneration on gait patterns in patients with medial knee osteoarthritis. *Med Eng Phys*, 30(8), 997-1003. doi: 10.1016/j.medengphy.2008.02.006.
- Huijbregts, P. A. Lumbar spine coupled motions: A literature review with clinical implications. 2004.
- Hulet, C., Hurwitz, D. E., Andriacchi, T. P., Galante, J. O. & Vielpeau, C. 2000. [Functional gait adaptations in patients with painful hip]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 86(6), 581-9.
- Iijima, H., Eguchi, R., Aoyama, T. & Takahashi, M. 2019a. Trunk movement asymmetry associated with pain, disability, and quadriceps strength asymmetry in individuals with knee osteoarthritis: a cross-sectional study. *Osteoarthritis Cartilage*, 27(2), 248-256. doi: 10.1016/j.joca.2018.10.012.
- Iijima, H., Shimoura, K., Ono, T., Aoyama, T. & Takahashi, M. 2019b. Proximal gait adaptations in individuals with knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. *J Biomech*, 87, 127-141. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.02.027.
- Jacksteit, R., Mau-Moeller, A., Behrens, M., Bader, R., Mittelmeier, W., Skripitz, R. & Stockel, T. 2018. The mental representation of the human gait in patients with severe knee osteoarthritis: a clinical study to aid understanding of impairment and disability. *Clin Rehabil*, 32(1), 103-115. doi: 10.1177/0269215517719312.



- Janssen, M. M., Vincken, K. L., Kemp, B., Obradov, M., De Kleuver, M., Viergever, M. A., Castelein, R. M. & Bartels, L. W. 2010. Pre-existent vertebral rotation in the human spine is influenced by body position. *Eur Spine J*, 19(10), 1728-34. doi: 10.1007/s00586-010-1400-3.
- Jeon, H., Lee, S. U., Lim, J. Y., Chung, S. G., Lee, S. J. & Lee, S. Y. 2019. Low skeletal muscle mass and radiographic osteoarthritis in knee, hip, and lumbar spine: a cross-sectional study. *Aging Clin Exp Res*, 31(11), 1557-1562. doi: 10.1007/s40520-018-1108-5.
- Jiang, L., Li, N., Xia, M. Y., Zhang, Z. X. & Cheng, X. B. 2020. [Gait and neuromuscular activity changes in female older adults with knee osteoarthritis]. *Zhonghua Yu Fang Yi Xue Za Zhi*, 54(3), 320-322. doi: 10.3760/cma.j.issn.0253-9624.2020.03.014.
- Jöllenneck, T. & Pietschmann, J. 2017. Statische und dynamische Wirbelsäulenanalyse bei Patienten nach Hüft-TEP während der stationären Rehabilitation. In *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2017)*. Berlin: German Medical Science GMS Publishing House. doi: 10.3205/17dkou510.
- Jöllenneck, T. & Pietschmann, J. 2019a. Fehlstellungen der Wirbelsäule bei Patienten nach Hüft-TEP während der stationären Rehabilitation. In *11. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB)* (S. 34-35). Berlin.
- Jöllenneck, T. & Pietschmann, J. 2019b. Wirbelsäulenanalyse bei Patienten nach Knie-TEP während der stationären Rehabilitation. In *11. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB)* (S. 241-242). Berlin.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. & Wootten, M. E. 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*, 8(3), 383-92. doi: 10.1002/jor.1100080310.
- Kasukawa, Y., Miyakoshi, N., Hongo, M., Ishikawa, Y., Noguchi, H., Kamo, K., Sasaki, H., Murata, K. & Shimada, Y. 2010. Relationships between falls, spinal curvature, spinal mobility and back extensor strength in elderly people. *J Bone Miner Metab*, 28(1), 82-7. doi: 10.1007/s00774-009-0107-1.
- Kaufman, K. R., Hughes, C., Morrey, B. F., Morrey, M. & An, K.-N. 2001. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*, 34(7), 907-915. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00036-7.
- Kennedy, D. M., Stratford, P. W., Wessel, J., Gollish, J. D. & Penney, D. 2005. Assessing stability and change of four performance measures: a longitudinal study evaluating outcome following total hip and knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord*, 6, 3. doi: 10.1186/1471-2474-6-3.
- Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L. & Della Croce, U. 2001. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(2), 217-20. doi: 10.1053/apmr.2001.18063.
- Kettley, S., Lindsey, B., Eddo, O., Prebble, M., Caswell, S. & Cortes, N. 2020. Changes in hip mechanics during gait modification to reduce knee abduction moment. *J Biomech*, 99, 109509. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109509.
- Kim, H. J., Park, I., Lee, H. J. & Lee, O. 2016. The reliability and validity of gait speed with different walking pace and distances against general health, physical function, and chronic disease in aged adults. *J Exerc Nutrition Biochem*, 20(3), 46-50. doi: 10.20463/jenb.2016.09.20.3.7.
- Kiss, R. M. 2011. Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(5), 695-703. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.07.011.
- Klein, P. & Sommerfeld, P. 2012. *Biomechanik der menschlichen Gelenke*. München.
- Kniepert, J. 2019. *4D-Bewegungsanalyse der Wirbelsäule im Gang nach mono- und multisegmentaler Versteifung der Wirbelsäule sowie bei Patienten mit Rückenschmerzen*. Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin Dissertation, Johannes Gutenberg-Universität Mainz.
- Knüsel, O. 1997. *Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose*. Wehr: Ciba-Geigy Verl.
- Knüsel, O., Cebulla-Wiedmer, L., Haitz, A., Hegi, T., Langer, T., Itin, C. & Bürgi, M. 2008. Die Ganganalyse im Langzeitverlauf der Koxarthrose. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 06(02), 41-47. doi: 10.1055/s-2008-1061901.

- Konz, R. J., Fatone, S., Stine, R. L., Ganju, A., Gard, S. A. & Ondra, S. L. 2006. A kinematic model to assess spinal motion during walking. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(24), E898-906. doi: 10.1097/01.brs.0000245939.97637.ae.
- Kotwicki, T., Kinel, E., Stryla, W. & Szulc, A. 2007. Discrepancy in clinical versus radiological parameters describing deformity due to brace treatment for moderate idiopathic scoliosis. *Scoliosis*, 2, 18. doi: 10.1186/1748-7161-2-18.
- Kouwenhoven, J. W., Bartels, L. W., Vincken, K. L., Viergever, M. A., Verbout, A. J., Delhaas, T. & Castelein, R. M. 2007. The relation between organ anatomy and pre-existent vertebral rotation in the normal spine: magnetic resonance imaging study in humans with situs inversus totalis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(10), 1123-8. doi: 10.1097/01.brs.0000261563.75469.b0.
- Kouwenhoven, J. W., Vincken, K. L., Bartels, L. W. & Castelein, R. M. 2006. Analysis of preexistent vertebral rotation in the normal spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(13), 1467-72. doi: 10.1097/01.brs.0000219938.14686.b3.
- Kramers-De Quervain, I. A., Stüssi, E. & Stacoff, A. 2008. Ganganalyse beim gehen und laufen. *Schweiz Z. Sportmed. Sporttraum*, 56, 35-42.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., Van Dieen, J. H., Levin, M. F. & Beek, P. J. 2002. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(4), E92-9.
- Landry, S. C., Mckean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D. & Deluzio, K. J. 2007. Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *J Biomech*, 40(8), 1754-61. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.010.
- Leigh, R. J., Osis, S. T. & Ferber, R. 2016. Kinematic gait patterns and their relationship to pain in mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 34, 12-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.12.010.
- Lemke, M. R., Wendorff, T., Mieth, B., Buhl, K. & Linnemann, M. 2000. Spatiotemporal gait patterns during over ground locomotion in major depression compared with healthy controls. *J Psychiatr Res*, 34(4-5), 277-83. doi: 10.1016/s0022-3956(00)00017-0.
- Levine, D., Colston, M. A., Whittle, M. W., Pharo, E. C. & Marcellin-Little, D. J. 2007. Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. *J Athl Train*, 42(1), 29-34.
- Levinger, P., Menz, H. B., Morrow, A. D., Feller, J. A., Bartlett, J. R. & Bergman, N. R. 2013. Lower Limb Biomechanics in Individuals With Knee Osteoarthritis Before and After Total Knee Arthroplasty Surgery. *J Arthroplasty*, 28(6), 994-999. doi: 10.1016/j.arth.2012.10.018.
- Lewis, C. L., Laudicina, N. M., Khuu, A. & Loverro, K. L. 2017. The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait. *Anat Rec (Hoboken)*, 300(4), 633-642. doi: 10.1002/ar.23552.
- Liebsch, C. & Wilke, H. J. 2019. Der stabilisierende Einfluss des Brustkorbs auf die thorakale Wirbelsäule nimmt sowohl polysegmental als auch monosegmental von kranial nach kaudal sukzessive ab: Eine In-vitro-Studie. In *11. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB)* (S. 74-75). Berlin.
- Linley, H. S., Sled, E. A., Culham, E. G. & Deluzio, K. J. 2010. A biomechanical analysis of trunk and pelvis motion during gait in subjects with knee osteoarthritis compared to control subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25(10), 1003-10. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.07.012.
- Little, J. P., Rayward, L., Pearcy, M. J., Izatt, M. T., Green, D., Labrom, R. D. & Askin, G. N. 2019. Predicting spinal profile using 3D non-contact surface scanning: Changes in surface topography as a predictor of internal spinal alignment. *PLoS One*, 14(9), e0222453. doi: 10.1371/journal.pone.0222453.
- Liu, W., Zhang, C., Ma, H. & Li, S. 2018. Learning Efficient Spatial-Temporal Gait Features with Deep Learning for Human Identification. *Neuroinformatics*, 16(3-4), 457-471. doi: 10.1007/s12021-018-9362-4.

