

Beurteilung der räumlichen-dynamischen Stabilität während des linearen und nicht-linearen menschlichen Gangs.

von

Christiane Claudia Blumenberg

aus Dresden

Angenommene Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Naturwissenschaften
Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaften
Universität Koblenz-Landau

Gutachterin und Gutachter:

Prof. Dr. Barbara Hahn

Prof. Dr. Marco Junglas

Prüfungskommission:

Prof. Dr. Barbara Hahn

Prof. (UM6P) Dr. Christian Fischer

Prof. Dr. Karin Gruber

Tag der mündlichen Prüfung: 31. Januar 2020

Titel: Beurteilung der räumlichen-dynamischen Stabilität während des linearen und nicht-linearen menschlichen Gangs.

Autor: Christiane Claudia Blumenberg

Zusammenfassung: Warum stürzen wir beim Gehen? Dreidimensionale und komplexe Bewegungsabläufe des menschlichen Ganges exakt zu analysieren und somit offene Grundfragen der Kinesiologie zu beantworten ist Kern dieser Arbeit. Die Bewegungswissenschaft der Gerontologie beschränkt sich derzeit noch auf Modelle und Methoden mit einfachen und eindimensionalen Bewegungsanalysen. In einer umfangreichen Literaturrecherche wird der aktuelle Stand der Technik an Hand der drei gängigsten Methoden zur Bestimmung der Stabilität beim Gehen erfasst und bewertet. Eine Bewertung der drei Methoden: Margin of Stability, Lokale Stabilität und Orbitale Stabilität, erfolgt durch die Ermittlung der Anwendbarkeit der einzelnen Methoden, um die Tendenz eines Probanden zu bestimmen, sich von kleinen (natürlichen oder künstlichen) Störungen des Gangs zu erholen. Auf Grundlage dieser Bewertungen und das Abwägen der Vor- und Nachteile der einzelnen Methoden, wurde eine neue Methode zur Beurteilung der räumlichen-dynamischen Stabilität entwickelt, die sich für die Analyse des linearen und nicht-linearen menschlichen Gangs anwenden lässt. Als Methodische Grundlagen dienen ein Motion-Capture-System, zur Erfassung der kinematischen Bewegungen, und ein in der Gerontologie fest etablierte Mobilitätstest, der sogenannte Timed Up and Go Test, zur Beurteilung des Gleichgewichts und der Mobilität. Zusätzlich wurde eine numerische Näherung der Marker-Anzahl des Motion-Capture-Systems durchgeführt. Dabei wurde die Anzahl der Marker auf ein Marker-Set minimiert, bei der die bestmögliche Korrelation der Ergebnisse zum Full-Body-Marker-Set erzielt wird. Dies dient zur Vereinfachung der Methode für zukünftige Anwendungen bei klinischen oder wissenschaftlichen Fragestellungen. Die neu entwickelte Methode bedarf einer Validierung, welche mit Hilfe einer Probandenstudie durchgeführt wurde. Die Ergebnisse der Probandenstudie werden präsentiert und Interpretationsmöglichkeiten werden aufgezeigt. Neue relevante Variablen und Momentbestimmungen besonderer Gangsituationen werden ausgewertet und bieten Raum für neue Interpretationsansätze zur Beurteilung des menschlichen Gangs.

Die neue Methode ist somit in der Lage die individuelle Entwicklungen des Bewegungsablaufes im Alter und die Vermeidung von Stürzen und einhergehenden Verletzungen aus einer erweiterten und neuen Perspektive zu beurteilen. Insbesondere können Richtungswechsel bei einem nicht-linearen Gang neu betrachtet und beurteilt werden.

Abstract:

The analysis of three-dimensional and complex motion sequences of human gait and therefore the most important question of kinesiology "why are we falling?" is the essence of this paper. The gerontology and its science of movement is currently limited to simple and one-dimensional methods and models. An extensive literature research shows the latest state of research of the three common methods to determine the stability of human gait. To assess the margin of stability, local stability and orbital stability it is shown, how those methods are applicable to evaluate the subject's ability to recover from any disturbances of the subject's gait. Based on this assessment and the method's advantages and disadvantages a new method will be derived that allows spatial analysis of dynamic instability of linear and non-linear human gait. A motion capture system and the timed up and go test serve as a basis for this new method and will be explained. A numerical approximation to optimise the number of markers within a marker-set of a motion capture analysis and its maximum correlation with the full-body-marker-set will be given. This simplification is very helpful for further clinical or scientific research. To validate the new method a trial with subjects will be shown and discussed. New appreciable variables and snapshots of specific situations during the gait offer new and different interpretations of the human gait. The new method is the most applicable and appropriate assessment of human gait and the individual development of the human gait while aging, as well as to detect and prevent falling and associated injuries. Especially directional change of a non-linear gait become assessable with the new method.

Keywords:

dynamic stability, spatial, gait, turn, linear, non-linear

Erklärung der Selbstständigkeit

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Thema

*Beurteilung der räumlichen-dynamischen Stabilität
während des linearen und nicht-linearen menschlichen Gangs.*

selbstständig und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus fremden Quellen wörtlich oder sinngemäß übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Ich erkläre ferner, dass ich die vorliegende Arbeit an keiner anderen Stelle als Prüfungsarbeit eingereicht habe oder einreichen werde.

Remagen, 31. Januar 2020

Christiane Claudia Blumenberg

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Stand der Technik	3
2.1	Methoden zur Stabilitätsbestimmung	3
2.1.1	Margin of Stability	3
2.1.2	Lokale Stabilität	8
2.1.3	Orbitale Stabilität	12
2.2	Bewertung der Methoden	15
2.2.1	Bewertung der Margin of Stability	15
2.2.2	Bewertung der Lokalen Stabilität	18
2.2.3	Bewertung der Orbitalen Stabilität	20
2.3	Vergleich der Methoden	24
3	Material und Methoden	26
3.1	Messmethoden	26
3.1.1	Motion Capture System	26
3.1.2	Marker-Modell	27
3.1.3	Methodische Grundlagen	28
3.1.4	Neue Methode: Spatial analysis of dynamic instability (SADI)	30
3.2	Software-Dokumentation	34
3.2.1	Matlab	34
3.2.2	Skript	34
3.3	Numerische Näherungen der Marker-Anzahl	46
3.3.1	Versuchsaufbau	46
3.3.2	Maximale Differenz von Pcom	49
3.3.3	Mittlere Differenz von Pcom	50
3.3.4	Maximale Differenz von Xcom	52
3.3.5	Mittlere Differenz von Xcom	53
3.3.6	Fazit	54
4	Validierung der Software	56
4.1	Testaufbau und Versuchsdurchführung	56
4.1.1	Testaufbau	56
4.1.2	Versuchsdurchführung	57

4.2	Ergebnisse und Interpretationsmöglichkeiten	59
4.2.1	Allgemeine Auswertung	59
4.2.2	Auswertung des Gesamtverlaufs mit Schrittphasen	72
4.2.3	Auswertung der Schrittphasenzeiten	81
5	Diskussion	89
	Literaturverzeichnis	91
	Abbildungsverzeichnis	97
	Tabellenverzeichnis	99

1 Einleitung

Warum stürzen wir beim Gehen? Diese Grundfrage der Kinesiologie (Bewegungswissenschaft) wird bisher nicht endgültig beantwortet und kann es bisher auch nicht. Die derzeit verwendeten Modelle und Methode beschränken sich auf einfache und eindimensionale Bewegungsabläufe. Im Rahmen dieser Arbeit wird eine Methode vorgestellt, um dreidimensionale und komplexe Bewegungsabläufe exakt zu analysieren und somit die offene Grundfrage einer Beantwortung näher zu bringen.

Die Bewegungswissenschaft als interdisziplinäre Wissenschaft verknüpft sich zunehmend mit der Gerontologie. Die Zielgruppe der älteren Menschen ist deswegen so interessant, weil die Entwicklung des Bewegungsablaufes im Alter schwer vorherzusagen ist. Zudem sind in dieser Forschung die Sturzprävention und das Verhindern einhergehender Knochenbrüche und Verletzungen im besonderen Maße relevant. Immobilitäten durch Sturzverletzungen sind bei älteren Menschen die Hauptursache für den Verlust der Selbständigkeit bis hin zu Selbstversorgungsdefiziten und folgender Bettlägerigkeit. Bettlägerigkeit begünstigt zu dem das Auftreten von Pneumonien, verursacht durch einhergehendem Muskelabbau im ganzen Körper, sowie Erkrankungen des Magen-Darm-Systems. Ein besonders wichtiger Forschungsgegenstand der Gerontologie ist daher die Mobilität der Patienten zu erhalten. Neben der Aktivierung der Bewegung durch Interventionen und Bewegungstherapien ist in diesem Fall das Ziel der Forschung Stürze und die einhergehenden Verletzungen zu vermeiden und die Sturzsituation zu detektieren und zu verstehen.

In der bisherigen Forschung wurden der Gang und die Sturzgefahr überwiegend eindimensional und auf einer Geraden betrachtet. Bisherige mehrdimensionale Betrachtungen haben sich eher als unhandlich und schwer beurteilbar herausgestellt. Dabei ist die dynamische Stabilität eine räumliche Erscheinung, die es uns erst ermöglicht eine aufrechte Vorwärtsbewegung auszuführen und Störungen der Laufbewegung auszugleichen.

Da jeder Mensch einen individuellen Gang aufweist und unterschiedlich auf Störungen und Herausforderungen reagiert, ist eine allgemeine Bewertung des Gangverhaltens nur zum groben Verständnis geeignet. Besonders bei älteren Menschen stecken die Schwierigkeiten adäquat auf Störungen zu reagieren in unterschiedlichen Ursprüngen. Die einen haben Schwierigkeiten mit erhöhter Geschwindigkeit, die anderen lassen sich von zusätzlichen kognitiven oder motorischen Aufgaben vom Gang ablenken und wieder andere haben Schwierigkeiten mit einem plötzlichen Richtungswechsel. Die Mannigfaltigkeit der individuellen Schwierigkeiten zeigt auf, dass eine allgemeine und vereinfachte Bewertung des Gehens im Alter unzureichend ist. Eine individuelle Betrachtung des Gangs rückt in den Fokus für ein größeres Verständnis des Gehens und nur der holistische und interdisziplinäre

Ansatz mit der Kinesiologie kann diese Betrachtung liefern.

Eine besondere Gefahrensituation beim Gehen ist der Richtungswechsel, beispielsweise beim Gang um eine Kurve. Vor allem bei erhöhter Geschwindigkeit kann es schnell zu einer Sturzsituation kommen. Beispiele aus dem Alltag finden sich überall, z.B. in den Wohnungen von älteren Menschen, wenn es an der Tür klingelt und die Bewohnerin/ der Bewohner sich bemüht schnell die im Raum stehenden Möbel zu umgehen. Stürze in der eigenen Wohnung sind für ältere Menschen eine der häufigsten Ursachen für Knochenbrüche und Verletzungen. Begünstigend dafür können auch schlechte Beleuchtung, Türschwellen, Teppichkanten, lose herumliegende Kabel, rutschiger Boden und/oder fehlende Geländer sein.

Für die Beurteilung solcher Gefahrensituationen wurde im Rahmen dieser Doktorarbeit eine neue Methode entwickelt, die zum einen die dynamische Stabilität im dreidimensionalen Raum betrachtet und zum anderen die bisherigen Tests auf einer Gerade um einen Gang mit einem Richtungswechsel, d.h. einer Kurve, erweitert. Dieser Testaufbau ist so konstruiert, dass er für sämtliche, zukünftigen Forschungen in der Bewegungswissenschaft beliebig erweitert werden kann. Ziel dieser Arbeit ist es, diese Methode mit dem existierenden Forschungsstand zu vergleichen und valide Ergebnisse zu erzeugen, die neue Interpretationsansätze für die Betrachtung des menschlichen Ganges liefern können.

Zu Beginn dieser Doktorarbeit wurde eine umfangreiche Literaturrecherche durchgeführt, welche in Kapitel 2 Stand der Technik mit einer Bewertung der bestehenden Untersuchungsmethoden aufgearbeitet wurde. Die bestehenden Untersuchungsmethoden dienen als Grundlage für die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten neuen Methode. In Kapitel 3 Material und Methoden wird zuerst das verwendete Motion Capture System und das zugrundeliegende Marker-Modell erläutert. Im Anschluss wird aufbauend auf den methodischen Grundlagen die neue Methode ausführlich erläutert. In der folgenden Software Dokumentation werden die einzelnen Schritte der Softwareprogrammierung dargestellt. Zum Abschluss dieses Kapitels wird eine numerische Näherung der Marker-Anzahl durchgeführt. Ziel dieses Teils der Arbeit ist den bestehenden Testaufbau soweit wie möglich zu optimieren und bestmögliche Ergebnisse zu produzieren. Die im Kapitel 3 beschriebene Software, wird in Kapitel 4 mit Beispieldatensätzen validiert und die Ergebnisse werden mit Interpretationsmöglichkeiten präsentiert.

2 Stand der Technik

Die drei gängigsten Methoden zur Bestimmung der Stabilität beim Gehen sind: Margin of Stability, Lokale Stabilität und Orbitale Stabilität. In der theoretischen Mechanik wird die Stabilität eines Systems als die Reaktion des Systemzustands auf Störungen definiert. Diese Definition wird auf die Systeme der Biomechanik angewandt, um die dynamische Stabilität beim Gehen zu Beurteilen [38]. Die Tendenz eines Probanden, sich von kleinen (natürlichen oder künstlichen) Störungen zu erholen, die während dem Gehen auftreten, soll mit Hilfe der hier erläuterten Verfahren abgeschätzt werden.

2.1 Methoden zur Stabilitätsbestimmung

In den folgenden Unterkapiteln werden die drei gängigsten Methoden zur Bestimmung der Stabilität beim Gehen, Margin of Stability, Lokale Stabilität und Orbitale Stabilität, auf Grund einer umfangreichen Literaturrecherche mit ihrem historischen Kontext und wie sie im Einzelnen berechnet werden aufgeführt.

2.1.1 Margin of Stability

Zur Analyse der dynamischen Stabilität gilt die Margin of Stability (MoS), zu Deutsch Toleranz der Stabilität, als Goldstandard. Die Methode basiert auf dem statischen Ansatz eines invertierten Pendels (siehe Abbildung 2.1), welches von Hof et al [26] so erweitert wurde, dass es auf den menschlichen dynamischen Gang angewendet werden kann.

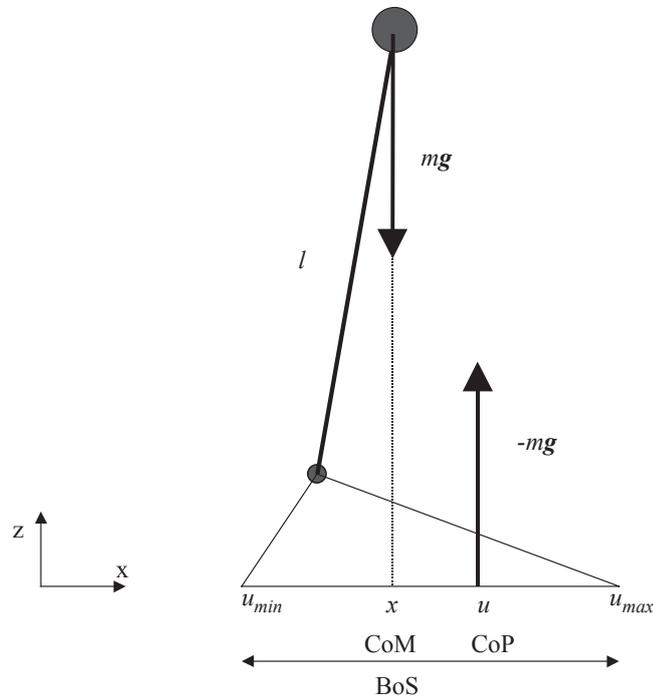


Abbildung 2.1: Modell eines invertierenden Pendels mit Masse (m), Gravitationskraft (g), Pendellänge (l), Center of Mass (CoM), Base of Support (BoS), Center of Pressure (CoP) und Grenzen der BoS (u_{min} und u_{max}) [26].

Für die Berechnung der MoS wird die Beziehung zwischen dem Körperschwerpunkt (Center of Mass - CoM) und der Unterstützungsfläche (Base of Support - BoS) betrachtet. Außerdem fließt in die Berechnungen die horizontale Geschwindigkeit des CoM ein, woraus sich der extrapolierte Massenmittelpunkt (Xcom) ergibt [60]. Die MoS beschreibt den minimalen Abstand zwischen dem extrapolierten Massenmittelpunkt Xcom und der nächstliegenden Grenze der BoS. Um während der Fortbewegung stabil zu bleiben, muss das menschliche neuromotorische System kontinuierlich Anpassungen ausführen, mit dem Ziel, die Lage des CoM zu kontrollieren [53]. Die horizontale Komponente der vertikalen Projektion des Xcom auf dem Boden muss innerhalb der Grenzen der BoS liegen, damit das System als stabil eingeschätzt werden kann.

Um die dynamische Stabilität beim Gehen zu bewerten, wird entweder die gemittelte MoS und/oder die Schritt-zu-Schritt MoS bestimmt [27].

2.1.1.1 Historischer Kontext

Erste Annahmen zur Bewertung der statischen Stabilität entstanden bereits 1975 und basieren auf dem invertierten Pendelmodell des Menschen beim Stehen. (siehe Abbildung 2.1):

1. Die Stabilität könne komplett über die Bewegung vom Massenmittelpunkt CoM des gesamten Körpers beschrieben werden,
2. der Abstand der Pendellänge l von der Achse der Rotation zum Schwerpunkt CoM bliebe konstant und
3. die Bewegung vom CoM sei klein im Vergleich zur Pendellänge l [18].

Weitere Nachforschungen ergaben Mitte der 90er Jahre, dass die statische Stabilität über die Beziehung zwischen dem Schwerpunkt CoM einer Person und deren Unterstützungsfläche BoS beschrieben wurde. Bedingung, um in statischen Situationen stabil zu sein, sei, dass die vertikale Projektion des CoM innerhalb der Grenzen der BoS liege [58]. Pai et al. veröffentlichten 1997 [39] ihre Arbeit, in der sie darauf aufmerksam machten, dass diese Bedingung nicht für den dynamischen Gang verwendet werden könne, da die horizontale Geschwindigkeit des CoM ignoriert würde. Als Erweiterung dieses Ansatzes veröffentliche Hof et al. [26] ein neues Messverfahren, welches auch unter dem Namen “Extrapolierter Massenmittelpunkt-Konzept“ bekannt wurde. Er führte die neue Variable des Extrapolierten Massenmittelpunktes X_{CM} ein, wodurch der Ansatz auch für dynamische Bewegungen, wie das Gehen, angewandt werden konnte [60] (siehe Abbildung 2.2).

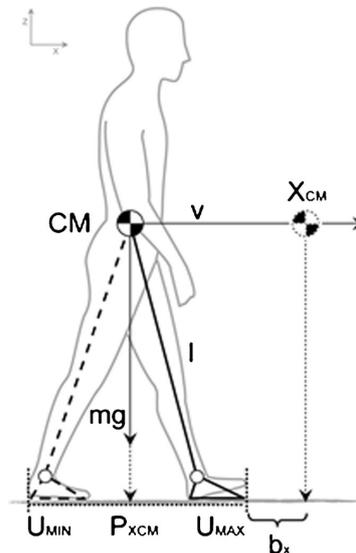


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung des invertierten Pendels beim Gehen [35].

2.1.1.2 Berechnung

Die dynamische Stabilität wird bei der MoS als der Unterschied zwischen der Unterstützungsfläche BoS und dem extrapoliertem Massenmittelpunkt Xcom bezeichnet. Die BoS wird anterior/posterior durch die Fußspitzen- und Fersenmarker und in medial/lateral durch die äußeren Marker an den kleinen Zehen der Füße begrenzt [60] und entspricht somit der Fläche unter bzw. zwischen den Füßen. Um die dynamische Stabilität zu bestimmen, müssen zunächst die Positionen des Massenmittelpunktes CoM des gesamten Körpers einer Person und deren Unterstützungsfläche bestimmt werden (siehe Abbildung 2.2). Die Variablen der Unterstützungsfläche können entweder durch ein kinematisches Messverfahren, wie ein Motion Capture System, erfasst werden oder können mit Hilfe von Kraftmessplatten und entsprechenden Filtern zur Bestimmung der Position des CoM aus den Daten des Center of Pressure (CoP) berechnet werden [27]. Auch eine Kombination der beiden Verfahren zur Bestimmung von CoM und BoS finden in der Forschung ihre Anwendung [26].

In einer Studie von Young et al. [60] wurde die CoM-Position alternativ als die gemittelte Position von vier Hüftmarkern abgeschätzt. Die CoM-Geschwindigkeit wurde anschließend als erste Ableitung der CoM-Position bestimmt.