- Liu, Y., Lu, K., Yan, S., Sun, M., Lester, D. K. & Zhang, K. 2014. Gait phase varies over velocities. *Gait Posture*, 39(2), 756-60. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.10.009.
- Ludwig, O. 2015. *Ganganalyse in der Praxis: Anwendung in Prävention, Therapie und Versorgung*. Geislingen: Maurer, C.
- Lundberg, A. 1996. On the use of bone and skin markers in kinematics research. *Hum Mov Sci*, 15(3), 411-422. doi: 10.1016/0167-9457(96)00008-5.
- Macwilliams, B. A., Rozumalski, A., Swanson, A. N., Wervey, R. A., Dykes, D. C., Novacheck, T. F. & Schwartz, M. H. 2013. Assessment of three-dimensional lumbar spine vertebral motion during gait with use of indwelling bone pins. *J Bone Joint Surg Am*, 95(23), e1841-8. doi: 10.2106/JBJS.L.01469.
- Mangone, M., Raimondi, P., Paoloni, M., Pellanera, S., Di Michele, A., Di Renzo, S., Vanadia, M., Dimaggio, M., Murgia, M. & Santilli, V. 2013. Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography. *European Spine Journal*, 22(2), 367-371. doi: 10.1007/s00586-012-2564-9.
- Marks, D. 2016. Aufstehen – Gehen – Umdrehen – Gehen – Hinsetzen – Timed-up-and-go-Test. *physiopraxis*, 14(07/08), 56-57. doi: 10.1055/s-0042-108951.
- Mcgibbon, C. A. & Krebs, D. E. 2002. Compensatory gait mechanics in patients with unilateral knee arthritis. *J Rheumatol*, 29(11), 2410-9.
- Mcginley, J. L., Baker, R., Wolfe, R. & Morris, M. E. 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*, 29(3), 360-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.09.003.
- Meyer, C., Killeen, T., Easthope, C. S., Curt, A., Bolliger, M., Linnebank, M., Zorner, B. & Filli, L. 2019. Familiarization with treadmill walking: How much is enough? *Sci Rep*, 9(1), 5232. doi: 10.1038/s41598-019-41721-0.
- Meys, G. H. H. 2017. Fußheberorthesen: Flexibel, wenn möglich – stabil, wo nötig. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 137, 27-33.
- Michalik, R., Hamm, J., Quack, V., Eschweiler, J., Gatz, M. & Betsch, M. 2020. Dynamic spinal posture and pelvic position analysis using a rasterstereographic device. *J Orthop Surg Res*, 15(1), 389. doi: 10.1186/s13018-020-01825-0.
- Mimura, M., Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Crisco, J. J., Yamamoto, I. & Vasavada, A. 1994. Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(12), 1371-80. doi: 10.1097/00007632-199406000-00011.
- Mohokum, M., Mendoza, S., Udo, W., Sitter, H., Paletta, J. R. & Skwara, A. 2010. Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(14), 1353-8. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181cbc157.
- Moreside, J., Wong, I. & Rutherford, D. 2018. Altered erector spinae activity and trunk motion occurs with moderate and severe unilateral hip OA. *J Orthop Res*, 36(7), 1826-1832. doi: 10.1002/jor.23841.
- Morgenroth, D. C., Orendurff, M. S., Shakir, A., Segal, A., Shofer, J. & Czerniecki, J. M. 2010. The relationship between lumbar spine kinematics during gait and low-back pain in transfemoral amputees. *Am J Phys Med Rehabil*, 89(8), 635-43. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181e71d90.
- Mörl, F. & Blickhan, R. 2006. Three-dimensional relation of skin markers to lumbar vertebrae of healthy subjects in different postures measured by open MRI. *Eur Spine J*, 15(6), 742-51. doi: 10.1007/s00586-005-0960-0.
- Murray, M. P., Drought, A. B. & Kory, R. C. 1964. Walking Patterns of Normal Men. *J Bone Joint Surg Am*, 46(2), 335-60.

- Murray, M. P., Gore, D. R. & Clarkson, B. H. 1971. Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Am*, 53(2), 259-74.
- Murray, M. P., Kory, R. C. & Sepic, S. B. 1970. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*, 51(11), 637-50.
- Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M. & Mollinger, L. A. 1985. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol (1985)*, 59(1), 87-91. doi: 10.1152/jappl.1985.59.1.87.
- Na, A., Piva, S. R. & Buchanan, T. S. 2018. Influences of knee osteoarthritis and walking difficulty on knee kinematics and kinetics. *Gait Posture*, 61, 439-444. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.025.
- Nagano, Y., Naito, K., Saho, Y., Torii, S., Ogata, T., Nakazawa, K., Akai, M. & Fukubayashi, T. 2012. Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. *The Knee*, 19(5), 628-632. doi: 10.1016/j.knee.2011.11.002.
- Naili, J. E., Esbjörnsson, A. C., Iversen, M. D., Schwartz, M. H., Hedström, M., Häger, C. K. & Broström, E. W. 2017. The impact of symptomatic knee osteoarthritis on overall gait pattern deviations and its association with performance-based measures and patient-reported outcomes. *Knee*, 24(3), 536-546. doi: 10.1016/j.knee.2017.02.006.
- Needham, R., Naemi, R., Healy, A. & Chockalingam, N. 2016. Multi-segment kinematic model to assess three-dimensional movement of the spine and back during gait. *Prosthet Orthot Int*, 40(5), 624-35. doi: 10.1177/0309364615579319.
- Ng, H., Tong, H.-L., Tan, W.-H., Tzen-Vun Yap, T., Chong, P.-F. & Abdullah, J. 2011. Human Identification Based on Extracted Gait Features. *International Journal of New Computer Architectures and their Applications (IJNCAA)*, 3, 683-696.
- Niemitz, C. 2010. The evolution of the upright posture and gait--a review and a new synthesis. *Naturwissenschaften*, 97(3), 241-63. doi: 10.1007/s00114-009-0637-3.
- Niethard, F. U., Pfeil, J. & Biberthaler, P. 2017a. Degenerative Erkrankungen. In Niethard, F. U., Pfeil, J. & Biberthaler, P. (Hrsg.), *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie* (8., unveränderte Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Niethard, F. U., Pfeil, J. & Biberthaler, P. 2017b. Gelenkerkrankungen. In Niethard, F. U., Pfeil, J. & Biberthaler, P. (Hrsg.), *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie* (8., unveränderte Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Niethard, F. U., Pfeil, J. & Biberthaler, P. 2017c. Wirbelsäule. In Niethard, F. U., Pfeil, J. & Biberthaler, P. (Hrsg.), *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie* (8., unveränderte Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Nordin, E., Rosendahl, E. & Lundin-Olsson, L. 2006. Timed "Up & Go" test: reliability in older people dependent in activities of daily living--focus on cognitive state. *Phys Ther*, 86(5), 646-55.
- O'Neill, M. C., Lee, L. F., Demes, B., Thompson, N. E., Larson, S. G., Stern, J. T., Jr. & Umberger, B. R. 2015. Three-dimensional kinematics of the pelvis and hind limbs in chimpanzee (*Pan troglodytes*) and human bipedal walking. *J Hum Evol*, 86, 32-42. doi: 10.1016/j.jhevol.2015.05.012.
- Oesch, P. 2009. Neurologischer Status und motorische Funktionen-Proprioception und vestibuläre Funktion: Romberg-Test und Unterberger-Tretversuch. In Schädler, S., Oesch, P., Kool, J., Lüthi, H., Marks, D., Pfeffer, A. & Wirz, M. (Hrsg.), *Assessments in der Rehabilitation: Band 1: Neurologie* (S. 301-305): Verlag Hans Huber.
- Ohlendorf, D., Adjami, F., Scharnweber, B., Schulze, J., Ackermann, H., Oremek, G. M., Kopp, S. & Groneberg, D. A. 2018. Standard values of the upper body posture in male adults. *Adv Clin Exp Med*, 27(11), 1521-1528. doi: 10.17219/acem/70669.
- Ohtsuka, Y., Yamagata, M., Arai, S., Kitahara, H. & Minami, S. 1988. School screening for scoliosis by the Chiba University Medical School screening program. Results of 1.24 million students over an 8-year period. *Spine (Phila Pa 1976)*, 13(11), 1251-7. doi: 10.1097/00007632-198811000-00008.

- Orendurff, M. S., Segal, A. D., Klute, G. K., Berge, J. S., Rohr, E. S. & Kadel, N. J. 2004. The effect of walking speed on center of mass displacement. *J Rehabil Res Dev*, 41(6A), 829-34. doi: 10.1682/jrrd.2003.10.0150.
- Ornetti, P., Laroche, D., Morisset, C., Beis, J. N., Tavernier, C. & Maillefert, J. F. 2011. Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking. *J Back Musculoskeletal Rehabil*, 24(4), 201-8. doi: 10.3233/BMR-2011-0295.
- Otayek, J., Bizdikian, A. J., Yared, F., Saad, E., Bakouny, Z., Massaad, A., Ghanimeh, J., Labaki, C., Skalli, W., Ghanem, I., Kreichati, G. & Assi, A. 2020. Influence of spino-pelvic and postural alignment parameters on gait kinematics. *Gait Posture*, 76, 318-326. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.12.029.
- Panel on Prevention of Falls in Older Persons, A. G. S. & British Geriatrics, S. 2011. Summary of the Updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*, 59(1), 148-57. doi: 10.1111/j.1532-5415.2010.03234.x.
- Panjabi, M. M. 2006. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*, 15(5), 668-76. doi: 10.1007/s00586-005-0925-3.
- Peixoto, J. G., De Souza Moreira, B., Diz, J. B. M., Timoteo, E. F., Kirkwood, R. N. & Teixeira-Salmela, L. F. 2019. Analysis of symmetry between lower limbs during gait of older women with bilateral knee osteoarthritis. *Aging Clin Exp Res*, 31(1), 67-73. doi: 10.1007/s40520-018-0942-9.
- Perry, J. & Burnfield, J. M. 1992. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated.
- Peters, A., Galna, B., Sangeux, M., Morris, M. & Baker, R. 2010. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: a systematic review. *Gait Posture*, 31(1), 1-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.004.
- Podsiadlo, D. & Richardson, S. 1991. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 39(2), 142-8. doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x.
- Póvoa, L. C., Ferreira, A. P. A., Zanier, J. F. C. & Silva, J. G. 2018. Accuracy of Motion Palpation Flexion-Extension Test in Identifying the Seventh Cervical Spinal Process. *J Chiropr Med*, 17(1), 22-29. doi: 10.1016/j.jcm.2017.11.005.
- Preece, S. J., Algarni, A. S. & Jones, R. K. 2019. Trunk flexion during walking in people with knee osteoarthritis. *Gait Posture*, 72, 202-205. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.06.012.
- Prince, F., Winter, D. A., Stergiou, P. & Walt, S. E. 1994. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait Posture*, 2(1), 19-25. doi: 10.1016/0966-6362(94)90013-2.
- Prins, M. R., Cornelisse, L. E., Meijer, O. G., Van Der Wurff, P., Bruijn, S. M. & Van Dieën, J. H. 2019. Axial pelvis range of motion affects thorax-pelvis timing during gait. *J Biomech*, 95, 109308. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.08.002.
- Quach, L., Galica, A. M., Jones, R. N., Procter-Gray, E., Manor, B., Hannan, M. T. & Lipsitz, L. A. 2011. The nonlinear relationship between gait speed and falls: the Maintenance of Balance, Independent Living, Intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study. *J Am Geriatr Soc*, 59(6), 1069-73. doi: 10.1111/j.1532-5415.2011.03408.x.
- Rabenberg, M. 2013. Themenheft 54 "Arthrose". Robert Koch-Institut.
- Ralston, H. J. 1958. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int Z Angew Physiol*, 17(4), 277-83. doi: 10.1007/BF00698754.
- Randhavane, T., Bera, A., Kapsaskis, K., Bhattacharya, U., Gray, K. & Manocha, D. 2019. *Identifying Emotions from Walking using Affective and Deep Features*.
- Redmond, J. M., Gupta, A., Hammarstedt, J. E., Stake, C. E. & Domb, B. G. 2014. The hip-spine syndrome: how does back pain impact the indications and outcomes of hip arthroscopy? *Arthroscopy*, 30(7), 872-81. doi: 10.1016/j.arthro.2014.02.033.

- Reininga, I. H., Stevens, M., Wagenmakers, R., Bulstra, S. K., Groothoff, J. W. & Zijlstra, W. 2012. Subjects with hip osteoarthritis show distinctive patterns of trunk movements during gait—a body-fixed-sensor based analysis. *J Neuroeng Rehabil*, 9, 3. doi: 10.1186/1743-0003-9-3.
- Resende, R. A., Kirkwood, R. N., Deluzio, K. J., Morton, A. M. & Fonseca, S. T. 2016. Mild leg length discrepancy affects lower limbs, pelvis and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 38, 1-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.08.001.
- Rheinländer, A. 2020. *Knorpelgewebe* [Online]. Verfügbar unter: <https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/knorpelgewebe>. [Accessed 18.06.2020].
- Richard, H. A. & Kullmer, G. 2013. Kinematik und Kinetik der Bewegungen. In *Biomechanik: Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat* (S. 109-146). Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden.
- Richter, K. 2017. Assessment. In *Der ältere Mensch in der Physiotherapie* (S. 103-155). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W. & Kerrigan, D. C. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*, 26(1), 17-24. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.07.003.
- Rispens, S. M., Van Dieen, J. H., Van Schooten, K. S., Cofre Lizama, L. E., Daffertshofer, A., Beek, P. J. & Pijnappels, M. 2016. Fall-related gait characteristics on the treadmill and in daily life. *J Neuroeng Rehabil*, 13, 12. doi: 10.1186/s12984-016-0118-9.
- Robert Koch-Institut 2015. Gesundheit in Deutschland. (Bd. Gesundheitsberichterstattung des Bundes). Berlin: RKI.
- Rozumalski, A., Schwartz, M. H., Werve, R., Swanson, A., Dykes, D. C. & Novacheck, T. 2008. The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait Posture*, 28(3), 378-84. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.005.
- Rubenstein, L. Z. & Josephson, K. R. 2002. The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med*, 18(2), 141-58. doi: 10.1016/s0749-0690(02)00002-2.
- Runge, M. & Schacht, E. 2005. Multifactorial pathogenesis of falls as a basis for multifactorial interventions. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 5(2), 127-34.
- Ryan, N. & Bruno, P. 2017. Analysis of 3D multi-segment lumbar spine motion during gait and prone hip extension. *J Electromyogr Kinesiol*, 33, 111-117. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.02.005.
- Sangeux, M., Marin, F., Charleux, F., Durselen, L. & Ho Ba Tho, M. C. 2006. Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(9), 984-91. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.05.006.
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R. & Bennell, K. L. 2001. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(8), 667-80. doi: 10.1016/s0268-0033(01)00061-4.
- Schlager, B., Krump, F., Boettinger, J., Niemeyer, F., Ruf, M., Kleiner, S., Beer, M. & Wilke, H. J. 2018. Characteristic morphological patterns within adolescent idiopathic scoliosis may be explained by mechanical loading. *Eur Spine J*, 27(9), 2184-2191. doi: 10.1007/s00586-018-5622-0.
- Schleuter, S. & Röhrig, A. 2008. *TGUG / TUG, Timed Get-Up and Go Test / Timed "Up and Go"-Test* [Online]. Köln: IQPR. Verfügbar. [Accessed].
- Schmid, S., Bruhin, B., Ignasiak, D., Romkes, J., Taylor, W. R., Ferguson, S. J., Brunner, R. & Lorenzetti, S. 2017. Spinal kinematics during gait in healthy individuals across different age groups. *Hum Mov Sci*, 54, 73-81. doi: 10.1016/j.humov.2017.04.001.

- Schmitt, D., Cartmill, M., Griffin, T. M., Hanna, J. B. & Lemelin, P. 2006. Adaptive value of ambling gaits in primates and other mammals. *J Exp Biol*, 209(Pt 11), 2042-9. doi: 10.1242/jeb.02235.
- Schober, H. C., Maass, K., Maass, C., Reisinger, E. C., Schroder, G. & Kneitz, C. 2011. [Value of fall-risk tests for patients with rheumatoid arthritis]. *Z Rheumatol*, 70(7), 609-14. doi: 10.1007/s00393-011-0836-0.
- Schone, D., Freiburger, E. & Sieber, C. C. 2017. [Influence of skeletal muscles on the risk of falling in old age]. *Internist (Berl)*, 58(4), 359-370. doi: 10.1007/s00108-017-0212-5.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. 2018a. Degenerative Gelenkerkrankungen am Beispiel der Koxarthrose. In Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. (Hrsg.), *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (5., vollständig überarbeitete Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. 2018b. Knochen und Knochenverbindungen. In Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. (Hrsg.), *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (5., vollständig überarbeitete Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. 2018c. Knöchernen Wirbelsäule. In Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. (Hrsg.), *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (5., vollständig überarbeitete Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. 2018d. Rumpfskelett. In Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. H. (Hrsg.), *Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (5., vollständig überarbeitete Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Schwesig, R., Kluttig, A., Kriebel, K., Becker, S. & Leuchte, S. 2009. [Prospective comparison of assessments to evaluate fall risk in a nursing home population]. *Z Gerontol Geriatr*, 42(6), 473-8. doi: 10.1007/s00391-009-0050-8.
- Severijns, P., Overbergh, T., Schmid, S., Moke, L. & Scheys, L. 2021. Spinal Palpation Error and Its Impact on Skin Marker-Based Spinal Alignment Measurement in Adult Spinal Deformity. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 687323-687323. doi: 10.3389/fbioe.2021.687323.
- Shin, S., Yoon, D. M. & Yoon, K. B. 2011. Identification of the correct cervical level by palpation of spinous processes. *Anesth Analg*, 112(5), 1232-5. doi: 10.1213/ANE.0b013e3182110f9f.
- Shorter, E., Sannicandro, A. J., Poulet, B. & Goljanek-Whysall, K. 2019. Skeletal Muscle Wasting and Its Relationship With Osteoarthritis: a Mini-Review of Mechanisms and Current Interventions. *Current rheumatology reports*, 21(8), 40-40. doi: 10.1007/s11926-019-0839-4.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S. & Woollacott, M. 2000. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*, 80(9), 896-903.
- Simic, M., Hunt, M. A., Bennell, K. L., Hinman, R. S. & Wrigley, T. V. 2012. Trunk lean gait modification and knee joint load in people with medial knee osteoarthritis: the effect of varying trunk lean angles. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 64(10), 1545-53. doi: 10.1002/acr.21724.
- Simonsen, E. B. & Alkjaer, T. 2012. The variability problem of normal human walking. *Med Eng Phys*, 34(2), 219-24. doi: 10.1016/j.medengphys.2011.07.013.
- Smith, L. K., Lelas, J. L. & Kerrigan, D. C. 2002. Gender differences in pelvic motions and center of mass displacement during walking: stereotypes quantified. *J Womens Health Gend Based Med*, 11(5), 453-8. doi: 10.1089/15246090260137626.
- Sosdian, L., Dobson, F., Wrigley, T. V., Paterson, K., Bennell, K., Dowsey, M., Choong, P., Allison, K. & Hinman, R. S. 2014. Longitudinal changes in knee kinematics and moments following knee arthroplasty: a systematic review. *Knee*, 21(6), 994-1008. doi: 10.1016/j.knee.2014.09.009.

- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A. & Leardini, A. 2005. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(3), 320-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.11.012.
- Staibano, P., Winemaker, M., Petruccelli, D. & De Beer, J. 2014. Total joint arthroplasty and preoperative low back pain. *J Arthroplasty*, 29(5), 867-71. doi: 10.1016/j.arth.2013.10.001.
- Stein, V., Greitemann, B., Montanus, H., Augat, P. & Jöllenbeck, T. 2015. Grundsätzliches zur medizinischen Rehabilitation. In *Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie* (S. 1-33): Springer.
- Stokes, V. P., Andersson, C. & Forssberg, H. 1989. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J Biomech*, 22(1), 43-50. doi: 10.1016/0021-9290(89)90183-8.
- Stonelake, P. S., Burwell, R. G. & Webb, J. K. 1988. Variation in vertebral levels of the vertebra prominens and sacral dimples in subjects with scoliosis. *J Anat*, 159, 165-72.
- Stöve, J. 2018. S2k-Leitlinie. Gonarthrose. In (Dgooc), D. G. F. O. U. O. C. (Hrsg.), *AWMF online* (S. 78).
- Swinnen, E., Baeyens, J.-P., Pintens, S., Buyl, R., Goossens, M., Meeusen, R. & Kerckhofs, E. 2013. Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28 7, 800-6.
- Syczewska, M., Oberg, T. & Karlsson, D. 1999. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(6), 384-8. doi: 10.1016/s0268-0033(99)00003-0.
- Taga, G. 1998. A model of the neuro-musculo-skeletal system for anticipatory adjustment of human locomotion during obstacle avoidance. *Biol Cybern*, 78(1), 9-17. doi: 10.1007/s004220050408.
- Takacs, J., Kirkham, A. A., Perry, F., Brown, J., Marriott, E., Monkman, D., Havey, J., Hung, S., Campbell, K. L. & Hunt, M. A. 2014. Lateral trunk lean gait modification increases the energy cost of treadmill walking in those with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(2), 203-209. doi: 10.1016/j.joca.2013.12.003.
- Takasaki, H. 1970. Moire topography. *Appl Opt*, 9(6), 1467-72. doi: 10.1364/AO.9.001467.
- Takasaki, H. 1982. Moiré topography from its birth to practical application. *Optics and Lasers in Engineering*, 3(1), 3-14. doi: 10.1016/0143-8166(82)90011-2.
- Tateuchi, H. 2019. Gait- and postural-alignment-related prognostic factors for hip and knee osteoarthritis: Toward the prevention of osteoarthritis progression. *Phys Ther Res*, 22(1), 31-37. doi: 10.1298/ptr.R0003.
- Taylor, N., Evans, O. & Goldie, P. 2001. Reliability of measurement of angular movements of the pelvis and lumbar spine during treadmill walking. *Physiother Res Int*, 6(4), 205-23. doi: 10.1002/pri.229.
- Taylor, N. F., Evans, O. M. & Goldie, P. A. 1996. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(8), 484-486. doi: 10.1016/s0268-0033(96)00036-8.
- Taylor, N. F., Goldie, P. A. & Evans, O. M. 1999. Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait Posture*, 9(2), 88-94. doi: 10.1016/s0966-6362(99)00004-1.
- Terrier, P. 2020. Gait Recognition via Deep Learning of the Center-of-Pressure Trajectory. *Applied Sciences*, 10(3), 774. doi: 10.3390/app10030774.
- Terrier, P. & Deriaz, O. 2011. Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. *J Neuroeng Rehabil*, 8, 12. doi: 10.1186/1743-0003-8-12.
- Thurston, A. J. 1985. Spinal and pelvic kinematics in osteoarthrosis of the hip joint. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10(5), 467-71. doi: 10.1097/00007632-198506000-00012.



- Thurston, A. J. & Harris, J. D. 1983. Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8(2), 199-205. doi: 10.1097/00007632-198303000-00012.
- Tokuda, K., Anan, M., Takahashi, M., Sawada, T., Tanimoto, K., Kito, N. & Shinkoda, K. 2018. Biomechanical mechanism of lateral trunk lean gait for knee osteoarthritis patients. *J Biomech*, 66, 10-17. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.10.016.
- Trendelenburg, F. 2009. Ueber den Gang bei angeborener Hüftgelenksluxation. *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 21(02), 21-24. doi: 10.1055/s-0029-1199617.
- Tsushima, H., Morris, M. E. & McGinley, J. 2003. Test-retest reliability and inter-tester reliability of kinematic data from a three-dimensional gait analysis system. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association = Rigaku ryoho*, 6(1), 9-17. doi: 10.1298/jjpta.6.9.
- Turcot, K., Armand, S., Lübbecke, A., Fritschy, D., Hoffmeyer, P. & Suvà, D. 2013. Does knee alignment influence gait in patients with severe knee osteoarthritis? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28(1), 34-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.09.004.
- Turner-Smith, A. R. 1988. A television/computer three-dimensional surface shape measurement system. *J Biomech*, 21(6), 515-29. doi: 10.1016/0021-9290(88)90244-8.
- Turner-Smith, A. R., Harris, J. D., Houghton, G. R. & Jefferson, R. J. 1988. A method for analysis of back shape in scoliosis. *J Biomech*, 21(6), 497-509. doi: 10.1016/0021-9290(88)90242-4.
- Unver, B., Baris, R. H., Yuksel, E., Cekmece, S., Kalkan, S. & Karatosun, V. 2017. Reliability of 4-meter and 10-meter walk tests after lower extremity surgery. *Disabil Rehabil*, 39(25), 2572-2576. doi: 10.1080/09638288.2016.1236153.
- Van Der Esch, M., Steultjens, M. P., Harlaar, J., Van Den Noort, J. C., Knol, D. L. & Dekker, J. 2011. Lateral trunk motion and knee pain in osteoarthritis of the knee: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*, 12, 141. doi: 10.1186/1471-2474-12-141.
- Van Emmerik, R. E. & Wagenaar, R. C. 1996. Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech*, 29(9), 1175-84. doi: 10.1016/0021-9290(95)00128-x.
- Vicenzino, G. & Twomey, L. 1993. Sideflexion induced lumbar spine conjunct rotation and its influencing factors. *Aust J Physiother*, 39(4), 299-306. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60490-6.
- Vogt, L. & Banzer, W. 1999. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. *Gait Posture*, 9(1), 18-23. doi: 10.1016/s0966-6362(98)00038-1.
- Vogt, L. & Banzer, W. 2005. Instrumentelle Ganganalyse. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56(4), 108-109.
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher & Banzer, W. 2001. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(17), 1910-9. doi: 10.1097/00007632-200109010-00019.
- Wanke-Jellinek, L., Heese, O., Krenauer, A., Wurtinger, C., Siepe, C. J., Wiechert, K. & Mehren, C. 2019. Is there any use? Validity of 4D rasterstereography compared to EOS 3D X-ray imaging in patients with degenerative disk disease. *Eur Spine J*, 28(9), 2162-2168. doi: 10.1007/s00586-019-06082-2.
- Watelain, E., Dujardin, F., Babier, F., Dubois, D. & Allard, P. 2001. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(12), 1705-11. doi: 10.1053/apmr.2001.26812.
- Weber, W. & Weber, E. 1836. *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Eine anatomisch-physiologische Untersuchung*. Göttingen.
- Weiner, D. K., Fang, M., Gentili, A., Kochersberger, G., Marcum, Z. A., Rossi, M. I., Semla, T. P. & Shega, J. 2015. Deconstructing chronic low back pain in the older adult--step by step evidence and expert-based recommendations for evaluation and treatment: part I: Hip osteoarthritis. *Pain Med*, 16(5), 886-97. doi: 10.1111/pme.12757.

- Weng, W., Wu, H., Wu, M., Zhu, Y., Qiu, Y. & Wang, W. 2016. The effect of total hip arthroplasty on sagittal spinal-pelvic-leg alignment and low back pain in patients with severe hip osteoarthritis. *Eur Spine J*, 25(11), 3608-3614. doi: 10.1007/s00586-016-4444-1.
- Westphal, R. & Wolf, C. 19.02.2021 2021. RE: *Propensity Score Matching - Balance der gematchten Gruppen*.
- Wewerka, G., Wewerka, G. & Iglseider, B. 2015. [Measuring gait velocity in the elderly with a gait analysis system and a 10-meter walk test. A comparison]. *Z Gerontol Geriatr*, 48(1), 29-34. doi: 10.1007/s00391-013-0569-6.
- White, A. A. & Panjabi, M. M. U. H. B. G. D. B. I. H. 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine*: Lippincott.
- White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A. & Lin, H. Y. 1998. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc*, 30(10), 1537-42. doi: 10.1097/00005768-199810000-00011.
- Whittle, M. W. & Levine, D. 1999. Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. *Hum Mov Sci*, 18(5), 681-692. doi: 10.1016/s0167-9457(99)00032-9.
- Wilke, H. J., Herkommer, A., Werner, K. & Liebsch, C. 2017. In vitro analysis of the segmental flexibility of the thoracic spine. *PLoS One*, 12(5), e0177823. doi: 10.1371/journal.pone.0177823.
- Wirtz, D. C. 2019. Koxarthrose. In Ruchholtz, S. & Wirtz, D. C. (Hrsg.), *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials* (3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Wolf, C., Betz, U., Huthwelker, J., Konradi, J., Westphal, R. S., Cerpa, M., Lenke, L. & Drees, P. 2021. Evaluation of 3D vertebral and pelvic position by surface topography in asymptomatic females: presentation of normative reference data. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 16(1), 703. doi: 10.1186/s13018-021-02843-2.
- Wolf, C. & Huthwelker, J. 2019. Ergebnisdarstellung rasterstereographisch erfasster Daten zur Wirbelsäulenrotation beim Gehen (5 km/h). In *Fortbildung der Physiotherapeuten des Uniklinikums Heidelberg*. Heidelberg.
- Wright, A. A., Cook, C. E., Baxter, G. D., Dockerty, J. D. & Abbott, J. H. 2011. A comparison of 3 methodological approaches to defining major clinically important improvement of 4 performance measures in patients with hip osteoarthritis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 41(5), 319-27. doi: 10.2519/jospt.2011.3515.
- Wülker, N. & Roetman, B. 2015. Gelenkerkrankungen des Erwachsenen. In Wülker, N. (Hrsg.), *Taschenlehrbuch Orthopädie und Unfallchirurgie* (3., überarbeitete und aktualisierte Auflage): Georg Thieme Verlag.
- Yamamoto, I., Panjabi, M. M., Crisco, T. & Oxland, T. 1989. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine (Phila Pa 1976)*, 14(11), 1256-60. doi: 10.1097/00007632-198911000-00020.
- Yang, Y. T., Yoshida, Y., Hortobagyi, T. & Suzuki, S. 2013. Interaction between thorax, lumbar, and pelvis movements in the transverse plane during gait at three velocities. *J Appl Biomech*, 29(3), 261-9. doi: 10.1123/jab.29.3.261.
- Zeni, J., Jr., Pozzi, F., Abujaber, S. & Miller, L. 2015. Relationship between physical impairments and movement patterns during gait in patients with end-stage hip osteoarthritis. *J Orthop Res*, 33(3), 382-9. doi: 10.1002/jor.22772.
- Zhao, G.-R., Ren, L., Ren, L.-Q., Hutchinson, J. R., Tian, L.-M. & Dai, J. S. 2008. Segmental Kinematic Coupling of the Human Spinal Column during Locomotion. *Journal of Bionic Engineering*, 5(4), 328-334. doi: 10.1016/s1672-6529(08)60177-8.