Da der menschliche Gang nicht statisch ist, muss die Geschwindigkeit des CoM miteinbezogen werden. Dazu wird der extrapolierte Massenmittelpunkt Xcom berechnet:

$$Xcom = Pcom + \frac{\dot{P}com}{\omega_0} \quad (2.1)$$

$Pcom$ entspricht dabei der horizontalen Komponente der Projektion des CoM auf dem Boden und $\dot{P}com$ der horizontalen Geschwindigkeit des Massenmittelpunktes [35]. ω_0 ist die Eigenfrequenz des Systems und wird wie folgt berechnet:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (2.2)$$

Wobei $g = 9,81 \frac{m}{s^2}$ die Gravitationskonstante ist und l die Pendellänge darstellen [35]. Bei der Berechnung von l gibt es unterschiedliche Ansätze. In der Studie von Medemli et al. [35] wird sie als der Abstand vom Sprunggelenk zum CoM berechnet. Young et al. [60] hingegen bestimmen l als den gemittelten Abstand vom lateralen Fersenmarker zum CoM zum Zeitpunkt des Fersenaufsatzes.

Auf der Basis eines einfachen invertierten Pendels wird die Margin of Stability b definiert als:

$$b = U_{max} - Xcom \quad (2.3)$$

Dabei entspricht U_{\max} der anterioren Grenze der BoS. X_{com} entspricht dem extrapolierten Massenmittelpunkt [35]. b wird demnach als der Abstand zwischen dem X_{com} und dem Zehenmarker des führenden Fußes bezeichnet.

Bei der Berechnung der MoS muss zwischen der MoS in anterior/posterior Richtung und der MoS in medial/lateraler Richtung unterschieden werden. Die in Funktion 2.3 beschriebene Margin of Stability b entspricht dabei der MoS in anterior/posterior Richtung und wird im Folgenden als MoS_{ap} bezeichnet. Die MoS in medial/lateraler Richtung wird im Folgenden als MoS_{ml} bezeichnet und wird berechnet als der laterale Abstand zwischen dem X_{com} und dem lateralen Fersenmarker des führenden Fußes, d.h. dem Fuß, der die Lastübernahme erfährt. Die MoS wird dabei meist für den Moment berechnet, in dem die Ferse Kontakt mit dem Boden hat.

Funktion 2.3 sagt aus, dass ein Körper genau dann stabil ist, wenn die vertikale Projektion des Massenmittelpunktes X_{com} innerhalb der Unterstützungsfläche BoS liegt. (siehe Abbildung 2.3)

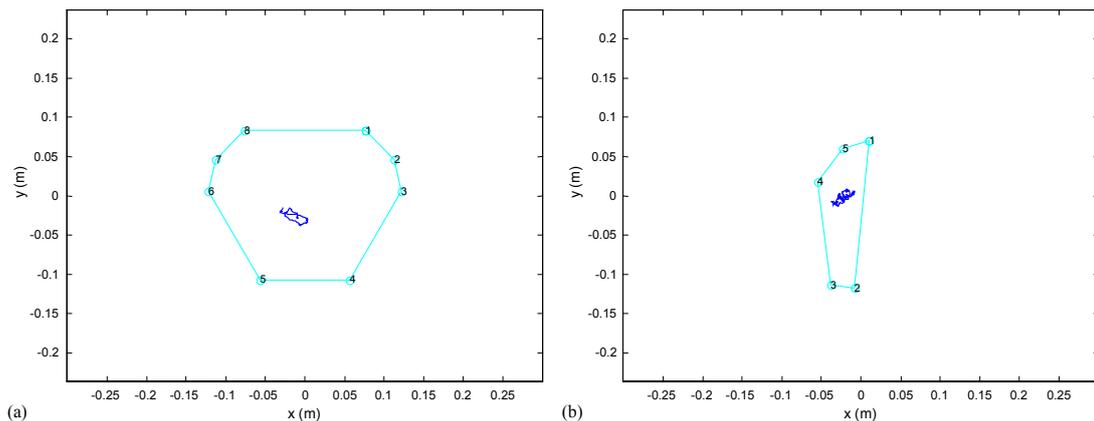


Abbildung 2.3: Bewegung des X_{com} und die Grenzen der BoS einer Person beim Stand auf beiden Füßen (a) und beim Stand auf dem linken Fuß (b) [26].

Die BoS ist definiert, als der mögliche Bereich, in dem der Center of Pressure (CoP) auftreten kann. Der CoP entspricht dem Punkt auf dem Boden, an dem die Bodenreaktionskraft angreift. Diese ist die Resultierende der Druckverteilung unter den Füßen. Steht die Person nur auf einem Fuß, greift die Resultierende durch die verkleinerte BoS nur unter diesem Fuß an. Steht die Person auf beiden Füßen, verteilt sich der Druck auf die vergrößerte Unterstüztungsfläche und die resultierende Bodenreaktionskraft verschiebt sich zwischen die beiden Füße [28]. Diese Definition legt nahe, dass die Position der Füße genutzt werden kann, um die MoS während des Gehens zu kontrollieren [25].

Positive Werte der MoS spiegeln eine dynamische, stabile Körperhaltung wieder (Position Xcom innerhalb der BOS, siehe Abbildung 2.3), während negative Werte der MoS eine dynamische, instabile Körperhaltung zeigen. Dabei sollte beachtet werden, dass ein einzelner negativer Wert der MoS nicht unbedingt bedeutet, dass die Person unmittelbar fällt, sondern dass korrigierende Maßnahmen notwendig sind, um einen Sturz zu vermeiden [60]. Mehrere instabile Schritte bedeuten, dass aufwendigere korrigierende Maßnahmen ausgeführt werden müssen, die größere Bemühungen mit sich führen.

2.1.2 Lokale Stabilität

Die Methode der Lokalen Stabilität dient zur Stabilitätsanalyse dynamischer Systeme und wird durch Methoden nichtlinearer Zeitreihen quantifiziert. Lokale Divergenzexponenten, die maximum finite time Lyapunov exponents λ_1 , benannt nach dem russischen Mathematiker Alexander Michailowitsch Lyapunov, definieren die Lokale Stabilität, indem sie eine Aussage über das Stabilitätsverhalten gegebener Trajektorien ermöglichen. Sie bestimmen, wie das System kontinuierlich in Echtzeit auf sehr kleine Störungen reagiert, die beim natürlichen menschlichen Gang auftreten [10].

Für experimentelle Gangstudien kann der wahre Lyapunov-Exponent λ_1 nicht berechnet werden. Daher werden die angenäherten Exponenten λ_s^* und λ_l^* über zwei Regionen abgeschätzt. Die erste Region beschreibt die Reaktion kurzer Laufzeiten und wird als λ_s^* bezeichnet, die zweite Region beschreibt die Reaktion längerer Laufzeiten und wird als λ_l^* bezeichnet [7].

Die Lokale Stabilität macht eine Aussage darüber, wie ausgeprägt die Fähigkeit des Bewegungsapparates ist, natürliche Schwankungen zwischen einzelnen Schrittzyklen auszugleichen.

2.1.2.1 Historischer Kontext

Seit Jahren stellt die Unterscheidung von deterministischen Chaos und Rauschen ein großes Problem dar [51]. Strogatz definierte Chaos als aperiodisches langfristiges Verhalten und einem deterministischen System, das eine empfindliche Abhängigkeit von seinen Anfangsbedingungen zeigt. Dies bedeutet, dass die Trajektorien nicht zu Fixpunkten konvergieren oder periodisch verlaufen, sondern strukturloses, rein zufälliges Verhalten aufweisen. Deterministisch bedeutet in diesem Zusammenhang, dass das aperiodische Verhalten nicht durch stochastisches Rauschen hervorgerufen wird, sondern durch inhärente Nichtlinearitäten im System selbst [17]. Rauschen kann bei der Analyse der menschlichen Fortbewegung zum Beispiel durch Weichteilbewegungen oder durch Störungen in der Messapparatur entstehen. Wird Rauschen in einem System detektiert, kann dies zu der falschen Annahme führen, dass System könnte chaotisch sein, Daher ist die Analyse von potentiell chaotischen Verhalten in biologischen Systemen von großem Interesse. Es muss folglich unterschieden werden, ob die auftretende Aperiodizität im System durch Rauschen oder tatsächlich

aufgrund von vorhandenem Chaos auftritt [55].

Zeigt ein System empfindliche Abhängigkeiten von seinen Anfangsbedingungen auf und die Trajektorien entfernen sich exponentiell schnell voneinander, ist dies als Chaos und somit als lokale Instabilität zu deuten. Die Lyapunov-Exponenten bieten eine direkte Messung der exponentiellen Rate, mit der sich benachbarte Trajektorien auf einem Attraktor auseinander bewegen oder aufeinander zu bewegen [51].

Wird ein System betrachtet, das über eine Reihe von gewöhnlichen Differenzialgleichungen beschrieben werden kann, so ist die Anwendung numerischer und analytischer Verfahren möglich. In der experimentellen Anwendung sind diese Gleichungen jedoch entweder nicht bekannt oder äußerst schwierig abzuleiten. In diesem Fall ist es nicht möglich, die Lyapunov-Exponenten analytisch oder numerisch zu berechnen [17].

Daher wurden, wie in Abbildung 2.4 zu sehen ist, einige Algorithmen vorgeschlagen, die dazu dienen, das volle Lyapunov-Spektrum oder den maximalen Lyapunov-Exponenten λ_1 aus experimentellen Zeitreihen zu berechnen. Dabei wird an dieser Stelle nur auf die bekanntesten Algorithmen eingegangen. Da diese im Allgemeinen auf der Zustandsraumrekonstruktion basieren, ist der erste Schritt bei dieser Analyse von Zeitreihen eines nichtlinearen Systems, einen geeigneten Zustandsraum zu rekonstruieren. Die Algorithmen, die am häufigsten zur Berechnung des vollen Lyapunov-Spektrums verwendet werden, sind die von Wolf [59], Sano und Sawada [48] und Abarbanel [3, 1, 2].

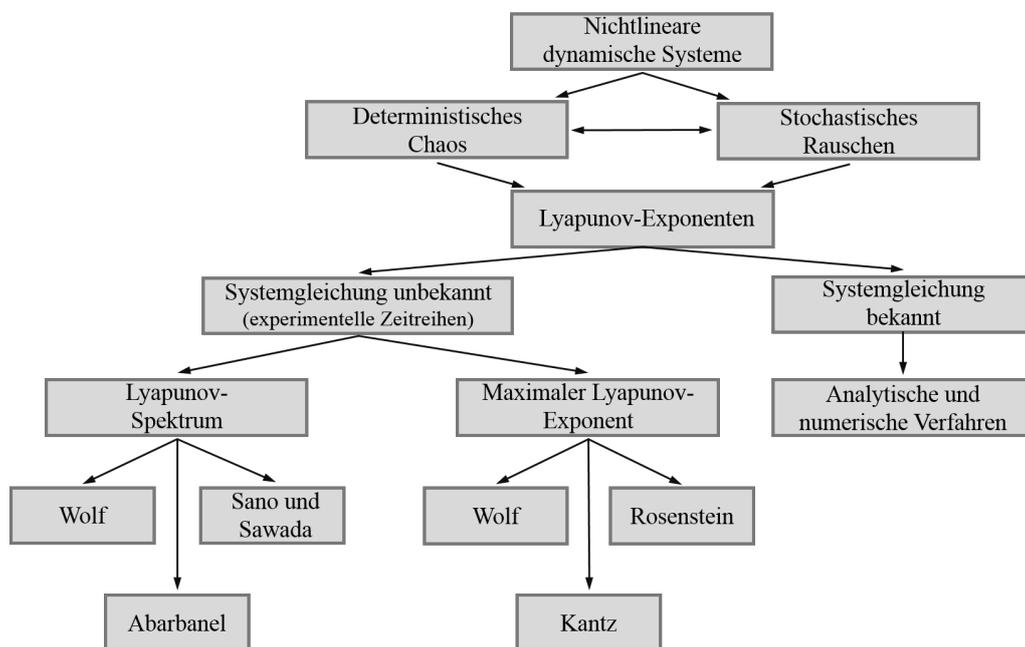


Abbildung 2.4: Entwicklung der Algorithmen zur Bestimmung der Lokalen Stabilität

Allerdings gibt es keine allgemein akzeptierte, optimale Methode für die Berechnung des Spektrums. Aufgrund von rechnerischen Schwierigkeiten und der Erkenntnis, dass es ausreichend ist, den maximalen Lyapunov-Exponenten λ_1 für die Quantifizierung von Chaos zu kennen, wurden weitere Algorithmen vorgeschlagen, die ausschließlich diesen berechnen [17]. Die bekanntesten Algorithmen hierbei sind die von Wolf [59], Rosenstein [47] und Kantz [24, 34].

Der Algorithmus von Wolf gilt als einfach zu implementieren, er erweist sich als sehr empfindlich gegenüber Rauschen und unzuverlässig für kurze oder nicht-stationäre Zeitreihen. Da biologische Datensätze von Natur aus Rauschen enthalten und kurz im Vergleich zu der Länge sind, die für den Wolf-Algorithmus benötigt würde, muss ein neuer Algorithmus entwickelt werden [17]. Als Alternativen erweisen sich sowohl der Kantz- als auch der Rosenstein-Algorithmus. Im Gegensatz zu vorherigen Methoden sollen diese Algorithmen zuverlässig für kleine Datensätze, weniger rechenintensiv und leicht zu implementieren sein.

2.1.2.2 Berechnung

Die Lokale Stabilität wird über lokal abweichende Lyapunov-Exponenten definiert, die angeben, wie der Zustand eines Systems auf sehr kleine (lokale) Störungen kontinuierlich in Echtzeit reagiert [15]. Sie geben die Empfindlichkeit eines Systems auf Störungen an und sind Ausdruck der Vorhersagbarkeit der Systemzustände aus den Anfangsbedingungen [47]. Wird eine Störung in ein System eingebracht, so wird die lokale Abweichung bestimmt, indem für jeden Datenpunkt im Zustandsraum der nächste Nachbar auf einer benachbarten Trajektorie gesucht und der Euklidische Abstand zwischen diesen Punkten über die Zeit verfolgt wird. Die Lyapunov-Exponenten sind ein Maß für das Auseinanderlaufen der Trajektorien von ursprünglich benachbarten Punkten, d.h. sie sind ein Maß für die Abhängigkeit eines nichtlinearen dynamischen Systems von den Anfangsbedingungen [41]. In Abbildung 2.5 A und B ist ein Paar von nächsten Nachbarn dargestellt, deren Euklidischer Abstand über i Zeitschritte verfolgt wird. Die benachbarte Trajektorie kann entweder zur ursprünglichen Trajektorie zurück konvergieren oder weg divergieren. Auf jeder Trajektorie wird für jeden Datenpunkt j der nächste Nachbar und der Euklidische Abstand bestimmt. Anschließend werden diese Abstände zwischen den benachbarten Trajektorien als eine Funktion der Zeit berechnet und über alle originalen benachbarten Paare gemittelt [15].

Es entsteht eine Divergenzkurve (siehe Abbildung 2.5 C), mit deren Hilfe die angenäherten Lyapunov-Exponenten λ_s^* und λ_1^* bestimmt werden können. Werte <0 zeigen, dass die Person stabil ist und die Trajektorien im Durchschnitt zur Konvergenz tendieren. Werte >0 entstehen durch kleine lokale Störungen und bedeuten, dass die Person instabil ist und die Trajektorien im Durchschnitt zur Divergenz neigen. Größere Exponenten bedeuten zudem eine größere Sensitivität auf kleine lokale Störungen. Dies bedeutet, je größer der Exponent ist, desto instabiler ist die Person beim Gehen.

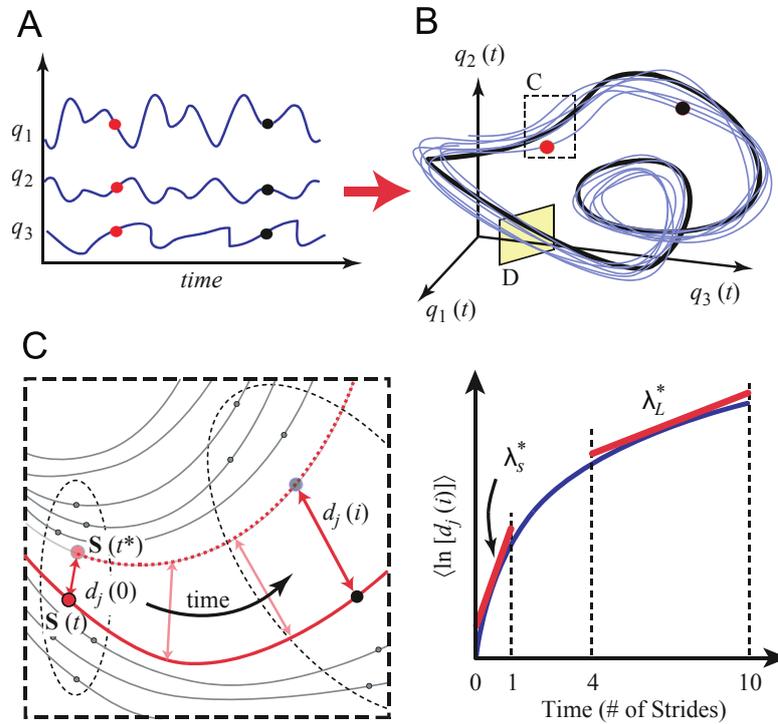


Abbildung 2.5: Berechnung der Lokalen Stabilität: (A) Schematische Darstellung der Zustandsraum-Konstruktion. Die ursprünglichen Zeitreihen der Rohdaten definieren die Zustände (q_1 , q_2 , q_3) des Systems. (B) Diese Zustände werden kombiniert, um die Flugbahn des Systems im Zustandsraum (nur dreidimensional) zu bilden. (C) Ausschnitt einer typischen lokalen Region. Kleine Störungen bewegen das System bei $S(t)$ zu seinem nächsten Nachbarn $S(t^*)$. Die lokale Divergenz wird durch Messen der euklidischen Abstände zwischen den nachfolgenden Punkten berechnet, diese werden mit $d_j(i)$ bezeichnet. Die lokale dynamische Stabilität des Systems wird dadurch definiert, wie schnell die beiden Trajektorien im Durchschnitt voneinander abweichen. Die Lyapunov-Exponenten λ_s^* und λ_L^* werden aus den Steigungen der mittleren logarithmischen Divergenzkurve berechnet. [33]

Mit Hilfe des Lyapunov-Exponenten lässt sich nicht nur die Lokale Stabilität für einzelne Trajektorien bestimmen, sondern auch die Stabilität des gesamten Systems bzw. des entsprechenden Attraktors [4]. Es kann entsprechend auch betrachtet werden, ob das System insgesamt eher stabil oder instabil ist und ob die lokalen kleinen Schwankungen überwiegen oder nur selten vorkommen.

2.1.3 Orbitale Stabilität

Die Methode der Orbitalen Stabilität basiert ebenfalls, wie die Lokale Stabilität, auf der Dynamik aufeinanderfolgender Attraktorumläufe und bestimmt die Veränderung einer kleinen Anfangsstörung über die Zeit. Die Methode der Orbitalen Stabilität erlaubt es, die Stabilität von periodischen nichtlinearen Systemen zu messen.

Dazu wurde ein Stabilitätsindex entwickelt, der die Fähigkeit einer Person charakterisiert, stetige Gangmuster aufrecht zu halten [30]. Dieser Stabilitätsindex entspricht den sogenannten Floquet Multiplikatoren (FM). Diese sind die Eigenwerte der Jakobi-Matrix $J(S^*)$ und bestimmen in einer diskreten Weise, wie ein System auf kleine Störungen von einem Zyklus zum nächsten reagiert [30].

Da die Dauer eines Schrittzklus einer Person nicht exakt reproduziert werden kann, entstehen unterschiedlich lange Datenreihen. Dies ist vor allem für Vergleiche problematisch. Daher wird zum Beispiel der Zeitpunkt des Fersenaufsatzes des linken Fußes als 0 % und der Fersenaufsatz des rechten Fußes als 100 % festgelegt. Alle Ergebnisse in diesem Zeitraum können ebenfalls prozentual unterteilt werden. Die Floquet Multiplikatoren werden für jeden Prozentsatz des in 0 bis 100 % unterteilten Gangzyklus berechnet, um somit die Orbitale Stabilität der gesamten Fortbewegung zu bestimmen.

2.1.3.1 Historischer Kontext

Um den normalen Gang von einem pathologischen Gang zu unterscheiden, wurden bereits vor Jahrzehnten zahlreiche Ansätze von verschiedenen Forschern vorgestellt. Zum Beispiel veröffentlichten Robinson und Smidt 1981 [46] eine Studie, in der sie die drei Allgemeinen Gangparameter Kadenz, Schrittlänge und Geschwindigkeit vorstellen.

Weitere Methoden beschäftigen sich unter anderem mit dem Energieverbrauch [57], dem Herzschlag [50] oder dem Knieadduktionsmoment [42]. Aber auch Studien, die sich mit dem dynamischen Verhalten der zweibeinigen Fortbewegung beschäftigten wurden vorgestellt. Invertierende Pendelmodelle verschiedener Komplexität wurden genutzt, um den zweibeinigen menschlichen Gang zu simulieren. Auch Hurmuzlu et al. [29] stellten 1992 einen neuen Ansatz vor, um die dynamische Stabilität von Gangmodellen zu untersuchen. Dieser Ansatz bot erste wichtige Ergebnisse für die Ganganalyse und konnte fundamentale Fragen in Bezug auf die Dynamik und Kontrolle des Gangs beantworten. Jedoch standen künstliche zweibeinige Modelle im Fokus dieser Untersuchungen. Es stellte sich als extrem kompliziert dar, die Ergebnisse der Studie auf den menschlichen Gang zu übertragen, da nicht genügend Informationen über die Kontrollstrategien, die der Mensch nutzt, um einen stabilen Gang beizubehalten, bekannt waren. Zu dieser Zeit gab es keinen akzeptierten Weg, um die dynamische Stabilität der Fortbewegung zu beurteilen [30].