## 8. Abkürzungsverzeichnis

10-MGT 10-Meter-Gehtest

2-MGT 2-Minuten-Gehtest

BMI Body-Mass-Index

BWK Brustwirbelkörper

BWS Brustwirbelsäule

C cervical

CT Computertomographie

D dimensional

DL dimple left; Darmbeingrübchen  
links

DM dimple middle bzw. dimple  
midpoint; Mitte der  
Darmbeingrübchen

DR dimple right; Darmbeingrübchen  
rechts

GZ Gangzyklus

HOA hip osteoarthritis; Hüftarthrose  
bzw. Coxarthrose

IC Initial Contact; Initialkontakt

ISw Initial Swing; initiale  
Schwungphase

KOA knee osteoarthritis; Kniearthrose  
bzw. Gonarthrose

L lumbal

LR Loading Response;  
Stoßdämpfungsphase

LWK Lendenwirbelkörper

LWS Lendenwirbelsäule

MSt Mid-Stance; mittlere Standphase

MSw Mid-Swing; mittlere  
Schwungphase

MW Mittelwert

MWU Mann-Whitney-U, Mann-  
Whitney-U

NAS Network Attached Storage;  
netzgebundener Speicher

NRS Numeric Rating Scale;  
Numerische Rating-Skala, Numeric  
Rating Scale; Numerische Rating-  
Skala

OA Osteoarthritis; Arthrose

OK Oberkörper

OT Oberflächentopographie

PSw Pre-Swing; Vorschwungphase

ROM Range of Motion;  
Bewegungsausmaß

SAS Statistical Analysis System

SD Standardabweichung

SGZ Standardisierter Gangzyklus

SIPS Spinae Iliacae Posterior  
Superior

SP Sacrum punkt

SPSS Statistical Package for the  
Social Sciences

T thorakal

TLÜ thorakolumbalen Übergang

ToeOff Zehenabheben

TSt Terminal Stance; terminale  
Standphase

TSw Terminal Swing; terminale  
Schwungphase

TUG Timed 'Up and Go'

VG Vergleichsgruppe

VP Vertebra prominens

VRS Videorasterstereographie

WK Wirbelkörper

ZOU Zentrum für Orthopädie und  
Unfallchirurgie

## 9. Tabellenverzeichnis

TABELLE 1 PROBANDEN- BZW. PATIENTENCHARAKTERISTIKA, AUFGETEILT NACH ARTHROSE-GRUPPEN BEI 3 UND 5 KM/H .....	63
TABELLE 2 ERGEBNISSE DER VORUNTERSUCHUNGEN, AUFGETEILT NACH ARTHROSE-GRUPPEN BEI 3 UND 5 KM/H.....	67
TABELLE 3 MITTELWERTE UND ZUSAMMENHANGSMAßE BEIDER ARTHROSE-GRUPPEN, VARIATIONEN DER BECKENROTATIONSAMPLITUDEN UND DES ZEITLICHEN AUFTRETENS DIESER AMPLITUDEN ZU DEN GEHGESCHWINDIGKEITEN 2-5 KM/H.....	92
TABELLE 4 MITTELWERTE UND ZUSAMMENHANGSMAßE DER KNEIARTHROSE-GRUPPE, VARIATIONEN DER BECKENROTATIONSAMPLITUDEN UND DES ZEITLICHEN AUFTRETENS DIESER AMPLITUDEN ZU DEN GEHGESCHWINDIGKEITEN 2-5 KM/H.....	94
TABELLE 5 MITTELWERTE UND ZUSAMMENHANGSMAßE DER HÜFTARTHROSE-GRUPPE, VARIATIONEN DER BECKENROTATIONSAMPLITUDEN UND DES ZEITLICHEN AUFTRETENS DIESER AMPLITUDEN ZU DEN GEHGESCHWINDIGKEITEN 2-5 KM/H.....	95
TABELLE 6 VARIATIONEN DER AMPLITUDE ALS STANDARDABWEICHUNG IN [°] UND DIE VARIATIONEN DES ZEITPUNKTES DER AMPLITUDE ALS STANDARDABWEICHUNG IN [%-PUNKTE] DER SCHNELLEN PATIENTEN MIT EINEM TUG-WERT VON 7 SEKUNDEN, BEI GEHGESCHWINDIGKEITEN VON 2-5 KM/H .....	97
TABELLE 7 VARIATIONEN DER AMPLITUDE ALS STANDARDABWEICHUNG IN [°] UND DIE VARIATIONEN DES ZEITPUNKTES DER AMPLITUDE ALS STANDARDABWEICHUNG IN [%-PUNKTE] DER LANGSAMEN PATIENTEN MIT EINEM TUG-WERT VON 14 SEKUNDEN, BEI GEHGESCHWINDIGKEITEN VON 2-4 KM/H .....	100

## 10. Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1 DARSTELLUNG EINES MENSCHLICHEN THORAX, INKLUSIVE HALS-, BRUST-, LENDEN- UND SAKRALWIRBELSÄULE SOWIE BEIDER SCHULTERBLÄTTER UND DEM BECKEN; ANSICHT VON DORSAL.....	5
ABBILDUNG 2 BESCHREIBUNG DES GANGZYKLUS VON WEBER UND WEBER (WEBER UND WEBER, 1836; S.39-41) .....	9
ABBILDUNG 3 GANGPHASEN EINES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ MIT PROZENTUALER EINTEILUNG DIESER PHASEN .....	10
ABBILDUNG 4 VERLAUF UND AUFTEILUNG EINER TRAJEKTORIE AM BECKEN MIT ZUGEORDNETEN PHASEN DES GANGZYKLUS‘ .....	15

ABBILDUNG 5 FORM DER TRAJEKTORIE AM BEISPIEL DES BECKENS, IN ABHÄNGIGKEIT DER GESCHWINDIGKEIT .....	15
ABBILDUNG 6 TRAJEKTORIEN DER FIXPUNKTE DER WIRBELSÄULE AUS DER DICAM-SOFTWARE. .....	15
ABBILDUNG 7 BECKENBEWEGUNGEN WÄHREND EINES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS.....	24
ABBILDUNG 8 EINE BEISPIELHAFTE DARSTELLUNG EINER REZIPROKEN BEWEGUNG DER WIRBELSÄULE, GEMESSEN IN HÖHE DES THORAKO-LUMBALEN ÜBERGANGS (OBEN) UND DES BECKENS (UNTEN) IN DER TRANSVERSALEBENE .....	26
ABBILDUNG 9 EINE BEISPIELHAFTE DARSTELLUNG EINER REZIPROKEN BEWEGUNG DER WIRBELSÄULE, GEMESSEN IN HÖHE DES THORAKO-LUMBALEN ÜBERGANGS (OBEN) UND DES BECKENS (UNTEN) IN DER FRONTALEBENE .....	30
ABBILDUNG 10 EINE BEISPIELHAFTE DARSTELLUNG EINER REZIPROKEN BEWEGUNG DER WIRBELSÄULE, GEMESSEN IN HÖHE DES THORAKO-LUMBALEN ÜBERGANGS (OBEN) UND DES BECKENS (UNTEN) IN DER SAGITTALEBENE .....	33
ABBILDUNG 11 BEISPIEL FEHLERHAFTER EXPORTE, LINKS: LEERER EXPORT, RECHTS: FEHLENDE EINZELNE FRAMES .....	55
ABBILDUNG 12 BEISPIELHAFTE DARSTELLUNG EINER INDIVIDUELLEN PARALLELVERSCHIEBUNG DER DREI ZEITPUNKTE DER BECKENAMPLITUDE AUF DER X-ACHSE UM PLUS 5 BZW. MINUS 96 PROZENTPUNKTE; KNIARTHROSE-PATIENT BEI 5 KM/H; BLAUE DREIECKE BILDEN DIE ZEITPUNKTE VOR DER KORREKTUR AB, DIE ROTEN KREISE DIE DANACH. ....	57
ABBILDUNG 13 HISTOGRAMME DER WAHRSCHEINLICHKEITSBEWERTUNG (PROPENSITY SCORE) – ERGEBNISSE DES MATCHING FÜR DIE KNIE- UND HÜFTARTHROSE-GRUPPE (TREATED) MIT DEN GESUNDEN (CONTROL) A: KNIARTHROSE, B: HÜFTARTHROSE; AUF DER LINKEN SEITE SIEHT MAN JEWEILS DIE VERTEILUNG VOR (RAW) DEM 1:1-MATCHING, RECHTS DANACH (MATCHED).....	58
ABBILDUNG 14 FLUSSDIAGRAMM ZUR AKQUISE UND DROP-OUT DER ARTHROSEPATIENTEN ....	61
ABBILDUNG 15 VERTEILUNG DER BETROFFENEN SEITE BEIDER ARTHROSE-GRUPPEN LINKS: 3 KM/H, RECHTS: 5 KM/H; JEWEILS LINKS KNIE-, JEWEILS RECHTS HÜFTARTHROSE- GRUPPE; BLAU: RECHTS, GELB: LINKS, GRÜN: BEIDSEITS BETROFFEN).....	64
ABBILDUNG 16 VERTEILUNG DER AUSZUWERTENDEN SEITE (SEITE DES REFERENZBEINS) BEIDER ARTHROSE-GRUPPEN LINKS: 3 KM/H, RECHTS: 5 KM/H; JEWEILS LINKS KNIE- JEWEILS RECHTS HÜFTARTHROSE-GRUPPE; BLAU: RECHTS AUSGEWERTET, GELB: LINKS AUSGEWERTET .....	64