Hurmuzlu et al. [30] stellten daher 1994 einen neuen Ansatz vor, der die Dynamik von periodischen Bewegungen untersucht, die während der menschlichen Fortbewegung entstehen. Im Gegensatz zu den zuvor häufig verwendeten Einzelschritt-Analysen fokussiert sich die Analyse auf den gesamten Gangprozess. Die Anwendung erfordert weder Annahmen über

die innere Struktur des menschlichen Körpers noch über die die Strategien, die der Mensch bei der für die Bewegung nutzt. Verschiebungsdaten der unteren Extremitäten werden gesammelt und erfassen die Zeitpunkte des Gangzyklus, um die Analyse durchzuführen. Die maximalen Floquet Multiplikatoren werden zu jedem Prozentsatz des Gangzyklus (von 0 - 100 %) für jede Zeitreihe berechnet, um die Orbitale Stabilität dieser Bewegung zu beurteilen [15].

2.1.3.2 Berechnung

Die Darstellung von mehrdimensionalen Phasenraumkurven über einen längeren Zeitraum ist oft unübersichtlich. Um dieses Problem zu lösen, stellte Henri Poincaré eine Diskretisierungstechnik vor, bei der die sogenannte Poincaré-Abbildung (oder auch Poincaré-Schnitt) verwendet wird. Dabei wird der d_E -dimensionale Attraktor auf eine (d_E-1) -dimensionale Hyperebene (Poincaré-Abbildung) projiziert. An Stelle der kompletten Trajektorie, werden nur deren Durchstoßpunkte durch die senkrecht zum Attraktorverlauf stehende Poincaré-Abbildungen betrachtet [41] (siehe Abbildung 2.6). Diese Durchstoßpunkte werden als Fixpunkte S^* bezeichnet. Die Diskretisierung erfolgt anhand der Punkte der Trajektorien, die auf der Ebene liegen. Wäre die Bewegung exakt periodisch, so wäre der Attraktor maximal stabil und die Bewegungsbahn von einer Periode zur Nächsten würde sich nicht ändern. Eine solche Bewegung würde die zu ihr senkrechte stehende Ebene immer am gleichen Punkt durchstoßen. Da der Bewegungsablauf des menschlichen Gangs jedoch nicht exakt periodisch ist und immer kleine Störungen auftreten, bietet die Floquet Multiplikatoren ein Maß dafür, wie stark die Durchstoßpunkte mit dem neuen Umlauf vom Fixpunkt S^* der Referenztrajektorie abweichen [30].

Die maximalen Floquet Multiplikatoren werden in einigen Studien für jeden Prozentsatz berechnet, um zu bestimmen, wie die Orbitale Stabilität über den gesamten Gangzyklus variiert. In anderen Studien werden sie hingegen nur für markante Punkte des Gangzyklus bestimmt.

Damit das System orbital stabil ist, müssen die Floquet Multiplikatoren < 1 sein, d.h. sie müssen alle innerhalb eines Einheitskreises liegen. Ist dies der Fall, so schrumpfen die Störungen im Durchschnitt zum nächsten Zyklus und das System wird als stabil betrachtet. Ist einer der Floquet Multiplikatoren > 1 , so ist das System orbital instabil.

Der größte maximale Floquet Multiplikator aller Poincaré-Abbildungen eines Versuchs repräsentiert den instabilsten Punkt [15].

Abschließend besteht die Möglichkeit die maximalen Floquet Multiplikatoren für statistische Vergleiche noch einmal für jeden Versuch zu mitteln.

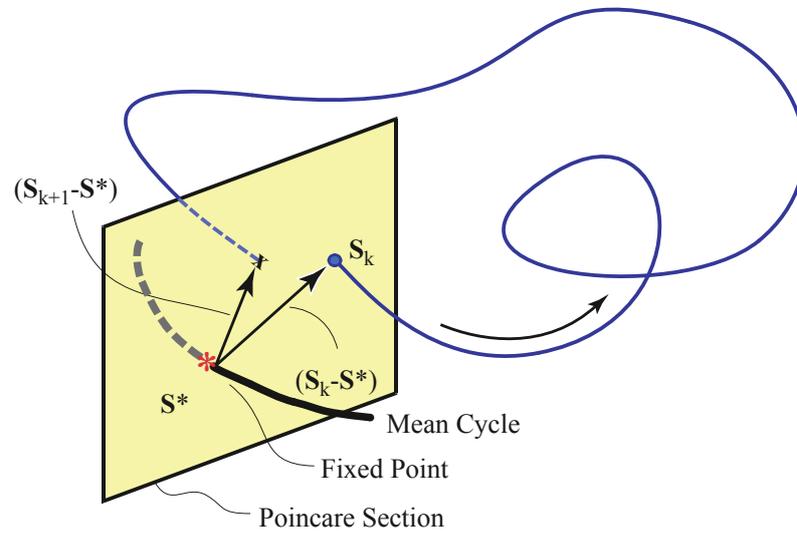


Abbildung 2.6: Berechnung der Orbitalen Stabilität: Poincaré-Abbildung orthogonal zu der Referenztrajektorie. Der Systemzustand S_k entwickelt sich zum Systemzustand S_{k+1} . Die Floquet Multiplikatoren bestimmen, ob die Abstände zwischen diesen Zuständen und dem Fixpunkt S^* nach einem Zyklus wachsen oder sich reduzieren. [33]

2.2 Bewertung der Methoden

Im Folgenden werden die beschriebenen Bewertungsmethoden zu Stabilität beim Gehen nach verschiedenen Kriterien kritisch betrachtet. Es soll eine Beurteilung ermöglicht werden, ob die einzelnen Methoden die Wahrscheinlichkeit eines Sturzes bestimmen können. Für die Untersuchung der Stabilität beim Gehen ist es das Ziel, Methoden zu verwenden, die eine vorhersagende Funktion besitzen, um Stürze zu vermeiden. Mechanismen, die der Bewegung zu Grunde liegen sollen verstanden werden, insbesondere die Mechanismen, die zu Stürzen führen.

Obwohl die Beurteilung der dynamischen Stabilität mit Hilfe biomechanischer Messungen eine gängige Praxis in der Forschung darstellt, bleibt es umstritten, ob die bestehenden Methoden geeignet sind sturzgefährdete Individuen zu identifizieren und die Ursache der Stürze vorhersagen zu können [8]. Um dies zu beurteilen, werden die Ergebnisse verschiedener Studien in diesem Kapitel miteinander verglichen, die Validität und die methodischen Ansätze diskutiert und allgemeine Probleme aufgezeigt.

2.2.1 Bewertung der Margin of Stability

2.2.1.1 Validität

Um herauszufinden, ob Probanden oder Patienten mit einem erhöhten Sturzrisiko von gesunden Probanden mit Hilfe des extrapolierten Massenmittelpunktes unterschieden werden können, werden die Ergebnisse verschiedener Studien betrachtet.

In einer Studie von Young et al. [60] werden visuelle medial/lateral (ml) und anterior/posterior (ap) Störungen und Schwankungen der Oberfläche verwendet, um die Probanden zu destabilisieren. Anschließend wurden die gemittelte MoS_{ml} und die gemittelte MoS_{ap} berechnet. Während die MoS_{ml} während der Störungsversuche keine signifikanten Änderungen zeigte, waren die Werte der MoS_{ap} für drei der vier Störungsversuche signifikant kleiner. Dies wird in der Studie von Young et al. so gedeutet, dass die Probanden in der destabilisierten Situation instabiler waren, als während dem ungestörten Basisversuch. Auch in der Studie von Hak et al. [21] reagierten die Probanden mit einer negativeren gemittelten MoS_{ap} während der Störversuche im Vergleich zum Basisversuch. Bei wachsender Störungsintensität verringert sich die MoS_{ap} . Die MoS_{ml} hingegen zeigte entgegengesetzte Ergebnisse. Diese wurden bei wachsender Störungsintensität größer, was in dieser Studie so gedeutet wurde, dass der Proband in diesen Situationen in medial/lateral Richtung stabiler wird.

Eine Studie von Süptitz et al. [54] beschäftigte sich mit der dynamischen Stabilitätskontrolle beim Gehen über die weibliche Lebensspanne. Dabei wurde für diese Studie das rechte Bein der weiblichen Probanden während dem Gehen unerwartet gestört. Die MoS des Schrittes nach der Störung entsprach bei allen Probandinnen einem geringeren Wert im Vergleich zum ungestörten Gang. Die alten und mittelalten Frauen benötigten dabei

drei Schritte mehr als die jungen Frauen, um die Stabilität des Basisversuchs zurück zu erlangen.

In der Studie von Bierbaum et al. [6] wurde die MoS von alten und jungen Probanden untersucht. Nach dem Basisversuch auf hartem Boden, folgten 19 weitere Versuche, von denen bis auf den 2., 8. und 19. Versuch alle auf weichem Boden stattfanden. Der erste Schritt des ersten Versuches auf weichem Boden führte in beiden Gruppen zu einer geringeren MoS_{ap} , da die Probanden nicht auf einen weichen Boden vorbereitet waren. Dabei verringerte sich die MoS_{ap} bei den alten Probanden mehr als bei den Jüngeren. Die folgenden Störungen hatten weniger Einfluss auf die Stabilität der Probanden, da diese nun auf eine eventuell eintretende Störung vorbereitet waren.

Es zeigt sich in den recherchierten Studien, dass die MoS im Allgemeinen gut mit der Stabilität beim Gehen korreliert. Das Eintreten von instabilen Momenten und die nachfolgenden Reaktionen auf diese werden von der Schritt-zu-Schritt Dynamik angemessen erfasst und Instabilitäten können identifiziert werden. Die Methode bietet eine Abschätzung darüber, wie viele Schritte benötigt werden, um zu einer stabilen Position zurückzukehren. Insgesamt scheint die MoS trotz der Identifikation von Instabilitäten kein voll vertrauenswürdige Verfahren zu sein, um die Wahrscheinlichkeit zu Fallen vorherzusagen. Es fällt auf, dass sich die Studien primär mit der Frage beschäftigen, wie die Probanden eine aufrechte Position während des Gangs halten. In den recherchierten Studien, werden vorrangig die Reaktionen auf Störungen wie die Schrittbreite, -länge oder die Schrittfrequenz beschrieben.

In der Studie von Hak et al. [21] reagierten die Probanden auf eine erhöhte Störungsintensität mit einer reduzierten Schrittlänge und einer erhöhten Schrittfrequenz und -breite. Diese Anpassungen wurden ausgeführt, um die Wahrscheinlichkeit des Stürzens zu reduzieren. Zusätzlich wurde die Lokale Stabilität bestimmt. Dabei erhöhte sich λ_s^* mit wachsender Störungsintensität, was bedeutet, dass die Anpassungsmaßnahmen keine Auskunft darüber geben können, ob das Sturzrisiko tatsächlich vermindert wurde.

In Studien aus dem aktuellen und letzten Jahren wurden die Versuchsprotokolle um einen Gang um eine Kurve von 45° [23], von 90° [22] und eine Wendung von 180° [12] erweitert. Havens et al [22], und He et al. [23] haben ihre Auswertungen auf die Variablen MoS_{ap} und MoS_{ml} beschränkt. Conradsson et al. [12] hat zu der Auswertung von MoS_{ml} die Rotation des Beckens beim Gehen betrachtet. Alle drei Studien zeigen auf, dass der Gang um die Kurve eine instabile Situation darstellt auf die sich die Person entsprechend einstellen muss. Wobei in allen drei Studien deutlich wird, dass die Auswertung des Gangs um die Kurve mit solch einem vereinfachten Modell des CoM keine genaue und momentane Betrachtung der Instabilität in der Kurve ermöglicht. Die Studien von Havens et al. [22] und Conradsson et al. [12] empfehlen daher für eine genauere Betrachtung der Gangstabilität in der Kurve explizit die Erweiterung der Messmethoden um die Rotation des Beckens.

2.2.1.2 Methodische Umsetzung

Bei der Bewertung der MoS muss zwischen den zwei Betrachtungsweisen MoS_{ap} in der Sagittalebene und MoS_{ml} in der Frontalebene unterschieden werden. Beide Betrachtungsweisen bieten einen begründeten Zweifel an der Validität. Betrachtet man Abbildung 2.2, so scheint die dargestellte Person stabil zu sein, dass der extrapolierte Massenmittelpunkt innerhalb der Unterstützungsfläche liegt. Somit entspräche die MoS_{ap} einem positiven Wert. Abbildung 2.2 Stellt die Person nur in Sagittalebene dar, in der nur die vordere und hintere Grenze der Unterstützungsfläche betrachtet werden. Wird diese Situation jedoch aus der Vogelperspektive in der Transversalebene betrachtet, so könnte sich die Situation wie in Abbildung 2.7 aussehen. Der extrapolierte Massenmittelpunkt liegt augenscheinlich nicht innerhalb der Unterstützungsfläche. Da die Situation in Abbildung 2.2 aber nur aus der Sagittalebene betrachtet wird und der extrapolierte Massenmittelpunkt die vordere oder hintere Grenze der Unterstützungsfläche nicht überschreitet, wird fälschlicherweise angenommen, dass die Person auch in Transversalebene stabil ist. Werden nun die Grenzen der aufgespannten Unterstützungsfläche in der Transversalebene mit einbezogen, so lässt sich erkennen, dass die Person aus der Vogelperspektive nicht als stabil definiert ist. Dieses Problem gilt ebenfalls für die MoS_{ml} , bei der die lateralen Grenzen in der Frontalebene betrachtet werden. Hier werden zudem die vordere und hintere Grenze der Unterstützungsfläche vernachlässigt.

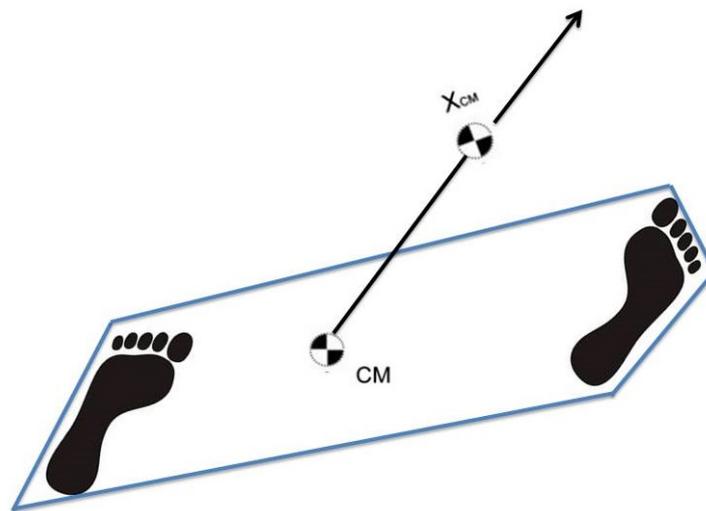


Abbildung 2.7: Ansicht der Situation aus Abbildung 2.2 in der Transversalebene

Die MoS kann außerdem entweder von Schritt- zu Schritt berechnet oder gemittelt werden. Die bereits vorgestellten Ergebnisse zeigten, dass sich die gemittelte MoS kein zuverlässiger Indikator für die Identifizierung von Instabilität ist. Diese Ergebnisse werden von Hof et al. [27] unterstützt. Diese verglichen in einer Studie die gemittelte MoS_{ml}

von Patienten mit Amputationen und gesunden Probanden. Dabei konnte festgestellt werden, dass die Patienten mit Amputationen eine größere gemittelte MoS_{ml} und breitere Schritte als die Gesunden aufwiesen. Dieses Ergebnis ist verwunderlich, da eine größere MoS bedeutet, dass das System stabiler ist [26]. Dies würde bedeuten, dass die Patienten, die einer destabilisierenden Störung ausgesetzt sind, stabiler als die gesunden Probanden sind. Es zeigte sich außerdem, dass die MoS -Variabilität der Amputierten während der ml Störung durch die Amputation erheblich wuchs. Dadurch müssen mehr Schritte mit entweder kleinerer oder negativerer MoS_{ml} benötigt worden sein, was bedeutet, dass die erhöhte Herausforderung an die Stabilität durch die gemittelte MoS nicht erfasst wird. Änderungen der Variabilität werden nicht erfasst.

2.2.2 Bewertung der Lokalen Stabilität

2.2.2.1 Validität

Um die Lokale Stabilität zu einer gültigen Messmethode der dynamischen Stabilität zu deklarieren, muss zuerst untersucht werden ob mit Hilfe der Lyapunov-Exponenten die Wahrscheinlichkeit von Stürzen während des Gehens vorhergesagt werden kann [7].

Um dies aufzuzeigen, muss ein Zusammenhang zwischen den Lyapunov-Exponenten und offensichtlich instabilen Situationen bewiesen werden. Da der Rauschpegel bei verschiedenen Versuchsgruppen unterschiedlich stark und quasi unsichtbar ist, ist es nötig experimentell hinzugefügte Störungen anzuwenden. Daher wurde in einer Studie von McAndrew et al. [36] der Gang von Probanden durch ap oder ml Bewegungen der Oberfläche oder durch visuelle Störungen destabilisiert. Während sich λ_s^* beim gestörten Gang erhöhte, zeigte λ_l^* geringere Werte im Vergleich zum ungestörten Basisgang. Auch in der Studie von Chang et al. [11] führte das Gehen über eine instabile Oberfläche zu erhöhten Werten von λ_s^* und zu geringeren Werten von λ_l^* . Die Studie von Sinitksi et al. [49] unterstützt diese Ergebnisse. Durch kontinuierliche ml visuelle Störungen oder Oberflächenschwankungen wurde der Gang der Probanden destabilisiert. Auch hier erhöhten sich die Werte von λ_s^* , bzw. reduzierten sich die Werte von λ_l^* beim gestörten Gang. Die Studien von Hak et al. [21] und Beurskens et al. [5] die den Gang der Probanden ebenfalls durch ml Störungen des Bodens und bei letzterem auch durch ml visuelle Störungen beeinflussten, zeigten lokale Instabilitäten durch positivere Werte von λ_s^* im Vergleich zum Basisversuch auf. Die lokale Instabilität wurde in diesen Studien nur über den Lyapunov-Exponent über die kurze Laufzeit bewertet.

Bei der Betrachtung dieser Studien fällt auf, dass auch bei den ungestörten Versuchen immer ein signifikantes Maß an lokaler Instabilität vorhanden ist. Trotz der Tatsache, dass in keiner dieser Studien jemals ein Proband gefallen oder gestolpert ist, waren die Lyapunov-Exponenten stets positiv. Eine Erklärung für die vorhandene lokale Instabilität ist das natürliche biologische Rauschen im Menschen, das ebenfalls durch die Lyapunov-Exponenten quantifiziert wird. Dieses entsteht durch kleine bewusste und unbewusste

Korrekturen des neuromuskulären Systems, um das Gleichgewicht aufrecht zu halten. Die Ergebnisse der hier gezeigten Studien, die experimentelle Störungen angewendet haben, um den menschlichen Gang zu destabilisieren, stimmen überein und legen somit nahe, dass λ_s^* ein gültiger Prädiktor für die Abschätzung der Wahrscheinlichkeit des Stürzens ist. Die Funktion von λ_l^* bleibt nach Betrachtung der Ergebnisse dieser Studien weiterhin unklar. Viele Studien legen nahe, dass sich λ_s^* auf die Wahrscheinlichkeit des Fallens bezieht, auch wenn die Instabilität durch andere Störungen wie das Rauschen entsteht. Der Großteil der Studien, der sich mit der Lokalen Stabilität beim Gehen beschäftigt, bewertet diese in Folge von innewohnendem Rauschen. Bisher gibt es nur wenige Studien, die sich mit den Folgen von externen Störungen auf die Lokale Stabilität beschäftigen.

2.2.2.2 Methodische Umsetzung

Der Lyapunov-Exponent λ_s^* wird entweder über einen einzelnen Schritt (Fersenaufsatz mit einem Bein) oder über zwei Schritte (Fersenaufsatz jeweils mit linkem und rechtem Bein) berechnet und entspricht der Kurzzeitstabilität. Die Langzeitstabilität λ_l^* hingegen wird über mehrere Schritte berechnet. Rosenstein et al. [47] stellte jedoch in seinem Algorithmus zur Annäherung an den maximalen Lyapunov-Exponenten nur einen Exponenten λ^* vor. Rosenstein beschrieb nur die ursprüngliche lineare Region der Divergenzkurve, die dazu dient, den angenäherten maximalen Lyapunov-Exponenten λ^* zu bestimmen. Es konnte nicht identifiziert werden, welcher der genannten Wissenschaftler die Methode einführte, die Lokale Stabilität über zwei Bereiche zu definieren. Studien von Beurskens et al. [5] und Hak et al. [21] nutzen lediglich λ_s^* um die Lokale Stabilität beim Gehen zu bestimmen. Der Großteil der Studien aber berechnet λ_s^* und λ_l^* . Allerdings konnte keine Studie gefunden werden, die die Stabilität ausschließlich über λ_l^* bestimmt. Dies lässt sich durch schlecht korrelierende Ergebnisse einiger Studien erklären. Mehrere Studien [40, 43] zeigten, dass das Stürzen eines Probanden als Ergebnis von externen Störungen, abhängig von der Reaktion während des ersten Schrittes ist. Lange Laufzeiten hingegen quantifizieren die Abweichung der Gangmuster zwischen vier und zehn Schritten nach einer Störung, wenn die relevante Reaktion schon komplett ist. λ_s^* wird assoziiert mit der Reaktion während des ersten Schrittes nach einer Störung, während λ_l^* eine andere Charakteristik des Ganges quantifiziert. Ist der Gang kurz nach der Störung noch instabil, kann er durch Anpassungen während der nächsten Schritte wieder stabiler sein. Auch diese Ergebnisse unterstützen die Annahme, dass λ_s^* mit der Wahrscheinlichkeit zu Stürzen korreliert. Die Beziehung von λ_l^* und der Wahrscheinlichkeit zu Stürzen bleibt weiterhin unklar. Es muss davon ausgegangen werden, dass λ_s^* und λ_l^* unterschiedliche Eigenschaften der Stabilität des Gehens quantifizieren. Ein weiterer kritischer Punkt bei der methodischen Umsetzung der Lokalen Stabilität ist, dass es verschiedene Ansätze zur Berechnung des Lyapunov-Exponenten der kurzen Laufzeit gibt. Er wird ebenso wie λ_l^* über den linearen Bereich der Divergenzkurve bestimmt. Allerdings berechnen einige Studien [56, 10] λ_s^* über die Dauer von 0-0,5 Schritten ($\lambda_{s,0,5}^*$), andere Studien [15, 36] hingegen über die

Dauer von 0-1 Schritten ($\lambda_{s 1}^*$). Dabei entspricht die Dauer von 0-0,5 Schritten einem halben Gangzyklus, also dem Fersenaufsatz mit einem Fuß. Die Dauer von 0-1 Schritt entspricht einem kompletten Gangzyklus, dem Fersenaufsatz mit linkem und rechtem Fuß. Mit der Frage, welche dieser Berechnungen die genauere ist, beschäftigte sich die Studie von Reynard et al. [44]. In dieser Studie absolvierten die Probanden und Patienten zwei Mal einen Gang für jeweils 30 Sekunden, anschließend wurde die Reproduzierbarkeit der Lokalen Stabilität über $\lambda_{s 0,5}^*$ und über $\lambda_{s 1}^*$ ausgewertet. Die Ergebnisse zeigen, dass die Lokale Stabilität über $\lambda_{s 0,5}^*$ gemessen in ml Richtung der am besten geeignete Stabilitätsindex ist, da die Stabilität hier eine höhere Reproduzierbarkeit zeigt. Ein letzter Punkt, der bei der Betrachtung der methodischen Umsetzung der Lokalen Stabilität betrachtet werden soll, ist die fehlende Einheitlichkeit. Eine der ersten Studien zur Anwendung der Methode des Lyapunov-Exponenten, nutzte die Rumpfbeschleunigung, gemessen anterior vom Thorax, um die Lokale Stabilität zu bewerten [14]. Nachfolgende Studien berechnen die Lyapunov-Exponenten allerdings aus unterschiedlichen kinematischen Signalen wie z.B. Geschwindigkeit, Beschleunigung oder Gelenkwinkel und messen diese an verschiedenen Segmenten wie z.B. den unteren Gliedmaßen oder dem Rumpf. Dabei werden auch verschiedenen Messinstrumente wie z.B. die Videoanalyse oder Beschleunigungssensoren verwendet. Auch die Länge der gemessenen Zeitreihen variiert je nach Wissenschaftlergruppe erheblich. Allerdings wurden nur wenige Studien durchgeführt, die sich mit der Frage beschäftigen, ob diese unterschiedlichen Ansätze einen Einfluss auf die Ergebnisse haben.

2.2.3 Bewertung der Orbitalen Stabilität

2.2.3.1 Validität

Die Methode der Orbitalen Stabilitätsanalyse scheint einen vielversprechenden Ansatz für die Definition eines zuverlässigen Stabilitätsindex unter Berücksichtigung der ganzen Zyklusdynamik darzustellen. Um herauszufinden, ob die maximalen Floquet Multiplikatoren ein gültiges Verfahren zur Berechnung der dynamischen Stabilität bieten, muss auch hier untersucht werden, ob es einen Zusammenhang zwischen ihnen und offensichtlich instabilen Situationen gibt. Daher soll unter anderem mit der Hilfe von experimentell zugeführten Störungen untersucht werden, ob und wie die Floquet Multiplikatoren mit diesen zusammenhängen.

In der Studie von Dingwell et al. [16] wurden Patienten, die unter Neuropathie litten, zusammen mit gesunden Probanden untersucht. Beide Gruppen zeigten, dass sie orbital stabil sind und es konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Die Studie von Granata et al. [20] beschäftigte sich mit der dynamischen Stabilität von sturzgefährdeten alten Probanden und gesunden Probanden mittleren und jungen Alters. Die sturzgefährdeten alten Probanden waren dabei weniger stabil als die gesunden Probanden. Allerdings waren auch in dieser Studie die Floquet Multiplikatoren immer <1 und die Probanden somit zu jedem Zeitpunkt orbital stabil.

Auch in Studien, in denen der Gang durch experimentelle Störungen destabilisiert wurde, sind die Probanden im Vergleich zum Basisversuch instabiler, aber dennoch orbital stabil. In der Studie von Beurskens et al. [5], wurden Probanden und Patienten mit einseitigen transtibialen Amputationen durch ml visuelle Störungen oder ml Schwankungen der Oberfläche destabilisiert. Beide Gruppen zeigten erhöhte maximale Floquet Multiplikatoren im Vergleich zum ungestörten Basisversuch, aber waren dennoch orbital stabil. Diese Ergebnisse unterstützen auch Sinitksi et al. [49]. Durch kontinuierliche ml visuelle Störungen oder Oberflächenschwankungen erhöhten sich die maximalen Floquet Multiplikatoren im Vergleich zum Basisversuch. Auch hier blieben die Probanden zu jedem Zeitpunkt orbital stabil. In einer ähnlichen Studie von McAndrew et al. [36] wurde der Gang der Probanden durch Bewegungen der Oberfläche und visuelle Störungen destabilisiert. Allerdings wurden neben den Störungen in ml Richtung auch Störungen in die ap Richtung angewandt. Die maximalen Floquet Multiplikatoren zeigten erhöhte Werte für die Versuche mit den Störungen in ml Richtung. Jedoch führten die Störungen in ap Richtung zu keinen Veränderungen der Orbitalen Stabilität. Die Probanden zeigten trotz destabilisierenden Einwirkungen während allen Versuchen eine Orbitale Stabilität. Auch Su und Dingwell [52] zeigten, dass die Methode der Floquet Multiplikatoren ungeeignet für die Bestimmung der dynamischen Stabilität beim Gehen ist. Die Ergebnisse zeigten, dass die Destabilisierung eines passiven Gangmodells durch irregulären Boden keine Auswirkungen auf die Orbitale Stabilität des Modells hatte. Bei wachsender Störungsamplitude zeigten die Floquet Multiplikatoren keine veränderten Werte und gaben an, dass das Modell auch während der offensichtlich instabilen Situation noch immer stabil war. Die vorhandene reduzierte Stabilität konnte demnach nicht von ihnen gemessen werden.

Die Floquet Multiplikatoren identifizieren instabile Situationen oder Patienten mit eingeschränkter Stabilität nur zum Teil und stimmen daher auch mit der Wahrscheinlichkeit zu Stürzen nur teilweise überein. Zu dieser Erkenntnis kommt hinzu, dass die Floquet Theorie einen strikt periodischen Gang voraussetzt und somit seine Verwendung bei der Beurteilung von Sturzrisiken als umstritten gilt [8]. Zunächst wurde die Theorie des periodischen Gangs auf Roboter angewandt. Da die Ergebnisse zufriedenstellend waren, wurde sie auch auf den menschlichen Gang übertragen. Jedoch ist dies fraglich, denn Gangzyklen variieren in der Länge, da menschliche Schritte nicht exakt gleich lang sind. Periodizität bedeutet außerdem, dass die Orbitale Stabilität eines Grenzzyklus zu jedem Punkt entlang einer Trajektorie gleich sein sollte, egal an welcher Stelle die Poincaré-Abbildung abgebildet wird. Aber je nachdem, zu welchem Zeitpunkt des Gangzyklus die Störung eintritt, reagiert der Mensch unterschiedlich auf diese. Die Stabilität ist demnach phasenabhängig. Die Berechnung über die maximalen Floquet Multiplikatoren für theoretische Systeme ist nachvollziehbar, jedoch bleibt die Anwendung für biologische Systeme fraglich [8].

2.2.3.2 Methodische Umsetzung

Bei der Beurteilung der Orbitalen Stabilität ist, ebenso wie bei der Lokalen Stabilität, die fehlende Einheitlichkeit bei der Umsetzung der Analyse auf biomechanische Zeitreihen ein Problem [45]. Um die fehlende Einheitlichkeit zu verdeutlichen wurden fünf Studien miteinander verglichen. Dabei wird deutlich, dass es vier Hauptfaktoren gibt, die einen Mangel an Homogenität aufweisen: die Zustandsraumdefinition, die Position der Poincaré-Abbildung, das Messequipment und die Anzahl der Gangzyklen innerhalb einer Zeitreihe. Die Orbitale Stabilitätsanalyse beinhaltet die Definition eines Zustandsraumes, der das System charakterisiert. Allerdings wurde bisher kein eindeutiger Weg zur Definition dieses Zustandsraumes in der Literatur vorgestellt. Fraglich bleibt, wie viele und welche biomechanischen Variablen (z.B. Gelenkwinkel, Rumpfbeschleunigung) in den Raum mit eingeführt werden sollen. Hurmuzlu et al. [30] betrachteten ausschließlich die Bewegungen der unteren Körpersegmente von Knöchel, Knie und Hüfte. Die Betrachtung von oberen und unteren Körpersegmenten findet dagegen Anwendung in der Studie von Dingwell et al. [16]. Kang und Dingwell kamen in ihrer Studie von 2009 [32] zu dem Ergebnis, dass die Kontrolle der Bewegungen des oberen Körpers entscheidend für die Stabilität beim Gehen ist. Es fällt auf, dass die Studien, die nach 2009 publiziert wurden, hauptsächlich die Bewegungen des Rumpfes zur Beurteilung der dynamischen Stabilität beim Gehen betrachten (u.a. Beurskens et al. [5] und Brujin et al. [9]). Ein weiteres Kriterium bei der Umsetzung der Orbitalen Stabilität ist die Lage der Poincaré-Abbildungen. Da der menschliche Gang nicht strikt periodisch ist, reagieren Menschen auf Störungen während unterschiedlicher Phasen des Gangs verschieden. Während einige Autoren daher den Gangzyklus in 0-100 % unterteilen und die Poincaré-Abbildung zu jedem Prozent des Zyklus betrachten [5, 15], unterteilen andere Autoren diese in signifikante Phasen des Gangs (z.B. maximale sagittale Kniebeugung [31] oder Fersenaufsatz, gesamter Fuß, Fersenabheben, Fußabheben [20], etc.) entlang der Trajektorie. Diese verschiedenen Ansätze führen zu unterschiedlich genauen Abschätzungen der maximalen Floquet Multiplikatoren [45]. Eine weitere auffallende Uneinheitlichkeit stellt die optimale und minimale Anzahl an Schritten pro Zeitreihe dar, die in die Analyse mit einbezogen werden muss, um zuverlässige Stabilitätsergebnisse zu erhalten [45]. Hinzu kommt, dass einige Autoren wie beispielsweise Dingwell et al. [15] und Kang et al. [32] in ihren Studien zwar die Dauer eines Versuches angeben, aber nicht, wie viele Schritte pro Zeitreihe mit eingebunden und zu wie vielen Datenpunkten sie zeitnormalisiert wurden. Brujin et al. [10] stellten fest, dass die maximalen Floquet Multiplikatoren bei längeren Datenreihen genauer sind. Das führt zu kleineren maximalen Floquet Multiplikatoren. 150 Schritte in einer Zeitreihe wurden als ausreichend befunden, um eine genaue Abschätzung der Floquet Multiplikatoren zu erhalten. Die Datenaufzeichnung erfolgte mittels unterschiedlicher Messapparaturen und ist somit nicht einheitlich. Einige Studien nutzen zur Aufzeichnung der Daten 3D-Stereophotogrammetrie [5]. Aber auch Elektrogoniometer [15], Inertialsensoren und optoelektronische Messgeräte [9] werden genutzt. Welchen Einfluss diese unterschiedlichen Messapparaturen auf die

resultierenden Ergebnisse haben, kann nicht abgeschätzt werden. Einzig Bruijn et al. [9] untersuchte, ob Inertialsensoren und optoelektronische Systeme gleiche Ergebnisse liefern. Da dies der Fall war, können diese Messapparaturen als valide angesehen werden. Neben der Inhomogenität bei der Umsetzung der Orbitalen Stabilität gibt es einen weiteren Kritikpunkt, bei der Berechnung der Floquet Multiplikatoren. Die Referenztrajektorie wird über alle Zustände gemittelt und dient als Fixpunkt in den Poincaré-Abbildungen. Diese Betrachtung des Durchschnitts führt zur Unterschätzung der maximalen Floquet Multiplikatoren [8].

2.3 Vergleich der Methoden

Nach gründlicher Recherche und Bewertung der drei gängigsten Methoden zur Bestimmung der Stabilität, haben sich deutliche Vor- und Nachteile der einzelnen Verfahren hervor getan. Die beschriebenen Verfahren sind mehr oder weniger in der Lage die Stabilität eines Systems als Reaktion des Systemzustandes auf Störungen zu definieren.

Obwohl die beiden Verfahren der Lokalen und Orbitalen Stabilität eine feste mathematische Grundlage besitzen, ist weitestgehend unbekannt, wie gut der Lyapunov-Exponent bzw. die Floquet Multiplikatoren mit dem realen Leben d.h. mit der Wahrscheinlichkeit zu Stürzen korrelieren [14]. Die MoS beschreibt dagegen, wie die Stabilität aufrecht gehalten werden kann, jedoch weniger mit der Vorhersagekraft wann Stürze eintreten. Trotzdem bietet sie ein sichereres Verfahren, um instabile Situationen zu erkennen.

Die in den Bewertungen den Verfahren vorgestellten Ergebnisse zeigen, dass die MoS und der Lyapunov-Exponent λ_s^* instabiles Gehen zuverlässig identifizieren können. Wobei die Ergebnisse von λ_l^* häufig entgegengesetzt der Erwartungen sind und somit nicht als zuverlässig einzustufen sind. Auch die Floquet Multiplikatoren identifizieren Instabilitäten nur teilweise.

Für die Routineanalyse der Gangstabilität von Patienten im klinischen Umfeld sollten die Messungen einfach umzusetzen und die Berechnung unkompliziert sein. Die Ergebnisse sollten zuverlässig und das Verfahren valide sein. Außerdem sollten die Ergebnisse einfach zu interpretieren sein. Betrachtet man diese Kriterien, so ergibt sich Folgendes für die hier vorgestellten Verfahren: Die Bewertung der dynamischen Stabilität mit dem Verfahren der MoS bietet eine valide Methode mit einer hohen Vorhersagekraft von Stürzen. Die Messungen sind im Laborumfeld relativ einfach umzusetzen und eine Auswertung bzw. Berechnung ist unkompliziert aufzustellen. Die Ergebnisse sind zuverlässig und einfach zu interpretieren, was eine hohe Konvergenz der Ergebnisse aufzeigt und auch eine breite Anwendung in der Forschung mit sich bringt. Messreihen mit der Methode MoS können außerdem unkompliziert durch kognitive Tests, Kraftmessplatten, Laufbänder usw. erweitert werden. Des Weiteren sind erste Beurteilungen der Stabilität durch kurze Gangtests möglich. Für die Lokale Stabilität werden dagegen viele kontinuierliche Schritte für die Auswertung und Beurteilung der Stabilität benötigt. Ermüdungserscheinungen können die Ergebnisse so beeinflussen. Zur Bestimmung der Orbitalen Stabilität werden weniger Schritte benötigt als für die Lokale Stabilität, wodurch diese in diesem Vergleich zu bevorzugen wäre. Die Berechnungen der Lyapunov-Exponenten und den Floquet Multiplikatoren benötigen einen hohen mathematischen Aufwand und sind im Vergleich zur Berechnung des Xcom der MoS auch deutlich fehleranfälliger. Zur übersichtlichen Vergleichbarkeit dieser Methoden wurden in Tabelle 2.1 alle Vor- und Nachteile der Methoden gegenübergestellt. Die wohl am umfangreichsten erforschten und häufigsten angewandte Methode zur Bestimmung der dynamischen Stabilität beim Gehen ist damit die MoS, weshalb sich in dieser Arbeit auf diese Methode konzentriert wird und die neue Betrachtung der dynamischen Stabilität auf dieser Grundlage aufbaut.

	MoS	Lokale Stabilität		Orbitale Stabilität
		λ_s^*	λ_l^*	
Vorhersagekraft von Stürzen	+	++	--	-
Konvergenz	++	++	--	-
Stand der Forschung	++	++	--	-
Validität der Methode	+	++	--	-
Messung einfach umzusetzen/Handhabung	++	-		+
Unkomplizierte Berechnung	+	-		-
Zuverlässige Ergebnisse	+	+		-
Ergebnisse einfach zu interpretieren	+	-		-

Tabelle 2.1: Vergleich von MoS, Lokale Stabilität und Orbitale Stabilität

3 Material und Methoden

Wichtigere Grundbausteine dieser Arbeit sind die verwendeten Messmethoden und deren Grundlagen, auf denen die neu entwickelte Methode aufbaut. Zu Beginn dieses Kapitels wird das verwendete Motion Capture System vorgestellt und das zu Grunde liegende Marker-Modell erläutert. Anschließend werden die methodischen Grundlagen der Margin of Stability und des Timed Up and Go Tests präsentiert, auf die neue Methode aufbaut. Folgend wird die neue Methode grundlegend in Wort und Software-Dokumentation beschrieben. Abschluss dieses Kapitels ist eine numerische Näherung der Marker-Anzahl, bei der das vorab beschriebene Marker-Modell soweit reduziert wird, dass bei größtmöglicher Minimierung der Marker-Anzahl die bestmögliche Korrelation zum Full-Body-Modell gegeben ist. Dies dient der Vereinfachung des Testaufbaus für zukünftige Anwendungen der Methode.