<p>ABBILDUNG 17 HISTOGRAMM DER BENÖTIGTEN SEKUNDEN FÜR DEN TIMED „UP AND GO“-TESTS, AUFGETEILT NACH DEN ARTHROSE-GRUPPEN (HELLGRÜN: KNIE-, LILA: HÜFTGELENK) UND DER JEWEILIGEN MESSGESCHWINDIGKEIT.....</p>	66
<p>ABBILDUNG 18 BOXPLOTS DER SCHMERZEN: GEMESSEN MIT DER NUMERISCHEN RATING-SKALA JEWEILS DER LETZTEN 7 TAGEN BZW. AM TAG DER UNTERSUCHUNG; BLAU: BEZOGEN AUF DAS BETROFFENE BEIN, ROT: AUF DEN RÜCKEN UND GELB/ORANGE DEN RESTLICHEN KÖRPER, AUFGETEILT NACH ARTHROSE-GRUPPEN UND GEMESSENEN GESCHWINDIGKEITEN.....</p>	66
<p>ABBILDUNG 19 HISTOGRAMME DER MAXIMAL MESSBAREN GEHGESCHWINDIGKEIT UND WOHLFÜHLGESCHWINDIGKEIT; LINKS: HISTOGRAMM DER MAXIMAL MESSBAREN GEHGESCHWINDIGKEIT, AUFGETEILT NACH ARTHROSE-GRUPPEN; RECHTS: ÜBERSICHT DER WOHLFÜHLGESCHWINDIGKEITEN, AUFGETEILT NACH ARTHROSE-GRUPPEN .....</p>	68
<p>ABBILDUNG 20 MITTELWERT-VERLAUFSGRAPHEN IN DER TRANSVERSALEBENE BEI 3 (OBEN) UND 5 KM/H (UNTEN): KNIARTHROSE-PATIENTEN (LINKS) VS. GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE (RECHTS). ABGEBILDET WERDEN DIE WIRBELKÖRPER VP/C7-L4 UND DAS BECKEN (IN GRAD) WÄHREND DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ (IN PROZENT); POSITIV: ROTATION ZUM KONTRALATERALEN BEIN, NEGATIV: ROTATION ZUM IPSILATERALEN BEIN.....</p>	71
<p>ABBILDUNG 21 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER KNIARTHROSE-GRUPPE (HELLGRÜN) UND DER GESUNDEN VERGLEICHSGRUPPE (HELLBLAU) BEI 3 UND 5 KM/H IN DER TRANSVERSALEBENE. POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION IN RICHTUNG DES KONTRALATERALEN BEINS, NEGATIVE IN RICHTUNG DES IPSILATERALEN BEINS; *: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST.....</p>	71
<p>ABBILDUNG 22 PUNKT-STREUDIAGRAMME DER EINZELNEN PROBANDEN BZW. PATIENTEN IN DER TRANSVERSALEBENE. ABGEBILDET IST DER WIRBELKÖRPER T5 UND DAS BECKEN BEI 3 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN IN DER REGEL DIE ROTATION ZUR KONTRALATERALEN SEITE (MAXIMA) UND KREUZE IN DER REGEL DIE ROTATION ZUR IPSILATERALEN SEITE (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: KNIARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE.....</p>	72
<p>ABBILDUNG 23 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER HÜFTARTHROSE-GRUPPE (LILA) UND DER GESUNDEN VERGLEICHSGRUPPE (TÜRKIS) BEI 3 UND 5 KM/H IN DER</p>	

TRANSVERSALEBENE. POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION IN RICHTUNG DES KONTRALATERALEN BEINS, NEGATIVE IN RICHTUNG DES IPSILATERALEN BEINS; *: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST. ....	73
ABBILDUNG 24 PUNKT-STREUDIAGRAMME DER EINZELNEN PROBANDEN BZW. PATIENTEN IN DER TRANSVERSALEBENE. ABGEBILDET IST DER WIRBELKÖRPER T12 UND DAS BECKEN BEI 5 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN IN DER REGEL DIE ROTATION ZUR KONTRALATERALEN SEITE (MAXIMA) UND KREUZE IN DER REGEL DIE ROTATION ZUR IPSILATERALEN SEITE (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: HÜFTARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE. ....	74
ABBILDUNG 25 MITTELWERT-VERLAUFSGRAPHEN IN DER TRANSVERSALEBENE BEI 3 (OBEN) UND 5 KM/H (UNTEN): HÜFTARTHROSE-PATIENTEN (LINKS) VS. GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE (RECHTS). ABGEBILDET WERDEN DIE WIRBELKÖRPER VP/C7-L4 UND DES BECKENS (IN GRAD) WÄHREND DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ (IN PROZENT); POSITIV: ROTATION ZUM KONTRALATERALEN BEIN, NEGATIV: ZUM IPSILATERALEN BEIN. ..	75
ABBILDUNG 26 MITTELWERT-VERLAUFSGRAPHEN IN DER TRANSVERSALEBENE BEI 5 KM/H: KNIARTHROSE-PATIENTEN (LINKS) UND HÜFTARTHROSE-PATIENTEN (RECHTS). ABGEBILDET WERDEN DIE WIRBELKÖRPER VP/C7-L4 UND DAS BECKEN (IN GRAD) WÄHREND DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ (IN PROZENT); POSITIV: ROTATION ZUM KONTRALATERALEN BEIN, NEGATIV: ZUM IPSILATERALEN BEIN. ....	76
ABBILDUNG 27 MITTELWERT-VERLAUFSGRAPHEN IN DER FRONTALEBENE BEI 3 KM/H (JEWEILS OBEN) UND 5 KM/H (JEWEILS UNTEN). KNIARTHROSE-PATIENTEN (LINKS) UND GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE (RECHTS) (OBERHALB DER BESCHRIFTUNG); HÜFTARTHROSE-PATIENTEN (LINKS) UND GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE (RECHTS) (UNTERHALB DER BESCHRIFTUNG). ABGEBILDET WERDEN DIE WIRBELKÖRPER VP/C7-L4 UND DAS BECKEN (IN GRAD) WÄHREND DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ (IN PROZENT); POSITIV: SEITNEIGUNG/ROTATION ZUM KONTRALATERALEN BEIN, NEGATIV: ZUM IPSILATERALEN BEIN. ....	77
ABBILDUNG 28 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER KNIARTHROSE-GRUPPE (HELLGRÜN) UND DER GESUNDEN VERGLEICHSGRUPPE (HELLBLAU) BEI 3 UND 5 KM/H IN DER FRONTALEBENE. POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION/SEITNEIGUNG IN RICHTUNG DES KONTRALATERALEN BEINS, NEGATIVE IN RICHTUNG DES IPSILATERALEN BEINS; *: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST. ....	79



ABBILDUNG 29 PUNKT-STREUDIAGRAMME DER EINZELNEN PROBANDEN BZW. PATIENTEN IN DER FRONTALEBENE. ABGEBILDET SIND DIE WIRBELKÖRPER T2 UND T12 BEI 3 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN IN DER REGEL DIE ROTATION/SEITNEIGUNG ZUR KONTRALATERALEN SEITE (MAXIMA) UND KREUZE IN DER REGEL DIE ROTATION/SEITNEIGUNG ZUR IPSILATERALEN SEITE (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: KNIARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE..... 80

ABBILDUNG 30 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER HÜFTARTHROSE-GRUPPE (LILA) UND DER GESUNDEN VERGLEICHSGRUPPE (TÜRKIS) BEI 3 UND 5 KM/H IN DER FRONTALEBENE. POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION/SEITNEIGUNG IN RICHTUNG DES KONTRALATERALEN BEINS, NEGATIVE IN RICHTUNG DES IPSILATERALEN BEINS; \*: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST. .... 81

ABBILDUNG 31 PUNKT-STREUDIAGRAMME DER EINZELNEN PROBANDEN BZW. PATIENTEN IN DER FRONTALEBENE. ABGEBILDET WIRD DAS BECKEN BEI 3 KM/H SOWIE DER WIRBELKÖRPER T3 UND DAS BECKEN BEI 5 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN IN DER REGEL DIE ROTATION/SEITNEIGUNG ZUR KONTRALATERALEN SEITE (MAXIMA) UND KREUZE IN DER REGEL DIE ROTATION/SEITNEIGUNG ZUR IPSILATERALEN SEITE (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: HÜFTARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE..... 82

ABBILDUNG 32 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER KNIARTHROSE-GRUPPE (HELLGRÜN) UND DER HÜFTARTHROSE-GRUPPE (LILA) BEI 3 KM/H IN DER FRONTALEBENE. POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION/SEITNEIGUNG IN RICHTUNG DES KONTRALATERALEN BEINS, NEGATIVE IN RICHTUNG DES IPSILATERALEN BEINS; \*: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST. .... 83

ABBILDUNG 33 PUNKT-STREUDIAGRAMME DER EINZELNEN PATIENTEN IN DER FRONTALEBENE. ABGEBILDET WIRD DER WIRBELKÖRPER T9 BEI 3 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN IN DER REGEL DIE ROTATION/SEITNEIGUNG ZUR KONTRALATERALEN SEITE (MAXIMA) UND KREUZE IN DER REGEL DIE ROTATION/SEITNEIGUNG ZUR IPSILATERALEN SEITE (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: KNIARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: HÜFTARTHROSE-GRUPPE..... 83

ABBILDUNG 34 BEISPIEL EINES PUNKT-STREUDIAGRAMMS, DARGESTELLT SIND ZWEI CLUSTER, DIE DEN ZWEIZYKLISCHEN VERLAUF DES WIRBELKÖRPERS T4 BEI 3 KM/H WIDERSPIEGELN. ROTATIONSAMPLITUDEN EINZELNER PROBANDEN BZW. PATIENTEN IN DER SAGITTALEBENE IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION DAR (MAXIMA) UND DIE KREUZE DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION (MINIMA) DAR; LINKS: KNEIARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE. GROÙE GRÜNE KREISE ZEIGEN DIE CLUSTER DER MINIMA, GROÙE BLAUE KREISE DIE DER MAXIMA..... 84

ABBILDUNG 35 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER KNEIARTHROSE-GRUPPE (HELLGRÜN) UND DER GESUNDEN VERGLEICHSGRUPPE (HELLBLAU) BEI 3 UND 5 KM/H IN DER SAGITTALEBENE. POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION/NEIGUNG NACH VENTRAL, NEGATIVE NACH DORSAL; \*: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST. .... 86

ABBILDUNG 36 PUNKT-STREUDIAGRAMM DER EINZELNEN PROBANDEN BZW. PATIENTEN IN DER SAGITTALEBENE. ABGEBILDET SIND DIE WIRBELKÖRPER VP/C7 UND L4 BEI 5 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION DAR (MAXIMA) UND DIE KREUZE DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: KNEIARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE. .... 86

ABBILDUNG 37 MITTELWERT-VERLAUFSGRAPHEN IN DER SAGITTALEBENE BEI 3 KM/H: KNEIARTHROSE- BZW. HÜFTARTHROSE-PATIENTEN (LINKS) UND JEWEILIGE GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE (RECHTS). ABGEBILDET WERDEN DIE WIRBELKÖRPER VP/C7-L4 UND DAS BECKEN (IN GRAD) WÄHREND DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS‘ (IN PROZENT); POSITIV: FLEXION/NEIGUNG NACH VENTRAL, NEGATIV: EXTENSION / NEIGUNG NACH DORSAL; (RECHTS). .... 87

ABBILDUNG 38 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER HÜFTARTHROSE-GRUPPE (LILA) UND DER GESUNDEN VERGLEICHSGRUPPE (TÜRKIS) BEI 3 KM/H IN DER SAGITTALEBENE.

POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION/NEIGUNG NACH VENTRAL, NEGATIVE NACH DORSAL; *: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST. ....	88
ABBILDUNG 39 PUNKT-STREUDIAGRAMM DER EINZELNEN PROBANDEN BZW. PATIENTEN IN DER SAGITTALEBENE. ABGEBILDET IST DAS BECKEN BEI 3 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS' IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION DAR (MAXIMA) UND DIE KREUZE DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: HÜFTARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: GESUNDE VERGLEICHSGRUPPE. ....	88
ABBILDUNG 40 PUNKT-STREUDIAGRAMME DER EINZELNEN PATIENTEN IN DER SAGITTALEBENE. ABGEBILDET IST DER WIRBELKÖRPER T9 UND DAS BECKEN BEI 5 KM/H. ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD (Y-ACHSE) IM VERLAUF DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS' IN PROZENT (X-ACHSE). KREISE STELLEN DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION DAR (MAXIMA) UND DIE KREUZE DIE GERINGSTE NEIGUNG NACH VENTRAL / FLEXION BZW. DIE STÄRKSTE NEIGUNG NACH DORSAL / EXTENSION (MINIMA) DAR. JEWEILS LINKS: KNIARTHROSE-GRUPPE, RECHTS: HÜFTARTHROSE-GRUPPE. ....	89
ABBILDUNG 41 MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNGEN DER ROTATIONSAMPLITUDEN IN GRAD ALLER WIRBELKÖRPER UND DES BECKENS DER KNIARTHROSE-GRUPPE (HELLGRÜN) UND DER HÜFTARTHROSE-GRUPPE (LILA) BEI 3 UND 5 KM/H IN DER SAGITTALEBENE. POSITIVE WERTE BESCHREIBEN EINE ROTATION/NEIGUNG NACH VENTRAL, NEGATIVE NACH DORSAL; *: TREND BESCHREIBENDE UNTERSCHIEDE IM MANN-WHITNEY-U-TEST. ....	90
ABBILDUNG 42 MITTELWERT-VERLAUFSGRAPHEN IN DER SAGITTALEBENE BEI 5 KM/H: KNIARTHROSE-PATIENTEN (LINKS) UND HÜFTARTHROSE-PATIENTEN (RECHTS). ABGEBILDET WERDEN DIE WIRBELKÖRPER VP/C7-L4 UND DAS BECKEN (IN GRAD) WÄHREND DES STANDARDISIERTEN GANGZYKLUS' (IN PROZENT); POSITIV: FLEXION / NEIGUNG NACH VENTRAL, NEGATIV: EXTENSION / NEIGUNG NACH DORSAL; (RECHTS).....	90
ABBILDUNG 43 POSITIVE KORRELATION DES TUG-WERTES UND DER STANDARDABWEICHUNG DES AMPLITUDENWERTES DER BECKENROTATION ZUM PATHOLOGISCHEN BEIN, BEI 3 KM/H; ABGEBILDET SIND WERTE BEIDER ARTHROSE-GRUPPEN .....	91
ABBILDUNG 44 EIN POSITIVER STATISTISCH RELEVANTER ZUSAMMENHANG ZWISCHEN DER BENÖTIGTEN ZEIT WÄHREND DES TIMED „UP AND GO“-TESTS UND DER	

STANDARDABWEICHUNG DES AMPLITUDENWERTES DER BECKENROTATION ZUM IPSIATERALEN BZW. PATHOLOGISCHEN BEIN, BEI EINER GEHGESCHWINDIGKEIT VON 3 KM/H; ABGEBILDET SIND WERTE DER KNEIARTHROSE-PATIENTEN .....	93
ABBILDUNG 45 EIN NEGATIVER STATISTISCH RELEVANTER ZUSAMMENHANG ZWISCHEN DER BENÖTIGTEN ZEIT WÄHREND DES TIMED „UP AND GO“-TESTS UND DER STANDARDABWEICHUNG DES ZEITPUNKTS DER BECKENROTATION ZUM IPSIATERALEN BZW. PATHOLOGISCHEN BEIN, BEI EINER GEHGESCHWINDIGKEIT VON 2 KM/H; ABGEBILDET SIND WERTE DER KNEIARTHROSE-PATIENTEN.....	93
ABBILDUNG 46 MAXIMALE AMPLITUDENWERTE IN GRAD UND DAZUGEHÖRIGES ZEITLICHES AUFTRETEN IN PROZENT (X-ACHSE) WÄHREND DER 3 GANGZYKLEN (VOR INDIVIDUELLER PARALLELVERSCHIEBUNG), BECKENROTATION (Y-ACHSE) ZUM NICHT PATHOLOGISCHEN BEIN (MAX) UND ZUM PATHOLOGISCHEN BEIN (MIN), DER SCHNELLEREN PATIENTEN MIT 7 SEKUNDEN IM TUG-TEST BEI 2 KM/H (OBEN) UND 3 KM/H (UNTEN).....	98
ABBILDUNG 47 MAXIMALE AMPLITUDENWERTE IN GRAD UND DAZUGEHÖRIGES ZEITLICHES AUFTRETEN IN PROZENT (X-ACHSE) WÄHREND DER 3 GANGZYKLEN (VOR INDIVIDUELLER PARALLELVERSCHIEBUNG), BECKENROTATION (Y-ACHSE) ZUM NICHT PATHOLOGISCHEN BEIN (MAX) UND ZUM PATHOLOGISCHEN BEIN (MIN), DER SCHNELLEREN PATIENTEN MIT 7 SEKUNDEN IM TUG-TEST BEI 4 KM/H (OBEN) UND 5 KM/H (UNTEN).....	99
ABBILDUNG 48 MAXIMALE AMPLITUDENWERTE IN GRAD UND DAZUGEHÖRIGES ZEITLICHES AUFTRETEN IN PROZENT (X-ACHSE) WÄHREND DER 3 GANGZYKLEN (VOR INDIVIDUELLER PARALLELVERSCHIEBUNG), BECKENROTATION (Y-ACHSE) ZUM NICHT PATHOLOGISCHEN BEIN (MAX) UND ZUM PATHOLOGISCHEN BEIN (MIN), DER LANGSAMEREN PATIENTEN MIT 14 SEKUNDEN IM TUG-TEST BEI 2 KM/H (OBEN), 3 KM/H (MITTE) UND 4 KM/H (UNTEN) .	101

## **11. Anhang**

An dieser Stelle bitte die PDF der Anhangsdatei öffnen und beachten.

## 12. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mir mein Studium und die Vollendung meiner Promotion ermöglichten:

An vorrangiger Stelle möchte ich hier Herrn Univ.- Prof. Dr. XXX für die Bereitstellung des überaus interessanten Themas herzlich danken. Ich möchte mich hiermit ebenso bei Herrn Dr. XXX Leiter IPTPR bedanken, der mir die Möglichkeit gegeben hat, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen. Beiden gemeinsam gilt mein Dank für die Möglichkeit, in einer Kooperation beider Fachbereiche im ISZB meine Promotionsarbeit anfertigen zu können. Insbesondere gilt mein Dank für die immerwährende Unterstützung, die sehr gute Betreuung und die vielen förderlichen Ratschläge nicht zuletzt durch den Leiter des ISZB Dr. XXX geäußert wurden. Seine Geduld, konstruktive Kritik und Aufmunterungen haben mir sehr geholfen. Mein spezieller Dank gilt für das stets offene Ohr, seine stete Hilfsbereitschaft und kameradschaftliche Atmosphäre.

Meiner Arbeitsgruppe möchte ich hier nicht versäumen, für die angenehme und hilfsbereite Arbeitsatmosphäre zu danken. Für viele fruchtbare Gespräche und Anregungen danke ich sehr, die wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Insbesondere möchte ich hier Dr. XXX und XXX nennen. Für deren Einweisung und Hilfe in das MotionLab, das Willkommen heißen in Mainz, aber auch der Bereitstellung der Referenzdaten.

Laura Langanki danke ich als Leidensgenossin und als meine zweite Hälfte meiner wissenschaftlichen „Stelle“ im PROMISE-Projekt.

Der Firma DIERS International GmbH und deren Mitarbeitern Herrn XXX und Frau XXX danke ich ganz besonders für die Bereitstellung des Gerätes und die technische Unterstützung während der Datennachbearbeitung und des Datenexports.

Für die statistische Beratung und Betreuung danke ich Herrn XXX als Teil des IMBEI. Für die Durchsicht und mühevollen Arbeit des Korrekturlesens dieser Arbeit möchte ich mich herzlich bei meinen Lektoren bedanken, die teilweise berufliche teilweise auch private Ressourcen verbraucht haben, um meine umschweifenden Gedanken auf den Punkt zu bringen und fehlerhafte Kommata auszumerzen.

Meiner Mutter danke ich für Ermöglichung meiner Ausbildung und meines Studiums, sowie jeglicher Unterstützung. Meinen Geschwistern ist neben dem da gereichten offenen Ohr, der seelischen Unterstützung, auch für die Bereitstellung des Laptops, auf dem diese Arbeit verfasst wurde, ganz herzlich zu danken. Ohne deren uneingeschränkte, liebevolle und vielseitige Unterstützung während meiner Dissertation, wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Diese Gelegenheit möchte ich ebenfalls nutzen, um meinem Freund und meinen Freunden zu danken. Sie haben immer an mich geglaubt, mich bei Bedarf getröstet oder auch motiviert. Speziell bin ich für ihre Geduld, Rücksichtnahme und für die unaufhörliche Unterstützung in aller Hinsicht dankbar. Dieser Beistand war mir immer sehr wichtig.

Mein ausdrücklicher Dank gilt ebenfalls meinen Probanden bzw. Patienten ohne deren Interesse und genommenen Zeit für die, dieser Arbeit zugrundeliegenden, Studie nicht möglich gewesen wäre.

Für die finanzielle Unterstützung danken ich der inneruniversitären Forschungsförderung der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz.