3.1 Messmethoden

3.1.1 Motion Capture System

Für die kinematische Erfassung der Bewegungen wurde ein Motion Capture System der Firma Qualisys AB aus Göteborg/Schweden verwendet. Vorteil dieser markerbasierten Messtechnik ist die Möglichkeit eine Bewegungsanalyse im Bereich der Biomechanik in 3D zu erfassen. Für die hier vorgestellte Studie wurde ein Messaufbau mit insgesamt zehn Infrarotkameras verwendet die alle mit einer Abtastrate von 120 Hz arbeiten. Die Infrarotkameras sind so konstruiert, dass ein Ring von LEDs ein Infrarotlicht aussendet, welches von retroreflektierenden Markern reflektiert wird. Wird das reflektierte Licht von mindestens zwei Kameras erfasst, berechnet die interne Software von Qualisys AB die Position des Markers im vorher festgelegten und kalibrierten Messbereich zu einem vorher definierten Koordinatenursprung. Je mehr Kameras das reflektierte Infrarotlicht erfassen, umso genauer kann die Position des Markers im Raum berechnet werden. Die Daten können dann in Synchronisation mit anderen Messgeräten, wie Kraftmessplatten, in Echtzeit ausgewertet werden oder können für eine Nachbearbeitung, zum Beispiel in einem C3D-Format, gespeichert werden. Die so erfassten Positionsdaten der Marker können sowohl in 2D, als auch in 3D ausgewertet werden. Für die Anschaulichkeit der bewegten Körper, können die Marker in einem Stabmodell verbunden werden. (Siehe Abbildung 3.1)

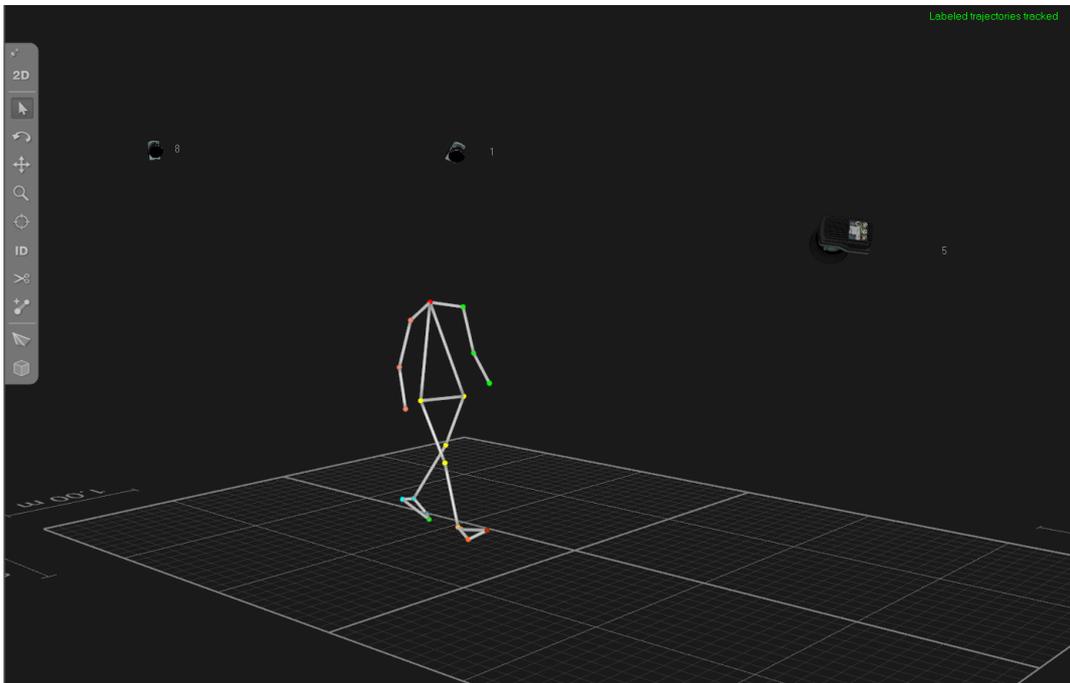


Abbildung 3.1: Stabmodell im Motion Capture System - Raum

3.1.2 Marker-Modell

Das für diese Arbeit verwendete Marker-Modell, ist ein so genanntes Full-Body-Modell (siehe Abbildung 3.2). Dieses Full-Body-Modell besteht aus insgesamt 19 Markern zur Erfassung der einzelnen Segmente des menschlichen Körpers. Die Marker Toe, Metatarsal 5, Malleolus und Calcaneus der beiden Füße spannen jeweils die Unterstützungsflächen bzw. den Base of Support zwischen den beiden äußeren Kanten der Füße auf. Die beiden Marker Trochanter L und R an der Hüfte bilden den Abschluss der Beine am Rumpf. Die Beine sind durch die Marker Knee L und R in Oberschenkel und Unterschenkel unterteilt. Die Marker Shoulder L, Shoulder R und C7 bilden ein Dreieck, welches zusammen mit dem Mittelpunkt der Marker Trochanter L und R den Rumpf bildet. Von den Shoulder-Markern aus, werden die beiden Arme jeweils durch die Marker Elbow und Hand in Oberarm und Unterarm unterteilt. Der Kopf wird in diesem Modell nicht erfasst, da die Lage des Kopfes einen zu geringen Einfluss auf die Lage des gesamten Körperschwerpunktes hat. Aus den insgesamt 9 Schwerpunkten der einzelnen Körpersegmente (Oberschenkel L und R, Unterschenkel L und R, Rumpf, Oberarm L und R, sowie Unterarm L und R) wird nach de Leva [13] der gesamte Körperschwerpunkt berechnet, der für die weiteren Berechnungen verwendet wird.

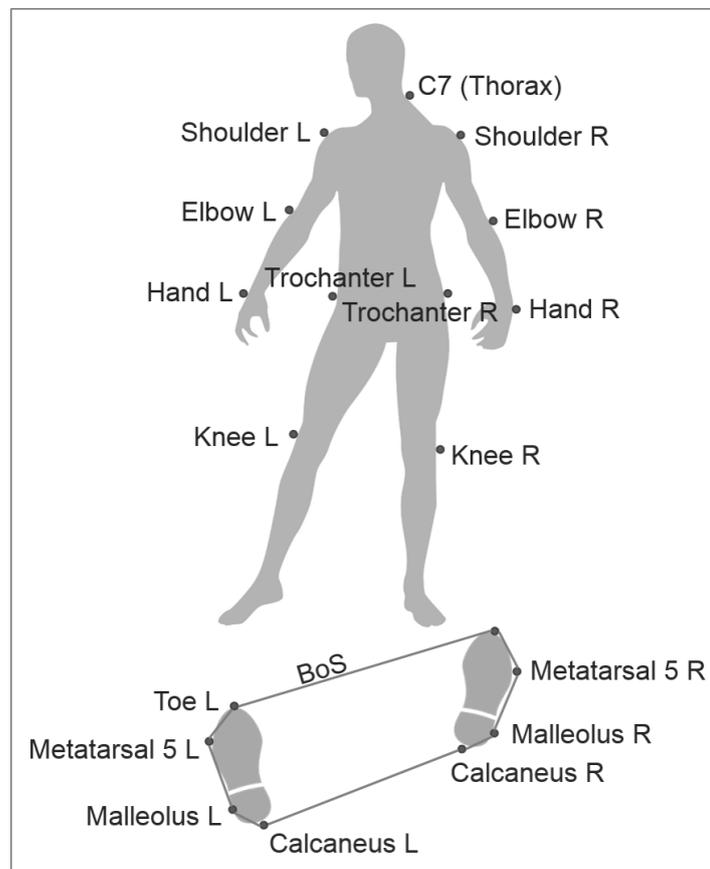


Abbildung 3.2: Full-Body-Model mit 19 Markern und der aufgespannten Base of Support (BoS) um vier Marker je Fuß

3.1.3 Methodische Grundlagen

Wie in Kapitel 2 bereits erläutert, ist der Goldstandard der Beurteilung der dynamischen Stabilität die Methode Margin of Stability (MoS) nach Hof et al. [26]. Die Vorteile der MoS sind, dass man gute vergleichbare Ergebnisse produziert, die eine schrittweise Auswertung ermöglichen. Nachteile sind, dass ein Motion Capture System notwendig ist und bisher zumeist nur der Gang auf der geraden Strecke untersucht wurde.

Diese etablierte Methode wird für diese Studie um einen Timed Up and Go Test (TuG) erweitert. Dieser Test ist in der Gerontologie weit verbreitet und hat den Vorteil, dass er auch von älteren Personen leicht durchzuführen ist. Der TuG-Test zeigt auf, wie lange ein Proband benötigt, um von einem Stuhl aufzustehen, sieben Meter geradeaus zu gehen, sich um 180 Grad zu drehen, zurück zu laufen und sich wieder hinzusetzen. Der TuG-Test und der instrumentalisierte TuG-Test werden in der Altersforschung und Patientenbewertung

zur Beurteilung von Gleichgewicht und Mobilität genutzt. Die ursprüngliche Version des Tests umfasst nur drei Meter Laufstrecke. Um jedoch den Bewegungsablauf auf der geraden Strecke besser beurteilen zu können, wurde die Laufstrecke für diese Studie auf sieben Meter verlängert. Bisher wurde bei dem TuG-Test ausschließlich die Performancezeit erfasst, dafür betrachtet er den Gang auf der Geraden Strecke und in der Kurve. (siehe Abbildung 3.3)

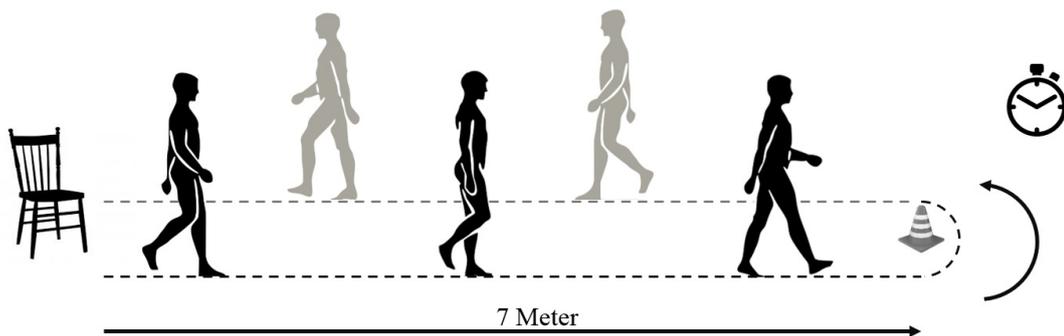


Abbildung 3.3: Ablaufschema Timed Up and Go Test mit 7 Meter Laufstrecke

Die Kombination der beiden Tests verbindet die Vorteile der beiden Methoden, so dass eine vergleichbare, schrittgenaue Auswertung des Gangs auf der geraden Strecke und beim Gehen um eine Kurve untersucht werden kann. Optional kann diese Kombination von Tests um kognitive und motorische Tests erweitert werden. Was jedoch nicht Inhalt dieser Arbeit ist.

3.1.4 Neue Methode: Spatial analysis of dynamic instability (SADI)

3.1.4.1 Grundlagen

Grundlage der neuen Methode ist ein inverses Pendel und seine dynamische Stabilität. Das inverse Pendel zeichnet sich durch einen Schwerpunkt oberhalb der Achse aus. An seinem höchsten Punkt befindet sich das inverse Pendel in einer instabilen Ruhelage und strebt stets den Zustand der geringsten Gesamtenergie an. Die zu steuernde Größe des inversen Pendels ist die Auslenkung bzw. der Winkel zwischen dem Pendel und der Vertikalachse. Im Ruhezustand ist der Winkel und somit die Auslenkung gleich null. Ändert sich dieser Wert, steuert das System automatisch dagegen. Das System benötigt somit eine konstant zugeführte Energie, um seine instabilen Ruhelage beizubehalten. Beim menschlichen Stand ist diese Energiezufuhr durch die kontinuierliche Aktivität der Stützmuskulatur gegeben. Geringe Veränderungen der Energiezufuhr, führen dazu, dass das Pendel seine Ruhelage verlässt und sich somit bei kleinsten Muskelanspannungen oder Schwerpunktverlagerungen das Pendel in Bewegung setzt. Hierdurch wird der Mensch in die Lage versetzt eine Fortbewegung, sprich das Gehen, zu vollführen. Die Steuerung und sensorische Erfassung dieser Situation kann als regelungstechnische Aufgabe des neuronalen Systems des menschlichen Körpers aufgefasst werden.

Die Steuerung gegen das Verlassen oder das Zurückkehren in den Ruhezustand wird als dynamische Stabilität bezeichnet. Die dynamische Stabilität ist in der Lage zu beschreiben, inwieweit sich eine gestörte Laufbewegung über die Zeit weiterentwickelt bzw. sich in eine ungestörte Laufbewegung zurückversetzt. Ist eine Person als dynamisch stabil eingestuft, so ist sie in der Lage nach einer Störung des Ganges, zum Beispiel Stolpern, die Laufbewegung ohne Hilfsmittel oder fremde Hilfe selbstständig in ihre stabile Ursprungslage zurück zu bewegen. Wobei hier als stabile Ursprungslage die instabile Ruhelage des inversen Pendels gemeint ist. Für die dynamische Stabilität ist eine mechanische Arbeit erforderlich, bei der sich der Betrag der Arbeit mit der wachsenden Auslenkung aus der Ruhelage vergrößert. Diese Arbeit lässt sich über die benötigte Muskelkraft ableiten, die notwendig ist, um den menschlichen Körper nach einer Störung wieder aufzurichten.

Um den menschlich Gang zu untersuchen, wird folglich die Auslenkung des inversen Pendels betrachtet. Durch den zeitlichen Verlauf der Auslenkungen auf gerader Strecke und in der Kurve und die Fähigkeit jeweils wieder den Ruhezustand zu erreichen, kann die dynamische Stabilität der Person beim Gehen bestimmt werden.

3.1.4.2 Spatial analysis of dynamic instability (SADI)

Grundlage der neuen Methode SADI ist die Methode Margin of Stability (MoS), zur Beurteilung der dynamischen Stabilität beim Gehen in anterior-posterior Richtung bzw. in Sagittalebene. Aus mechanischer Sicht wird die MoS während der linearen Fortbewegung

in anterior-posterior Richtung quantifiziert, indem die Differenz zwischen der anterior bzw. posterior Grenze der BoS und dem extrapoliertem Massenmittelpunkt (Xcom) berechnet wird (Siehe Kapitel 2). Xcom wird aus der vertikalen Projektion des projizierten Massenmittelpunktes (Pcom) und seiner Geschwindigkeit zum jeweiligen Zeitpunkt berechnet. Der Massenmittelpunkt Pcom und seine Geschwindigkeit werden mit Hilfe des oben eingeführten Stabmodells und dem Motion Capture System bestimmt. Diese Methode ist aber nur für eine lineare Fortbewegung und eine eindimensionale Auswertung der dynamischen Stabilität geeignet. Da für eine Betrachtung der Bewegungsabläufe und die dynamische Stabilität im Raum die Fortbewegung um eine Kurve erweitert werden soll, muss die alte Methode MoS weiterentwickelt werden. Dafür wird MoS um die Betrachtung aus der Vogelperspektive auf die Transversalebene erweitert. Die Variablen der neuen Methode SADI basieren auf den auf der Transversalebene projizierten Punkten Pcom und Xcom. Die Höhe der Punkte im Raum und die daraus resultierenden Faktoren sind für die Berechnung der dynamischen Stabilität auf einer geraden Oberfläche nicht relevant. Für Studien mit Höhenunterschieden können diese Faktoren in die Auswertung erneut eingebunden werden. Der Vorteil einer Sicht auf die Fortbewegung aus der Transversalebene, ist die Möglichkeit erkennen zu können, dass sich Xcom außerhalb der BoS befindet, obwohl eine Betrachtung aus der Sagittalebene darauf nicht schließen lässt. Dieses Phänomen ist besonders relevant bei der Betrachtung der Fortbewegung in einer nicht-linearen Richtung, zum Beispiel der Gang um eine Kurve von 180 Grad.

Um die Analyse der dynamischen Stabilität der Fortbewegung in linearer und nicht-linearer Richtung aus biomechanischer Sicht entscheidend erweitern zu können, wurden die folgenden Variablen entwickelt: **Minimum orthogonal Distance (MoD)** und **Minimum distance via velocity Vector (MvD)**.

Die Minimum orthogonal distance (MoD) ist der kleinstmögliche Abstand von Xcom zur BoS und wird aus dem orthogonalen Abstand zwischen Xcom und der nächstliegenden Grenze der BoS in allen Richtungen berechnet (Siehe Abbildung 3.4 a). Die Idee von MoD ist, wie weit eine Person Xcom von seiner individuellen BoS wegführen kann und sich dennoch sicher genug fühlt Xcom bei Bedarf, bzw. bei eventuellen Störungen, wieder in die BoS zurück zu führen. Dabei wird davon ausgegangen, dass sich das System in einer dynamisch stabilen Situation befindet, wenn sich die Punkte Pcom und Xcom innerhalb der BoS befinden. Für die Bewertung der MoD wurden die maximalen Peaks pro Gangzyklus berücksichtigt, wobei eine relative Abweichung vom aktuellen MoD-Wert zum individuellen, mittleren MoD als eine instabile Situation bewertet werden kann. Darüber hinaus können die Änderungen des individuellen, mittleren MoD bei höheren Geschwindigkeiten oder Richtungswechsel berücksichtigt werden.

Die Minimum distance via velocity Vector (MvD) bezieht sich auf dieselbe Idee wie MoD, beinhaltet jedoch die Bewegungsrichtung als dynamische Aktivität in ihrer Betrachtung, da diese die dynamische Stabilität erheblich beeinflusst. Dafür wird aus der Vogelperspektive der Schnittpunkt des Geschwindigkeitsvektors \vec{V} zwischen Pcom und Xcom und der Grenze der BoS als IP definiert. Der Abstand von IP und Xcom wird als MvD

berechnet (Siehe Abbildung 3.4 b). Für die Bewertung der MvD wurden die maximalen Peaks pro Gangzyklus berücksichtigt, wobei eine relative Abweichung vom aktuellen MvD-Wert zum individuellen mittleren MvD als eine instabile Situation bewertet werden kann. Auch für MvD werden die Änderungen des individuellen mittleren MvD in Folge von Geschwindigkeits- oder Richtungsänderungen berücksichtigt.

Als Besonderheit von MvD tritt eine Situation in Erscheinung, bei der sich Pcom nicht innerhalb der BoS befindet und somit der Geschwindigkeitsvektor \vec{V} zwischen Pcom und Xcom komplett außerhalb der BoS liegt und somit auch kein Schnittpunkt IP existiert. In diesem Fall nimmt die Variable MvD den Wert Null an. Diese spezielle Situation ist als **TimeZero** definiert und beschreibt einen besonders instabilen Moment (Siehe Abbildung 3.4 c). Die Variable TimeZero wird als gesamte Zeit von Pcom außerhalb der BoS berechnet und zur Gesamtlaufzeit relativiert.

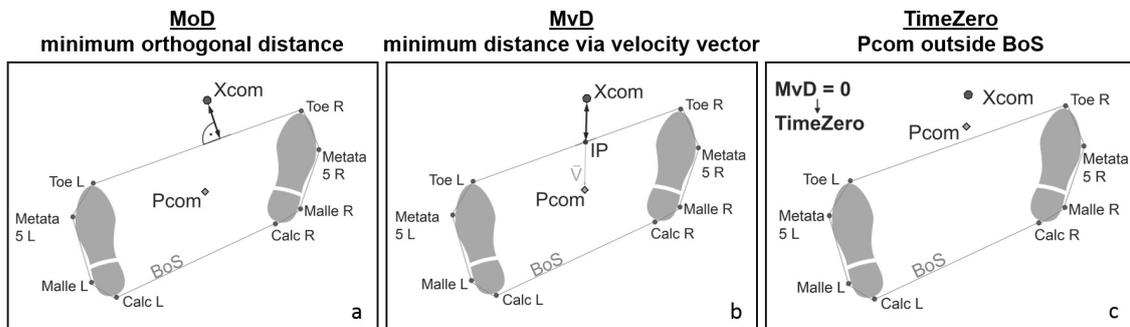


Abbildung 3.4: Überblick von MoD (a), MvD (b) und TimeZero (c). Die BoS werden jeweils von den vier Markern je Fuß aufgespannt.

In der folgenden Abbildung 3.5 ist das zyklische Verhalten von MoD über die gesamte Messzeit des TuG-Tests dargestellt. Die zyklischen Gangphasen des menschlichen Gangs, wie Einbeinstand und Zweibeinstand nach Götz-Neumann [19], können mit Hilfe spezifischer Events wie Touchdown und Toe-Off bestimmt werden. Der Touchdown-Event definiert den Zeitpunkt, bei dem die Ferse des schwingenden Beins den ersten Kontakt mit dem Boden aufnimmt. Der Toe-Off-Event definiert den Zeitpunkt, bei dem die Zehe des hinten stehenden Beins den letzten Kontakt mit dem Boden hat, bevor das Bein anfängt zu schwingen. Darüber hinaus können die Stand- und Schwungphasen des jeweiligen Beins abgeleitet werden.

Der Verlauf von MoD auf der geraden Laufstrecke zeigt einen wiederkehrenden Peak pro Schritt. Im Vergleich zu der geraden Laufstrecke, zeigt der Verlauf von MoD beim Gang in

der Kurve deutlich kleiner werdende Peaks. Dennoch ist ein zyklisches Verhalten je Schritt zu erkennen. Der Verlauf von MoD auf dem geraden Rückweg zeigt kleiner werdende Peaks, was ein Abbremsen vor dem Hinsetzten auf dem Stuhl anzeigen könnte. Vergleicht man auch die eher glatten Kurven des Graphs auf den geraden Laufstrecken mit den etwas verrauschten Kurven des Graphs in der Kurve, können diese auf Störungen des Gangzyklus hinweisen.

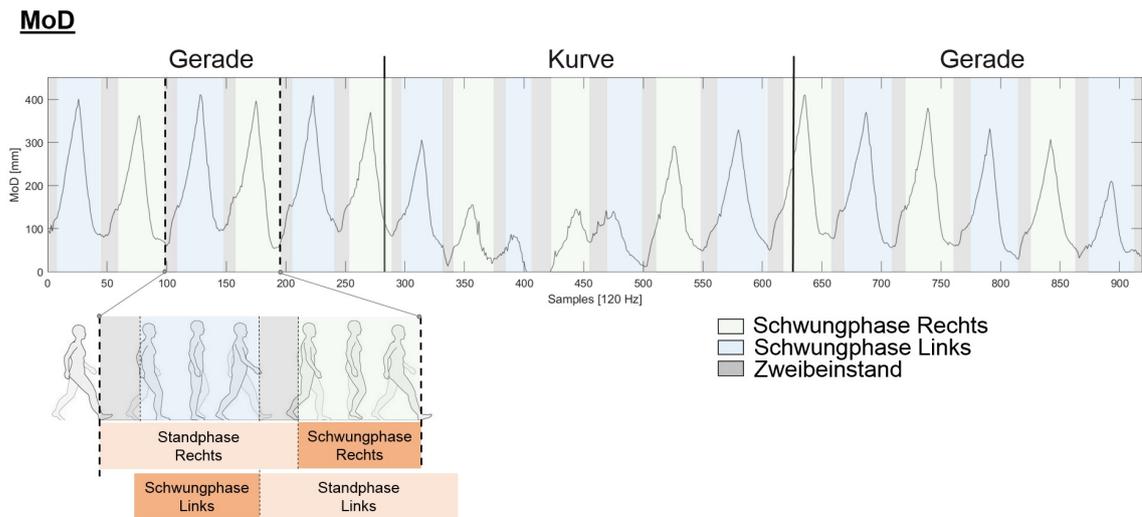


Abbildung 3.5: MoD im Zeitverlauf der Durchführung des TuG-Tests. Farbliche Unterteilung von Schwungphase Rechts (grün) / Links (blau) und Zweibeinstand (grau). Unterscheidung von Stand- und Schwungphasen.

3.2 Software-Dokumentation

3.2.1 Matlab

Das Unternehmen The MathWorks vertreibt die kommerzielle Software Matlab. Der Begriff Matlab leitet sich von MATrix LABoratory ab. Mit Hilfe numerischer Berechnungen lassen sich bei Matlab mathematische Problemstellungen visualisieren und lösen. Numerische Analysen, Matrizenberechnung, Signalverarbeitung und Visualisierungen werden in dieser Software vereint. Die größte Stärke von Matlab ist der Umgang und das Rechnen mit Matrizen. Matlab ist eine interaktive Programmiersprache die objektorientiert arbeitet und durch Toolboxen vielfältig erweiterbar ist. Bei dieser objektorientierten Programmierung stehen die typischen Konzepte wie Klassen, Pakete, Vererbung und Call-by-value-Aufrufe zur Verfügung. Vorteile von Matlab sind die automatische Auswertung größerer Datenmengen in hoher Geschwindigkeit, umfangreiche, flexibel einsetzbare Grafikfunktionen, Nutzung im Interpreter-Modus mit einzelnen absetzbaren Befehlen und sofortiger Ausführung und das Ausführen von vollständigen Programmen ohne vorheriges Kompilieren. Durch diese Vorteile ist Matlab zur Auswertung dieser Promotionsarbeit die favorisierte Software.

3.2.2 Skript

%% Öffnen des C3D-Files

Mit dem Befehl *btkReadAcquisition* wird die definierte C3D-Datei geöffnet und ausgelesen.

%% Einlesen der Marker

Mit dem Befehl *btkGetMarkers* werden für alle in der C3D-Datei gespeicherten Marker die Koordinaten in jeweils einer neuen Tabelle gespeichert.

%% Abfrage an den User

Die Auswertung wird hier als Kontrolle für die Ausgabe im Command Window "ITUG" benannt. Der Benutzer (User) muss hier noch den Namen der auszuwertenden Messung eingeben, um die folgenden Speicherung der Ergebnisdaten zuordnen zu können.

%% Daten auf Relevanz schneiden

Ein Plot der Z-Koordinaten der beiden calc-Marker dient zur Festlegung wann der Proband aufgestanden und los gelaufen ist und sich erneut hingesezt hat. (siehe Abbildung 3.6) Sobald sich die beiden calc-Marker scheinbar parallel zu einander vorwärts bewegen, kann ab diesem Punkt davon ausgegangen werden, dass die Person aufgestanden ist und geht. Die Zeitpunkte wann die Person läuft und sich wieder hingesezt hat, muss händisch ausgelesen werden und werden definiert als "Start" und "End".

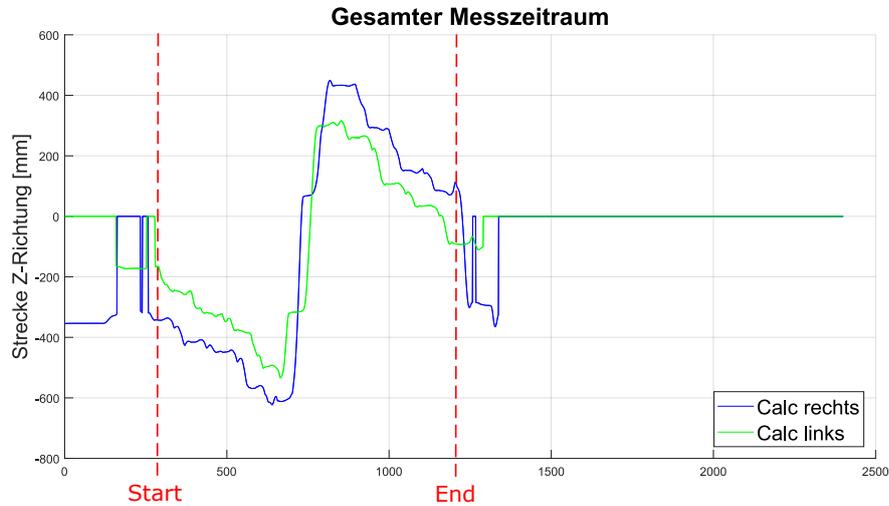


Abbildung 3.6: Beispiel Plot Z-Koordinaten beider calc-Marker zur Bestimmung von Start und End

Die ausgelesenen Zeitpunkte Start und End werden über einen input-Befehl dem Script übergeben. Mit diesen Messzeitraumgrenzen werden anschließend alle Koordinatendaten aller Marker auf die relevante Messzeit geschnitten. Ein folgender Plot der calc-Marker zeigt zur Kontrolle an, ob die Daten richtig geschnitten wurden. (siehe Abbildung 3.7)

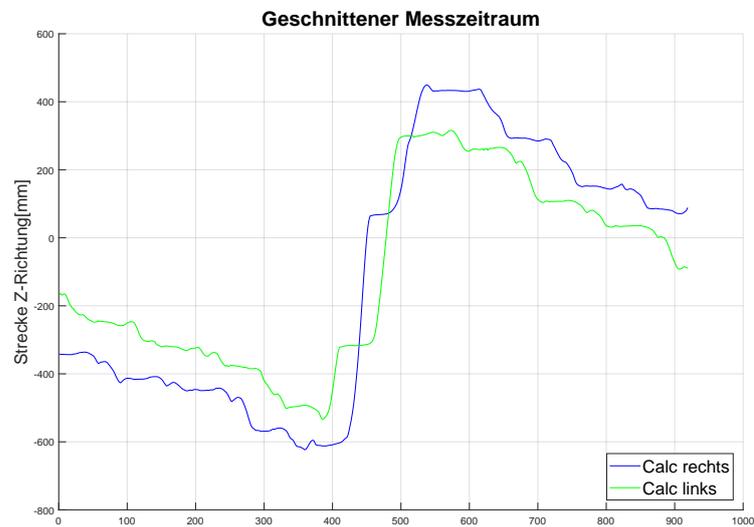


Abbildung 3.7: Evaluation des relevanten Datenschnitts.

%% Plotten aller Marker

Ein Plot aller Marker auf der X-Z-Ebene (Lauffläche) gibt einen Überblick darüber, ob alle Marker zu jedem Zeitpunkt der geschnittenen Messzeit vom Motion-Capture-System erfasst wurden. Wäre ein Marker für einen Moment nicht von den Kameras erfasst wurden, würde er zu diesem Zeitpunkt den Wert Null annehmen, was sich wiederum in diesem Plot deutlich als Ausreißer zeigen würde. (siehe Abbildung 3.8)

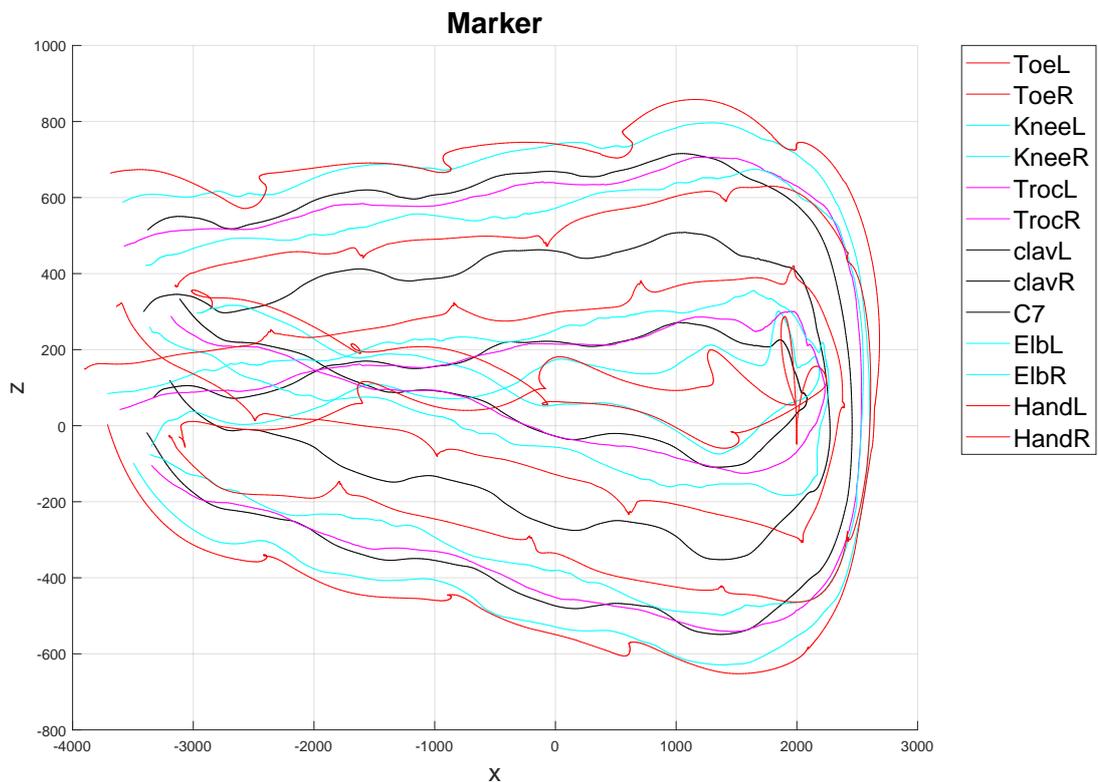


Abbildung 3.8: Darstellung aller Marker im gesamten, geschnittenen Messzeitraum auf der X-Z-Ebene (Lauffläche)

%% Mittelpunkte zwischen zwei Markern

Für die Bestimmung des Körpermittelpunktes P_{com} werden zuerst die Mittelpunkte der einzelnen Körpersegmente berechnet. Für die Berechnung der Mittelpunkte der einzelnen Segmente werden die Koordinaten der zwei inbegriffenen Marker als Vektoren erfasst (Funktion 3.1) und voneinander subtrahiert (Funktion 3.2). Dabei wird der neue Vektor

nach der Schwerpunktlage-Berechnung von de Leva [13] um den für den jeweiligen Wert des Segmentes gekürzt und zu dem entsprechenden Marker-Vektor addiert (Funktion 3.3). Bsp.: Mittelpunkt Oberschenkel (siehe Abbildung 3.9):

$$\overrightarrow{\text{markers.KneeR}} = \begin{pmatrix} X_{\text{KneeR}} \\ Y_{\text{KneeR}} \\ Z_{\text{KneeR}} \end{pmatrix}, \overrightarrow{\text{markers.TrocR}} = \begin{pmatrix} X_{\text{TrocR}} \\ Y_{\text{TrocR}} \\ Z_{\text{TrocR}} \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

$$\vec{R} = \overrightarrow{\text{markers.KneeR}} - \overrightarrow{\text{markers.TrocR}} \quad (3.2)$$

$$\overrightarrow{OS_R} = \overrightarrow{\text{markers.TrocR}} + (\vec{R} * 0,4095) \quad (3.3)$$

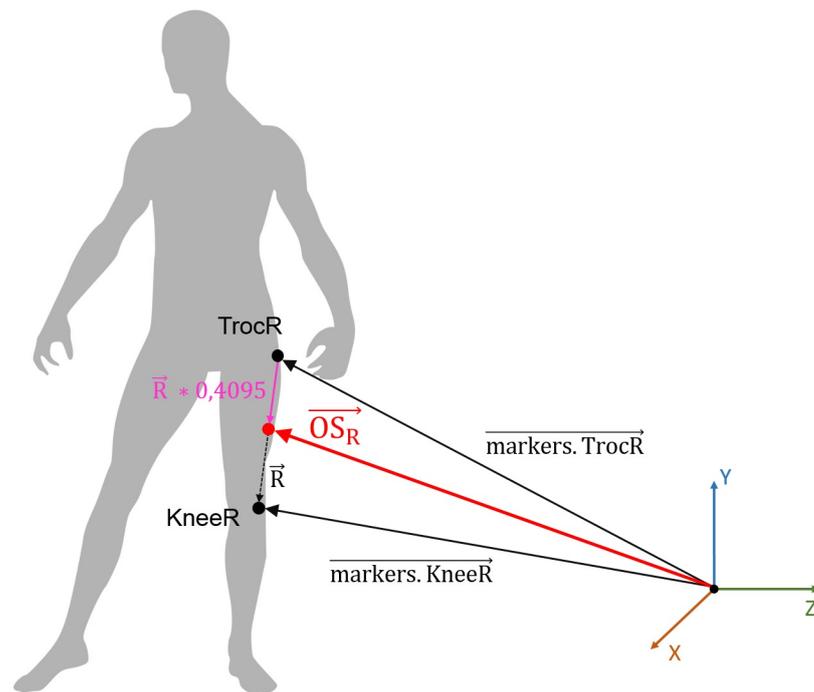


Abbildung 3.9: Berechnung des Mittelpunkts für den rechten Oberschenkel. Neuer Vektor mit den Mittelpunkt-Koordinaten ist $\overrightarrow{OS_R}$.

%% Berechnung Pcom aus allen Mittelpunkten der Segmente

Nach dem gleichen Prinzip der Vektorrechnung wird aus den einzelnen Mittelpunkten der Segmente der gesamte Körpermittelpunkt berechnet. Für Pcom werden alle drei Koordinaten des Raums berechnet und gespeichert. Für die weiteren Berechnungen sind aber nur die Koordinaten des projizierten Körpermittelpunktes auf der X-Z-Ebene relevant. Auch hier wird ein Plot zur Kontrolle erstellt, ob sich Pcom augenscheinlich auf der geraden Laufstecke mittig zwischen den beiden äußeren Fußmarkern befindet. (siehe Abbildung 3.10) Die Abweichungen in der Kurve ergeben sich durch die Gewichtsverlagerung beim Gehen um eine Kurve.

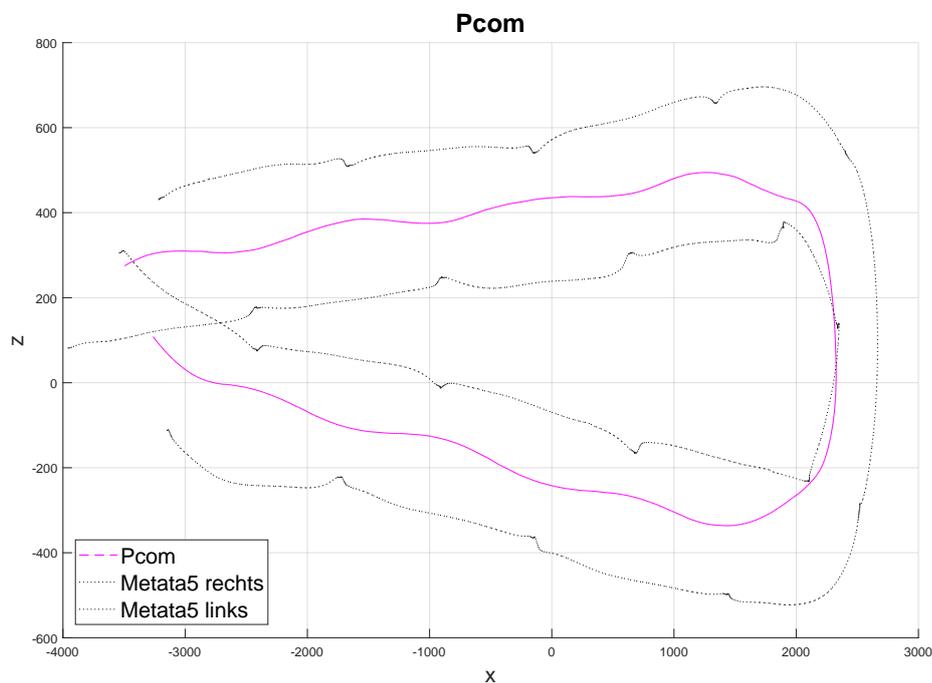


Abbildung 3.10: Pcom auf der Lauffläche der X-Z-Ebene mit den äußeren jeweiligen Fußmarkern zur Kontrolle ob Pcom beim Gehen auf der geraden Strecke mittig zwischen den Füßen liegt

%% Richtungsabhängige Geschwindigkeit des Massenmittelpunktes Pcom

Zunächst wird der Weg berechnet, den Pcom zwischen zwei Frames zurücklegt. Dazu wird der Betrag des Vektors zwischen den beiden Positionen berechnet. Das Motion Capture System misst mit einer Kameraeinstellung von 120Hz, somit werden 120 Frames pro Sekunde aufgenommen. Folglich wird die benötigte Zeit für den berechneten

Weg zwischen zwei Frames mit $\frac{1}{120}$ s definiert. Um die richtungsabhängige Geschwindigkeit des Massenmittelpunktes P_{com} für die weiteren Berechnungen zu ermitteln, wird die Geschwindigkeit über die Vektorkomponenten auf die Richtungen X, Y und Z aufgeteilt.

%% Extrapolierter Massenmittelpunkt Xcom

Der extrapolierte Massenmittelpunkt X_{com} wird nach der Methode der Margin of Stability von Hof et al. [26] berechnet. Wobei hier die Richtungsabhängigkeit durch die Aufteilung in die drei Richtungen X, Y und Z berücksichtigt wird. X_{com} wird wie folgt berechnet:

$$X_{com} = P_{com} + \frac{\dot{P}_{com}}{\omega_0} \quad (3.4)$$

Wobei P_{com} die Position des Körpermittelpunktes und \dot{P}_{com} die Geschwindigkeit von P_{com} darstellt. ω_0 wird wie folgt berechnet:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (3.5)$$

Wobei g die Erdbeschleunigung mit $9,81 \frac{m}{s^2}$ und l die äquivalente Pendellänge darstellt. Bei der Pendellänge ist zu beachten welches Bein gerade schwingt. Daher wird hier die Berechnung von X_{com} für jeweils den Fall, dass das rechte bzw. linke Bein schwingt berechnet.

Ein weiter Plot zur Kontrolle zeigt das Verhalten des extrapolierten Massenmittelpunktes X_{com} im Vergleich zu dem Körpermassenmittelpunkt P_{com} . (siehe Abbildung 3.11)

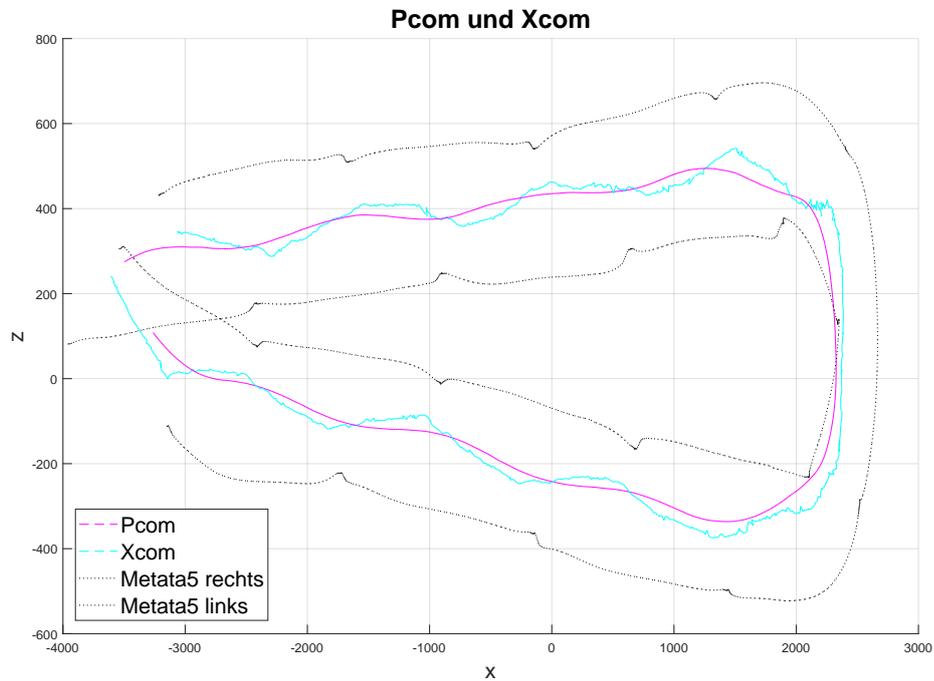


Abbildung 3.11: Pcom und Xcom auf der Lauffläche der X-Z-Ebene mit den jeweiligen äußeren Fußmarkern

%% Margin of Stability 2D (anterior/posterior)

Die Berechnung der Margin of Stability dient hier als Vergleichsgröße und wird nach der Methode von Hof et al [26] berechnet. (siehe Abbildung 3.12)

$$MoS = Xcom - BoS \quad (3.6)$$

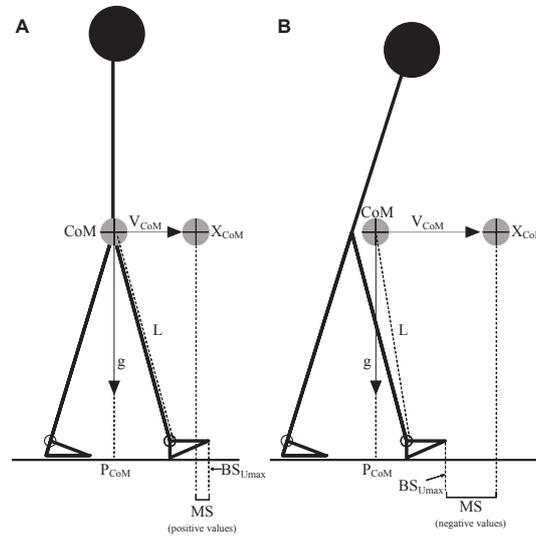


Abbildung 3.12: Prinzip Margin of Stability. (A) stabile Position mit positiven MoS-Wert und (B) instabile Position mit negativen MoS-Wert [37, 26]

Wobei MoS die Margin of Stability und BoS bzw. BS (siehe Abbildung 3.12) die Unterstütsungsfläche zwischen den Füßen in Sagittalebene darstellt.