## 13. Lebenslauf

### *Schulischer und akademischer Werdegang:*

- 04.2019                    **Promotion im Fachbereich der Medizin** – Johannes Gutenberg  
- 12.2022                    Universität Mainz  
Dissertationsthema: *Die videorasterstereographisch gemessenen  
Wirbelkörper- und Beckenbewegungen von Knie- und Hüftgelenks-  
arthrose-Patienten im Gang auf einem Laufband*  
angestrebter Abschluss: **Doctor rerum physiologicarum**
- 10.2013                    **Exercise Science and Coaching** – Deutsche Sporthochschule  
- 03.2016                    Köln  
Masterarbeitsthema: *Verformung der Längswölbung des  
menschlichen Fußes während Lauf und Sprung: Effekte eines  
Maximalkrafttrainings der Zehenbeugemuskulatur*  
Abschluss: **Master of Science**
- 03.2008                    **Physiotherapie/Ergotherapie** – Alice - Salomon Hochschule Berlin  
- 07.2011                    Bachelorarbeitsthema: *Gleichgewichtstraining bei gefährigten  
Schlaganfallpatienten mit Hilfe eines vibrotaktilen Biofeedbacks*  
Abschluss: **Bachelor of Science**
- 10.2006                    Wannsee - Schule e. V. – Physiotherapie, Berlin  
- 09.2009                    Abschluss: **staatlich anerkannte Physiotherapeutin**
- 1999                        Paulsen - Oberschule (Gymnasium), Berlin  
- 2006                        Abschluss: **Abitur**

### *Publikationen und Präsentationen:*

Betz, U., Goldhofer, M., Klonschinski, T., Spielberger, J., Langanki, L., Mehl, B., Konradi, J., Wolf, C. & Drees, P. 2018a. A protocol for hip and knee replacement according to the principles of the ERAS society. *Clinical Nutrition ESPEN*, 25, 201. doi: 10.1016/j.clnesp.2018.03.106.

Betz, U., Huthwelker, J., Konradi, J., Wolf, C., Westphal, R., Heitmann, K. R., Diers, H. & Drees, P. 2019b. The spine in gait – a differentiated analysis of spinal rotary motion. In *World Congress International Society of Posture and Gait Research*. Edinburgh.



Betz, U., Konradi, J., Huthwelker, J., Wolf, C., Diers, H., Heitmann, K., Westphal, R. & Drees, P. 2018b. Quantitative and qualitative parameters to characterize segmental spine movement during gait. In World Congress of Biomechanics. Dublin, Ireland.

Betz, U., Konradi, J., Huthwelker, J., Wolf, C., Schmidtman, I. & Drees, P. 2017. First results of spinal segment-related motion analysis in human gait using rasterstereography. In 26th Annual Meeting of the European Society for Movement analysis in Adults and Children, European Congress. Trondheim, Norway.

Betz, U., Konradi, J., Huthwelker, J., Wolf, C., Werthmann, F., Westphal, R., Dindorf, C., Taetz, B., Bleser, G., Bodem, F. & Drees, P. 2019d. Analysis of Human Body Motion: Towards Comprehensive Pattern Recognition Techniques in the Processing of Measuring Data. In 17th International Conference on Biomedical Engineering. Singapore.

Betz, U., Konradi, J., Huthwelker, J., Wolf, C., Werthmann, F., Westphal, R., Dindorf, C., Taetz, B., Bleser, G., Bodem, F. & Drees, P. 2020a. Analysis of Human Body Motion: Towards Comprehensive Pattern Recognition Techniques in the Processing of Measuring Data. In 6. Medtech Rheinland-Pfalz (Bd. 6.). ZDF-Konferenzzentrum Mainz (online).

Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Bartaguiz, E., Kniepert, J., Drees, P., Fröhlich, M. & Betz, U. Towards a Better Understanding of Spinal Differences Between Healthy Subjects and Subjects with Back Pain Using Explainable Artificial Intelligence (XAI). 2022a Cham. Springer International Publishing, 97-100.

Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Bartaguiz, E., Kniepert, J., Drees, P., Fröhlich, M. & Betz, U. 2022b. Towards a Better Understanding of Spinal Differences Between Healthy Subjects and Subjects with Back Pain Using Explainable Artificial Intelligence (XAI). In Baca, A., Exel, J., Martin, L., James, N. & Parmar, N. (Hrsg.), Proceedings of the 9th International Performance Analysis Workshop and Conference & 5th IACSS Conference (1, S. XII, 176): Springer Cham.

Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelder, J., Werthmann, F., Bartaguiz, E., Drees, P., Betz, U. & Fröhlich, M. 2022c. Visualization of interindividual differences in spinal dynamics in the presence of intraindividual variabilities. In LEipzig symposium on Visualization In Applications (LEVIA'22). Leipzig.

Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelker, J., Drees, P., Fröhlich, M. & Betz, U. 2020. General method for automated feature extraction and selection and its application for gender classification and biomechanical knowledge discovery of sex differences in spinal posture during stance and gait. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(3), 1-9. doi: 10.1080/10255842.2020.1828375.

Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelker, J., Werthmann, F., Bartaguiz, E., Kniepert, J., Drees, P., Betz, U. & Fröhlich, M. 2021a. Classification and Automated Interpretation of Spinal Posture Data Using a Pathology-Independent Classifier and Explainable Artificial Intelligence (XAI). *Sensors*, 21(18). doi: 10.3390/s21186323.

Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Huthwelker, J., Werthmann, F., Drees, P., Fröhlich, M. & Betz, U. 2021b. Machine learning techniques demonstrating individual movement patterns of the vertebral column: the fingerprint of spinal motion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-11. doi: 10.1080/10255842.2021.1981884.

- Dindorf, C., Konradi, J., Wolf, C., Taetz, B., Bleser, G., Kniepert, J., Drees, P., Fröhlich, M. & Betz, U. 2021c. Towards a better understanding of spinal differences between healthy subjects and subjects with back pain using Explainable Artificial Intelligence (XAI). In *Politics and Computational Social Science (PaCSS)* (S. 70-72). Online.
- Dindorf, C., Ludwig, O., Konradi, J., Betz, U., Huthwelder, J., Wolf, C., Bleser, G. & Taetz, B. 2021d. Modellierung von Beckenstellungen auf Basis von Wirbelsäulenparametern. In *GERMAN JOURNAL OF SPORTS MEDICINE*. Online.
- Haimerl, M., Konradi, J., Wolf, C., Nebel, I., Linkerhägner, A., Drees, P. & Betz, U. 2022a. Dynamic Surface Topography Data for Assessing Intra- and Interindividual Variation of Vertebral Motion. (31 Mar 2022, Bd. Version 1): Mendeley Data.
- Haimerl, M., Nebel, I., Linkerhägner, A., Konradi, J., Wolf, C., Drees, P. & Betz, U. 2022b. Comprehensive visualization of spinal motion in gait sequences based on surface topography. *Hum Mov Sci*, 81, 102919. doi: 10.1016/j.humov.2021.102919.
- Kniepert, J., Betz, U., Konradi, J., Huthwelder, J., Wolf, C., Westphal, R. & Drees, P. 2022. Detection of Segmental Spinal Motion in Gait of Subjects Suffering From Back Pain Using Surface Topography. SSRN.
- Konradi, J., Betz, U., Huthwelker, J., Wolf, C., Schmidtman, I., Diers, H. & Drees, P. 2017. Bewegungsanalyse mittels Rasterstereographie. In *Symposium Medizintechnik*. Darmstadt, Deutschland.
- Konradi, J., Betz, U., Huthwelker, J., Wolf, C., Westphal, R., Heitmann, K. R., Basic, A., Diers, H. & Drees, P. 2018. Bewegungsanalyse mittels Rasterstereographie. 3D-Darstellung der Wirbelsäulendynamik in Relation zur Gangphase. In *MEDICA*. Düsseldorf.
- Wolf, C. 2011. Gleichgewichtstraining bei gehfähigen Schlaganfallpatienten mit Hilfe eines vibrotaktilen Biofeedbacks. Bachelor Thesis, Alice-Salomon Hochschule Berlin.
- Wolf, C. 2013. Gleichgewichtstraining bei gehfähigen Schlaganfallpatienten mit Hilfe eines vibrotaktilen Biofeedbacks. Saarbrücken: AV Akademikerverlag.
- Wolf, C. 2016. Verformung der Längswölbung des menschlichen Fußes während des Laufens und Springens: Effekte eines Maximalkrafttrainings der Zehenbeugemuskulatur. Master Thesis, Deutsche Sporthochschule Köln.
- Wolf, C., Betz, U., Huthwelker, J., Konradi, J., Westphal, R. S., Cerpa, M., Lenke, L. & Drees, P. 2021b. Evaluation of 3D vertebral and pelvic position by surface topography in asymptomatic females: presentation of normative reference data. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 16(1), 703. doi: 10.1186/s13018-021-02843-2.
- Wolf, C., Hosang, T., Herrera, F., Willwacher, S. & Goldmann, J.-P. 2015. Der Einfluss der Zehenbeugemuskulatur auf die Verformung der medialen Längswölbung. In *Kongress Nachwuchsförderung NRW 2015*. Ministerium für Familie, Kinder, Jugend, Kultur und Sport des Landes Nordrhein-Westfalen, Landessportbund Nordrhein-Westfalen und Deutschen Sporthochschule Köln. Köln, Deutschland.
- Wolf, C. & Huthwelker, J. 2019. Ergebnisdarstellung rasterstereographisch erfasster Daten zur Wirbelsäulenrotation beim Gehen (5 km/h). In *Fortbildung der Physiotherapeuten des Uniklinikums Heidelberg*. Heidelberg.

Wolf, C., Konradi, J., Huthwelker, J., Westphal, R. S., Drees, P. & Betz, U. 2022. The spinal movement of knee osteoarthritis patients walking on a treadmill. In 1st Scotland - Rheinland-Pfalz Life Sciences and Biotechnology Conference. online.

Wolf, C., Langanki, L., Betz, U. & Drees, P. 2018. Digitales Aktivitätstracking in der post-operativen Physiotherapie - Gimmick oder Mehrwert? In Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin.

Wolf, C., Maximilian, S. & Goldmann, J.-P. 2017. Longitudinal arch deformation during running and jumping: Effects of heavy resistance toe-plantarflexor strength training. In World Congress of Physical therapy (WCPT). Cape Town, South Africa.

Wolf, C., Siebers, H., Konradi, J. & Eschweiler, J. 2020. Projektpräsentation: autoPräz. Forschungsbeitrag zur Evaluierung der PhysioLogik. In autoPräz. Assistenzsystem zur Unterstützung einer patientenautonomen Präzisionsrehabilitation muskuloskelettaler Erkrankungen. Abschluss - Meeting. Online.