%% Margin of Stability lateral links und rechts

Die Margin of Stability lateral wird nach dem gleichen Prinzip wie die MoS anterior/posterior berechnet, nur dass hier nicht die vorderen Zehen bzw. hintere Ferse als Grenzen der BoS dienen, sondern die Marker Metatarsal5 links bzw. rechts als linke bzw. rechte Grenze der BoS.

%% Länge der Unterstütsungsfläche BoS

Die Länge der Unterstütsungsfläche BoS wird über den Betrag des Vektors zwischen der vorderen Zehe und der hinteren Ferse berechnet. Veränderungen der Länge der BoS geben Rückschlüsse über das Beschleunigen auf der Gerade oder das Abbremsen des Gangs vor der Kurve.

%% orthogonaler Abstand von Xcom zur Mittellinie der Unterstütsungsfläche - MoD

Für die Auswertung der dynamischen Stabilität wird von den Fußmarkern ein Polygon in der Transversalebene aufgespannt. Hierzu werden die X- und Z-Koordinaten der insgesamt acht Marker an den Füßen der Matlab-Funktion `inpolygon(xq,zq,xv,zv)` übergeben. Die Funktion `inpolygon` beurteilt für jedes Frame der Messung ob sich der Punkt Xcom innerhalb des Polygons befindet oder nicht. Befindet sich Xcom innerhalb des

Polygons, wird über eine if-else-Schleife der Laufindex für die entsprechenden Frames Null gesetzt. Für den Fall, dass sich Xcom außerhalb des Polygons befindet wird der orthogonale, also möglichst kürzeste Abstand von Xcom zum Polygon bzw. Unterstützungsfläche mit Hilfe der Matlab-Funktion $p_poly_dist(xq,zq,xv,zv)$ berechnet. Ein Plot der Werte für MoD über die gesamte Messzeit ermöglicht eine schnelle und intuitive Auswertung über das Gangverhalten des Probanden auf dem Parcours und zeigt wie homogen die Schrittfolgen sind und wo die Maxima in der Gerade und der Kurve liegen. (siehe Abbildung 3.13)

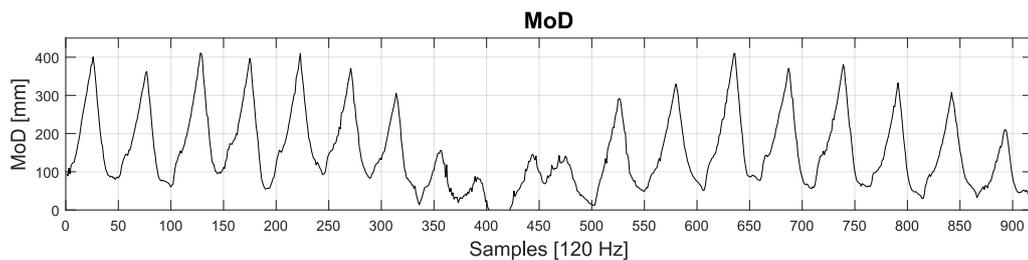


Abbildung 3.13: MoD - Abstand von Xcom zum Polygon der BoS - für gesamte Messzeit auf dem Parcours

%% Schnittpunkt Geschwindigkeitsvektor und Polygon und Abstand zu Xcom - MvD

Die Berechnung vom MvD benötigt eine Abfrage, ob eine Seite des aufgespannten Polygons der Fußmarker einen Schnittpunkt mit dem Geschwindigkeitsvektor zwischen Pcom und Xcom aufweist. Dazu dient die Matlab-Funktion $intersections(x1,z1,x,z)$. Sollte es durch schiefe Fußstellungen oder zum Beispiel in der Kurve zu mehreren Schnittpunkten kommen, wird der kleinste Abstand zur BoS ausgewählt. Ein Plot von MvD über die gesamte Messzeit ermöglicht einen schnellen Überblick über die Werte von MvD, wobei ein paar Besonderheiten auffallen. (siehe Abbildung 3.14)

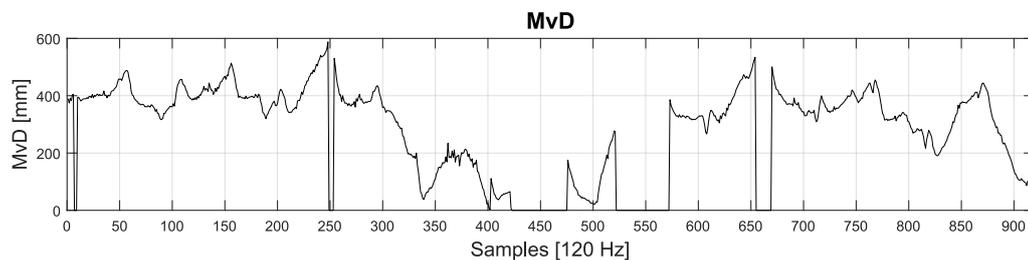


Abbildung 3.14: MvD - minimaler Abstand von Schnittpunkt Geschwindigkeitsvektor mit Polygon und Xcom - für gesamte Messzeit auf dem Parcours

Eine Besonderheit ist, dass MvD den Wert Null annehmen kann. Dies geschieht, wenn auch $Pcom$ außerhalb des Polygons liegt und somit keine Schnittstelle des Geschwindigkeitsvektors zwischen $Pcom$ und $Xcom$ und der Grenze der BoS möglich ist. Dieser Zustand wird definiert als $TimeZero$. Des Weiteren fällt bei genauem Vergleich der Abbildungen 3.13 und 3.14 als Besonderheit auf, dass MoD den Wert Null haben kann und zur selben Zeit der Wert von MvD größer Null ist. Wie oben beschrieben, bedeutet es, wenn MoD gleich Null ist, dass sich $Xcom$ innerhalb des Polygons befindet. Wenn MvD nun größer Null ist, dann liegt ein Schnittpunkt vor. Beides zusammen kann nur bedeuten, dass sich $Xcom$ innerhalb des Polygons und $Pcom$ außerhalb des Polygons befinden, was sich durch eine Rückenlage erklären lassen würde. Ein Kontrollplot bestätigt diese Vermutung. (siehe Abbildung 3.15)

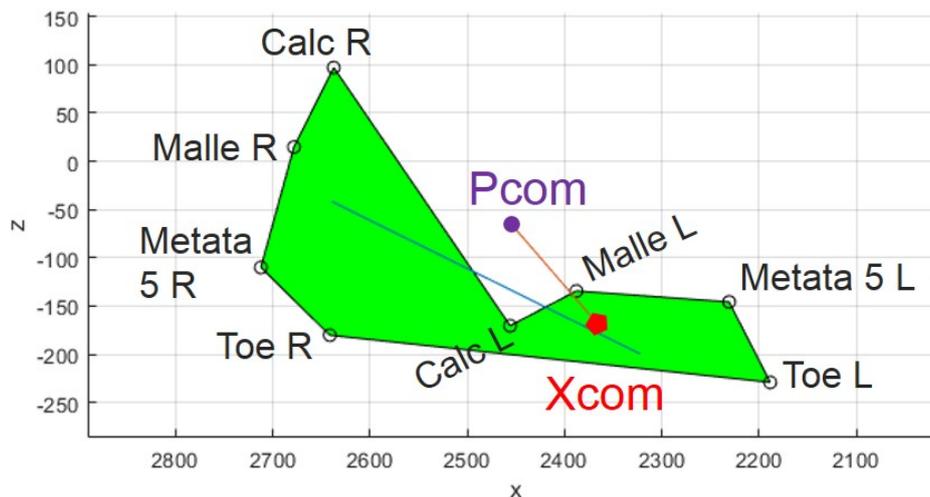


Abbildung 3.15: Polygon der BoS, mit $Xcom$ innerhalb des Polygons und $Pcom$ außerhalb des Polygons - Rückenlage

Ein Plot der möglichen Rückenlage über die gesamte Messzeit kann Aufschluss über eventuell unsichere Passagen beim Gehen über den Parcours aufzeigen. (siehe Abbildung 3.16)

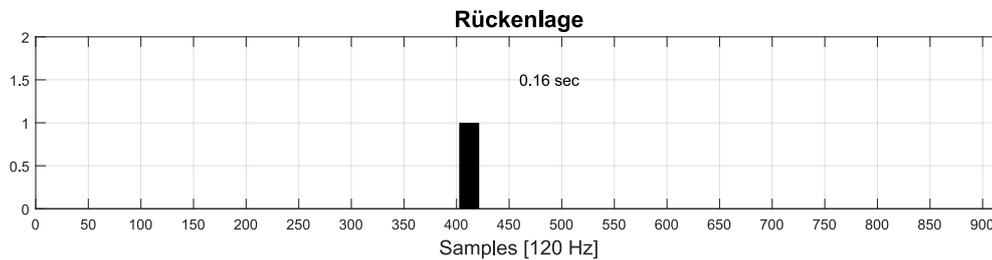


Abbildung 3.16: Balkendiagramm zur Verdeutlichung wann eine Person in Rückenlage geraten ist, Angabe der gesamten Laufzeit in Rückenlage [sec]

%% Messbereich in Gerade und Kurve definieren

Um die Messbereiche zu definieren, wann sich der Proband auf der Geraden und wann er sich in der Kurve befindet wird ein Plot des Abstands von Pcom und Metata 5R ausgegeben. Der Graph zeigt zunächst einen zyklischen gleichmäßigen Verlauf, der sich beim Eindrehen in die Kurve ändert, bis ein Richtungswechsel stattgefunden hat. Der Graph ist nun auf der unteren Hälfte und schwächt ab, bis auf der Geraden des Rückwegs wieder ein zyklischer, gleichmäßiger Verlauf eintritt. Zur Definition der Phasengrenzen Gerade, Kurve und Gerade wird ein heuristisches Verfahren angewendet. (siehe Abbildung 3.17)

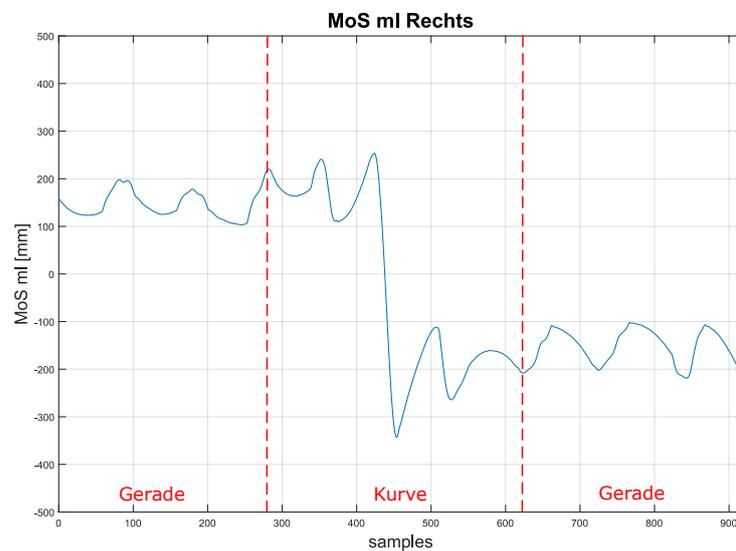


Abbildung 3.17: Definition von Geraden und Kurve mit Hilfe des Verlaufes von MoS_{ml} Rechts

Die ausgelesenen Grenzen von Gerade, Kurve und Gerade werden über einen input-Befehl dem Script übergeben. Mit den neuen Messzeitraumgrenzen werden anschließend alle Koordinatendaten aller Marker und Ergebnisdaten auf die relevante Messzeiten für Gerade und Kurve geschnitten.

%% **Tabelle zum Speichern aller relevanten Ergebnisse**

Mit dem Befehl *xlswrite* wird in einer Tabelle "Name - Gesamtdaten" alle für die Auswertung relevanten Ergebnisse für die weitere Bearbeitungen und Auswertungen gespeichert. Die relevanten Daten sind:

- Name der Messung
- Gerade: Laufzeit
- Gerade: Peaks Länge der Unterstützungsfläche und Sample + mittlere Länge der Unterstützungsfläche (BoS)
- Gerade: Peaks MoS anterior/posterior und Sample + mittlere MoS anterior/posterior
- Gerade: Peaks MoS lateral Links und Sample + mittlere MoS lateral Links
- Gerade: Peaks MoS lateral Rechts und Sample + mittlere MoS lateral Rechts
- Gerade: Peaks MoD und Sample + mittlere MoD
- Gerade: Peaks MvD und Sample + mittlere MvD
- Gerade: TimeZero insgesamt
- Kurve: Laufzeit
- Kurve: Peaks MoS lateral Links und Sample + mittlere MoS lateral Links
- Kurve: Peaks MoS lateral Rechts und Sample + mittlere MoS lateral Rechts
- Kurve: Peaks MoD und Sample + mittlere MoD
- Kurve: Peaks MvD und Sample + mittlere MvD
- Kurve: TimeZero insgesamt

%% **Karteikarten**

Für die einfachere Auswertung der Ganganalyse werden mit Subplots drei Karteikarten für jede durchgeführte Messung erstellt. Diese beinhalten alle relevanten Plots für Gerade und Kurve. (siehe Anhang)

3.3 Numerische Näherungen der Marker-Anzahl

3.3.1 Versuchsaufbau

Ziel dieser numerischen Näherung ist die Minimierung der Anzahl der Marker auf einem Marker-Set, bei bestmöglicher Korrelation der Positionen der Punkte Pcom und Xcom des jeweiligen reduzierten Marker-Modells mit den Punkten Pcom und Xcom des Hauptmodells mit einem vollen Marker-Set. Für die Auswertung der numerischen Näherung werden nur die Ergebnisse in X- bzw. Z-Richtung betrachtet, da die Differenzen in Y-Richtung die Höhenunterschiede der Punkte im Raum angeben und für diese Studie nicht relevant sind. Für die Messmethode des instrumentalisierten TuG-Tests wurde ein so genanntes Full-Body-Model mit insgesamt 19 Markern verwendet. Das Full-Body-Model erfasst alle Bewegungen der Extremitäten, sowie des Rumpfes und schließt die Base of Support der Füße ein. Die Marker der Hüfte (Trocl und TrocR) sind zwingend notwendig, um die Fortbewegung nach dem Prinzip des inversen Pendels zu berechnen. Ebenso sind die Marker an den beiden Füßen (Toe, Metatarsal5, Malleolus, Calcaneus) zwingend notwendig, um die BoS aufzuspannen, welche für die Auswertung nach der Methode SADI unbedingt notwendig ist. Somit sind 10 Marker aus dem Hauptmodell als fix anzusehen (siehe Abbildung 3.18 und 3.19). Durch die Symmetrie des menschlichen Körpers in der Frontalebene ergeben sich aus den Kombinationsmöglichkeiten der Marker, inklusive des Markers C7 an der Halswirbelsäule, 31 Modelle. Dabei ist das Modell 0 ausschließlich mit den fixen Markern besetzt. Die Modelle und ihre Belegungen der jeweiligen Marker sind in den folgenden Abbildungen 3.18 und 3.19 als Stabmodelle graphisch dargestellt.

Für die Durchführung der Numerischen Näherung der Marker-Anzahl wurden, wie in der oben beschriebenen Methode SADI, der auf die Lauffläche projizierte Körpermassenmittelpunkt Pcom und der extrapolierte Körpermassenmittelpunkt Xcom für jedes einzelne Modell berechnet. Der verwendete Datensatz stammt aus einer Messung mit normaler Schrittgeschwindigkeit und einer Drehung mit mehreren Schritten. Anschließend wurden für die Punkte Pcom und Xcom der jeweiligen Modelle die maximalen und die mittleren Differenzen zu den Punkten Pcom und Xcom des Hauptmodells mit einem vollen Marker-Set berechnet. Die Modelle und somit die Ergebnisse der Berechnungen wurden nach der Anzahl der Marker aufsteigend sortiert.

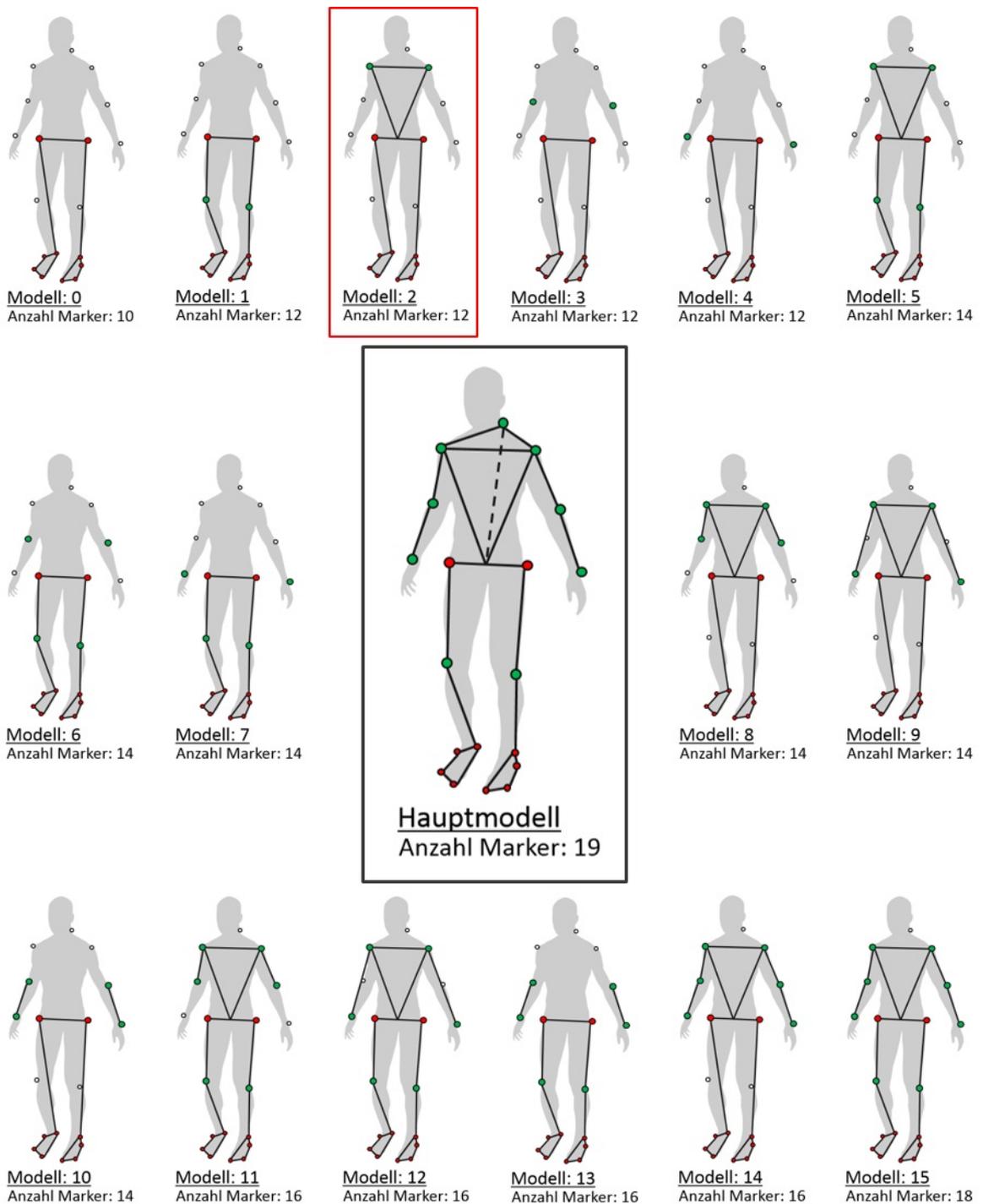


Abbildung 3.18: Modelle mit Belegung der jeweiligen Marker. Rote Marker sind fix und grüne Marker sind für jeweiliges Modell belegt. Stabmodell zur optischen Unterstützung. Modell 2, rot markiert, als Ergebnis mit geringster Marker-Anzahl bei bestmöglicher Korrelation zum Hauptmodell

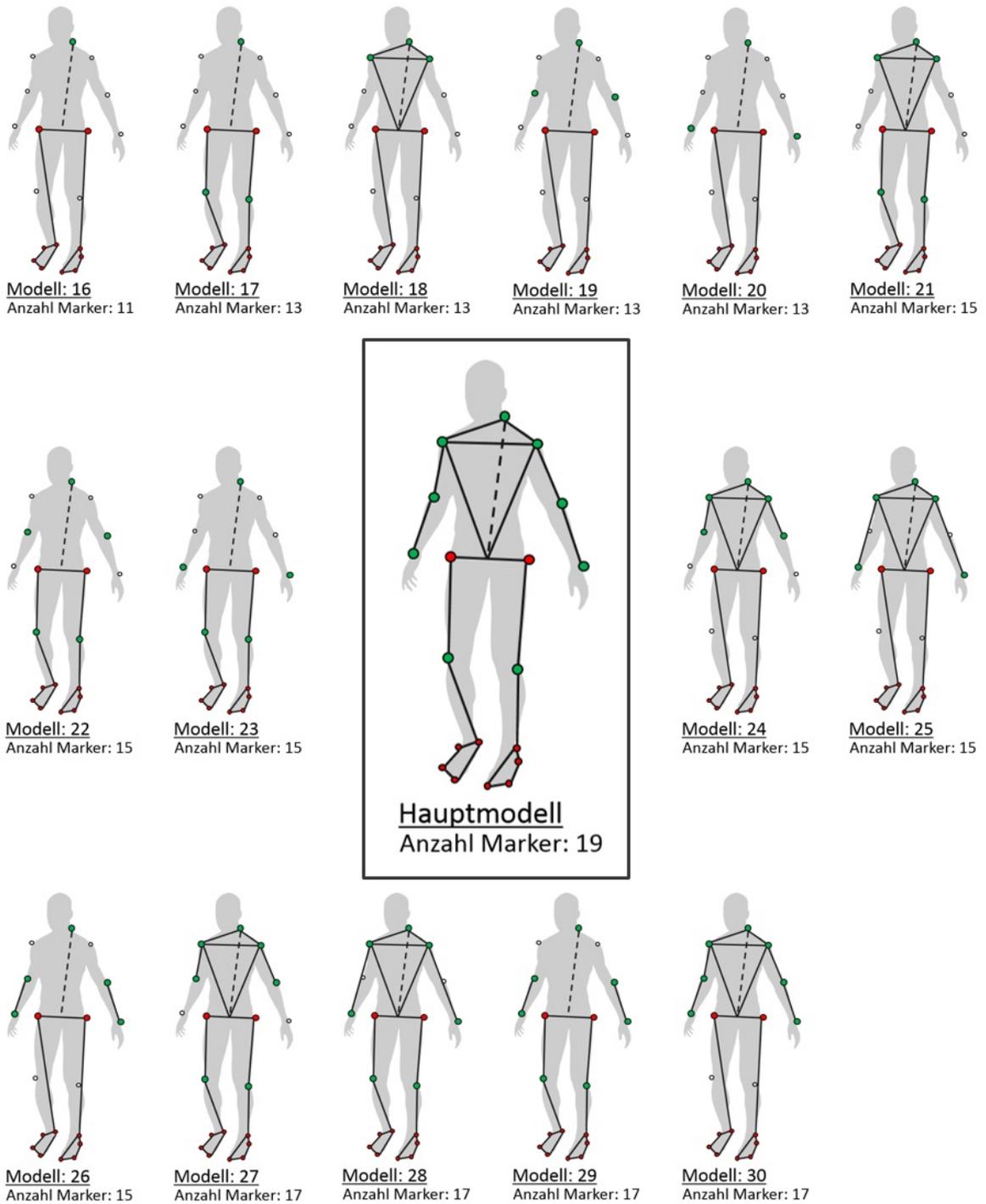


Abbildung 3.19: Modelle mit Belegung der jeweiligen Marker. Rote Marker sind fix und grüne Marker sind für jeweiliges Modell belegt. Stabmodell zur optischen Unterstützung.

3.3.2 Maximale Differenz von Pcom

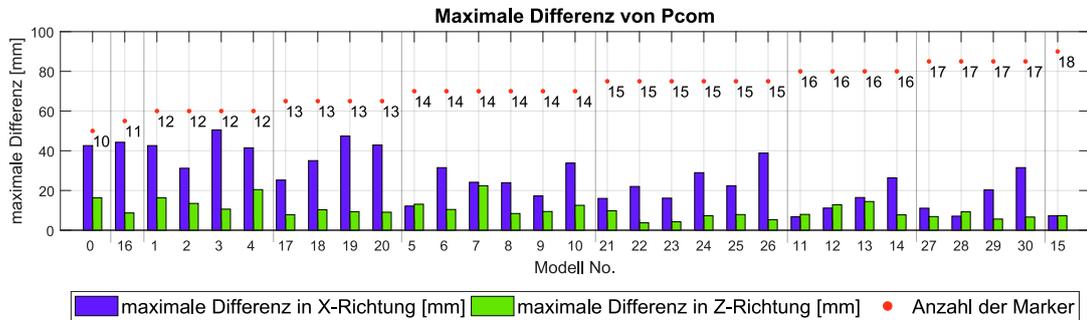


Abbildung 3.20: Sortierte Reihenfolge aller Modelle nach Anzahl der Marker. Maximale Differenzen in X- bzw. Z-Richtung zwischen Pcom des jeweiligen Modells und dem Pcom des Hauptmodells mit allen Markern.

Die nach der Anzahl der Marker gruppierten Ergebnisse der maximalen Differenzen zwischen dem Pcom des jeweiligen Modells und dem Pcom des Hauptmodells zeigen Modelle, die mehr oder weniger mit dem Hauptmodell korrelieren (siehe Abbildung 3.20). Die Modelle 0 und 16 haben zwar die geringste Anzahl von Markern, aber die maximalen Differenzen von Pcom der Modelle zu Pcom des Hauptmodells sind im Vergleich zu den anderen Modellen groß. In der Gruppe mit den Modellen mit jeweils 12 Markern fällt das Modell 2 auf. Das Modell 2 hat, mit einer maximalen Differenz zum Hauptmodell von 31 mm in X-Richtung und einer maximalen Differenz zum Hauptmodell von 13 mm in Z-Richtung, insgesamt in dieser Gruppe die kleinsten Differenzen zum Hauptmodell. Die Modelle 1,3 und 4 in dieser Gruppe haben maximale Differenzen in X-Richtung, die deutlich größer als 40 mm sind. Die maximale Differenz in Z-Richtung bei Modell 3 ist zwar kleiner als die maximale Differenz in Z-Richtung von Modell 2, aber die maximale Differenz in X-Richtung ist bei Modell 3 in dieser Gruppe die größte Differenz zum Hauptmodell. Die Gruppe mit den Modellen 17,18,19 und 20, mit jeweils 13 Markern, zeigt bei den maximalen Differenzen in X-Richtung vergleichbare Differenzen zum Hauptmodell wie die Gruppe mit 12 Markern. Die maximalen Differenzen in Z-Richtung sind für alle Modelle dieser Gruppe annähernd gleich. In dieser Gruppe fällt das Modell 17 mit der geringsten maximalen Differenz in X-Richtung von 25 mm und einer maximalen Differenz in Z-Richtung von 8 mm auf. Die vierte Gruppe mit 6 Modellen mit jeweils 14 Markern hat sichtbar geringere maximale Differenzen in X-Richtung zum Hauptmodell. Die maximalen Differenzen in Z-Richtung sind bis auf bei Modell 7 verhältnismäßig klein und liegen bei ca. 10 mm. Die maximale Differenz in Z-Richtung bei Modell 7 liegt über 20 mm. In dieser Gruppe fallen die Modelle 5 und 9 mit deutlich kleineren maximalen Differenzen in X-Richtung auf. Die maximalen Differenzen in X-Richtung bzw. Z-Richtung bei dem Modell

5 liegen bei 12 mm und 13 mm. Bei dem Modell 9 liegen die maximalen Differenzen in X-Richtung bzw. Z-Richtung bei 17 mm und 9 mm. In Tabelle 3.1 sind alle maximalen Differenzen von Pcom der vier Modelle mit der besten Korrelation zum Hauptmodell aufgelistet.

Modell (Anzahl Marker)	Maximale Differenz Pcom X-Richtung	Maximale Differenz Pcom Z-Richtung
2 (12)	31 mm	13 mm
17 (13)	25 mm	8 mm
5 (14)	12 mm	13 mm
9 (14)	17 mm	9 mm

Tabelle 3.1: Maximale Differenzen von Pcom in X- bzw. Z-Richtung der vier extrahierten Modelle mit der besten Korrelation zum Hauptmodell

Die Modelle mit 15 und mehr Markern fließen in diese Auswertung nicht ein, da die Ergebnisse keine deutlich bessere Korrelation mit dem Hauptmodell zeigen und das Ziel dieser Studie die größte mögliche Verringerung der Marker bei beste mögliche Korrelation mit dem Hauptmodell ist. Dies gilt auch für die folgenden Auswertungen der Numerischen Näherung.

3.3.3 Mittlere Differenz von Pcom

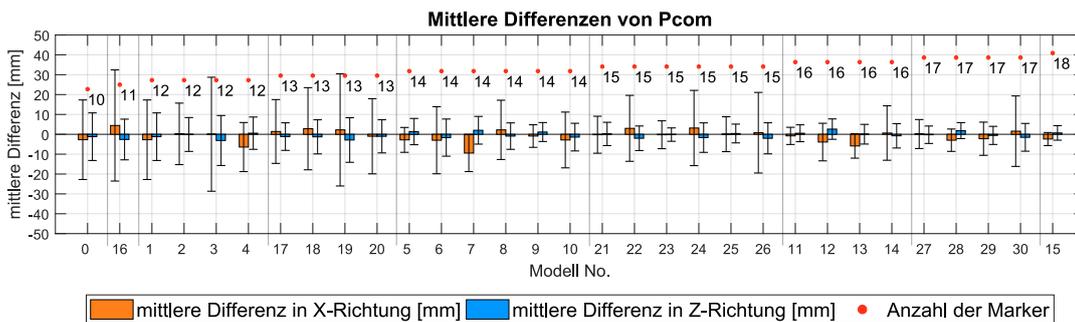


Abbildung 3.21: Sortierte Reihenfolge aller Modelle nach Anzahl der Marker. Mittlere Differenzen und Standardabweichungen in X- bzw. Z-Richtung zwischen Pcom des jeweiligen Modells und dem Pcom des Hauptmodells mit allen Markern.

Die nach der Anzahl der Marker gruppierten Ergebnisse der mittleren Differenzen zwischen dem Pcom des jeweiligen Modells und dem Pcom des Hauptmodells, inklusive der jeweiligen Standardabweichungen, zeigen Modelle, die mehr oder weniger mit dem Hauptmodell korrelieren (siehe Abbildung 3.21). Die Modelle 0 und 16, mit den wenigsten Markern in dieser Studie, zeigen zwar kleinere mittlere Differenzen von Pcom in X- bzw. Z-Richtung zu Pcom des Hauptmodells, jedoch sind die Standardabweichungen (SD) im Verhältnis zu den anderen Modellen groß. In der Gruppe mit den Modellen mit jeweils 12 Markern fällt auch in dieser Auswertung das Modell 2 mit verschwindend kleinen mittleren Differenzen in X- bzw. Z-Richtung auf. Die mittlere Differenz von Pcom des Modells 2 zu Pcom des Hauptmodells in X-Richtung ist 0,2 mm (SD 15 mm) und in Z-Richtung 0 mm (SD 8 mm). Die Modelle 1,3 und 4 in dieser Gruppe haben entweder jeweils eine deutlich größere mittlere Differenz von Pcom des Modells zum Pcom des Hauptmodells, oder die Standardabweichungen sind deutlich größer als die von Modell 2. Die Modelle 17,18,19 und 20 mit jeweils 13 Markern zeigen alle größeren mittleren Differenzen der jeweiligen Pcom zum Pcom des Hauptmodells in X- bzw. Z-Richtung. Auch die Standardabweichungen sind bei allen vier Modellen dieser Gruppe im Verhältnis zu den anderen Modellen groß. In der Gruppe mit den Modellen mit jeweils 14 Markern, fallen wie bei der maximalen Differenz von Pcom, die Modelle 5 und 9 mit sehr kleinen Standardabweichungen auf. Die mittleren Differenzen von Pcom für das Modell 5 in X- bzw. Z-Richtung sind 2,8 mm (SD 16 mm) bzw. 1,4 mm (SD 7 mm). Für das Modell 9 zeigen sich für die mittleren Differenzen von Pcom in X- bzw. Z-Richtung Ergebnisse mit -0,8 mm (SD 5,7 mm) bzw. 1 mm (SD 4,7 mm). In Tabelle 3.2 sind alle mittleren Differenzen von Pcom, mit Standardabweichungen, der vier Modelle mit der besten Korrelation zum Hauptmodell aufgelistet.

Modell (Anzahl Marker)	Mittlere Differenz Pcom X-Richtung	Mittlere Differenz Pcom Z-Richtung
2 (12)	0,2 mm (15 mm)	0 mm (8 mm)
17 (13)	1,4 mm (16 mm)	1,2 mm (7 mm)
5 (14)	-2,8 mm (6 mm)	1,4 mm (6 mm)
9 (14)	-0,8 mm (5,7 mm)	1 mm (4,7 mm)

Tabelle 3.2: Mittleren Differenzen und Standardabweichungen von Pcom in X- bzw. Z-Richtung der vier extrahierten Modelle mit der besten Korrelation zum Hauptmodell

3.3.4 Maximale Differenz von Xcom

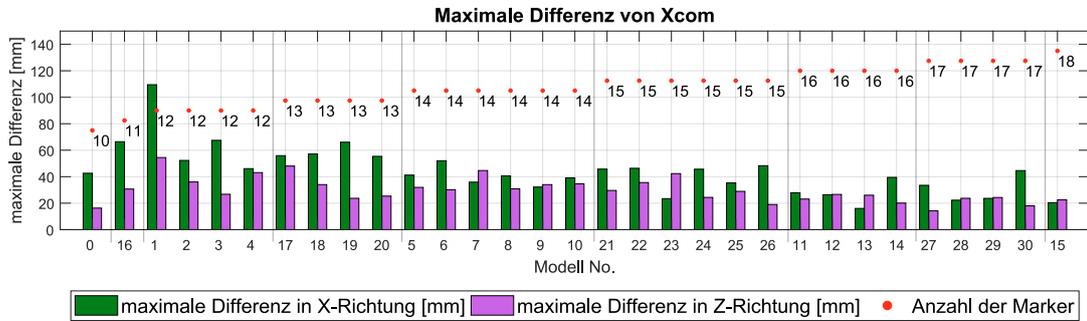


Abbildung 3.22: Sortierte Reihenfolge aller Modelle nach Anzahl der Marker. Maximale Differenzen in X- bzw. Z-Richtung zwischen Xcom des jeweiligen Modells und dem Xcom des Hauptmodells mit allen Markern.

Die nach der Anzahl der Marker gruppierten Ergebnisse der maximalen Differenzen zwischen dem Xcom des jeweiligen Modells und Xcom des Hauptmodells zeigen Modelle, die mehr oder weniger mit dem Hauptmodell korrelieren (siehe Abbildung 3.22). Das Modell 0 mit 10 Markern zeigt bei der Auswertung der maximalen Differenz von Xcom zwischen dem reduzierten Marker-Modell und dem Hauptmodell mit allen Markern im Vergleich zu den anderen Modellen, kleinere maximale Differenzen in X- und Z-Richtung. Die maximale Differenz von Xcom des Modells 0 zu Xcom des Hauptmodells ist in X-Richtung 42 mm und in Z-Richtung 16 mm. Das Modell 16 mit 11 Markern zeigt dabei in X-Richtung eine maximale Differenz von Xcom über 60 mm. In der Gruppe mit den Modellen mit jeweils 12 Markern fällt auch in dieser Auswertung der Differenzen zum Hauptmodell das Modell 2 positiv auf. Die maximale Differenz von Xcom des Modell 2 zum Hauptmodell ist in X-Richtung 52 mm und in Z-Richtung 36 mm. In dieser Gruppe fällt auch Modell 4 positiv auf, wobei die maximalen Differenzen von Xcom in beide Richtungen über 40 mm liegen. Die Modelle aus der Gruppe mit jeweils 13 Markern zeigen insgesamt bessere Ergebnisse für eine Korrelation zum Hauptmodell als die Gruppe mit den Modellen mit jeweils 12 Markern, jedoch auch schlechtere Ergebnisse als die Gruppe mit den Modellen mit jeweils 14 Markern. Ansonsten fällt in dieser Gruppe kein Modell besonders positiv auf. In der Gruppe mit den Modellen mit jeweils 14 Markern fällt dafür das Modell 9 positiv auf. Die maximalen Differenzen in beide Richtungen liegen im Vergleich zu den anderen Modellen dieser Gruppe, mit 32 mm in X-Richtung und 34 mm in Z-Richtung, deutlich unter 40 mm. In Tabelle 3.3 sind alle maximalen Differenzen von Xcom der drei Modelle mit der besten Korrelation zum Hauptmodell aufgelistet.

Modell (Anzahl Marker)	Maximale Differenz Xcom X-Richtung	Maximale Differenz Xcom Z-Richtung
0 (10)	42 mm	16 mm
2 (12)	52 mm	36 mm
9 (14)	32 mm	34 mm

Tabelle 3.3: Maximale Differenz von Xcom in X- bzw. Z-Richtung der drei extrahierten Modelle mit bester Korrelation zum Hauptmodell

3.3.5 Mittlere Differenz von Xcom

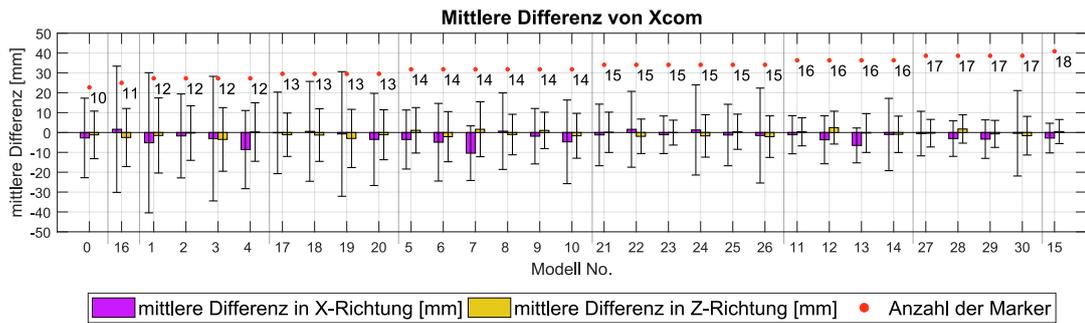


Abbildung 3.23: Sortierte Reihenfolge aller Modelle nach Anzahl der Marker. Mittlere Differenz und Standardabweichungen in X- bzw. Z-Richtung zwischen Xcom des jeweiligen Modells und dem Xcom des Hauptmodells mit allen Markern.

Die nach Anzahl der Marker gruppierten Ergebnisse der mittleren Differenzen zwischen dem Xcom des jeweiligen Modells und dem Xcom des Hauptmodells, inklusive der jeweiligen Standardabweichungen, zeigen Modelle, die mehr oder weniger mit dem Hauptmodell korrelieren (siehe Abbildung 3.23). Das Modell 0 mit 10 Markern zeigt im Vergleich zu dem Modell 16 mit 11 Markern ähnlich große mittlere Differenzen in beide Richtungen, jedoch sind die Standardabweichungen zu den mittleren Differenzen in beiden Richtungen bei dem Modell 0 deutlich kleiner. Die mittleren Differenzen von Xcom des Modells 0 zu Xcom des Hauptmodells ist in X-Richtung -2,7 mm (SD 20 mm) und in Z-Richtung -1,2 mm (SD 12 mm). Das Modell 2, aus der Gruppe mit den Modellen mit jeweils 12 Markern, zeigt im Vergleich zu den Modellen 1,3 und 4 in beiden Richtungen kleinere mittlere Differenzen von Xcom zum Xcom des Hauptmodells und die Standardabweichung

der Modelle 1 und 3 sind deutlich größer als bei dem Modell 2. Die mittlere Differenz von Xcom des Modells 2 zu Xcom des Hauptmodells in X-Richtung ist -1,7 mm (SD 21 mm) und in Z-Richtung -0,3 mm (SD 13 mm). Die Modelle aus der Gruppe mit jeweils 13 Markern zeigen insgesamt bessere Ergebnisse für eine Korrelation zum Hauptmodell als die Gruppe mit den 12 Markern, jedoch auch schlechtere Ergebnisse als die Gruppe mit den Modellen mit jeweils 14 Markern. Ansonsten fällt in dieser Gruppe keins der Modelle besonders positiv auf. Die Gruppe mit den Modellen mit jeweils 14 Markern zeigt im Vergleich größere mittlere Differenzen von Xcom der Modelle zu Xcom des Hauptmodells, dafür sind die Standardabweichungen dieser Modelle vergleichsweise gering. In dieser Gruppe fällt das Modell 9 mit geringen mittleren Differenzen von Xcom und geringen Standardabweichungen auf. In X-Richtung ist die mittlere Differenz von Xcom -1,8 mm (SD 14 mm) und in Z-Richtung 1 mm (SD 9 mm). Modell 5 aus dieser Gruppe hat mit -3,5 mm (SD 14,8 mm) eine doppelt so große mittlere Differenz von Xcom als das Modell 9. In Tabelle 3.4 sind alle mittleren Differenzen von Xcom, mit Standardabweichungen, der drei Modelle mit der besten Korrelation zum Hauptmodell aufgelistet.

Modell (Anzahl Marker)	Mittlere Differenz Xcom X-Richtung	Mittlere Differenz Xcom Z-Richtung
0 (10)	-2,7 mm (20 mm)	-1,2 mm (12 mm)
2 (12)	-1,7 mm (21 mm)	-0,3 mm (13 mm)
9 (14)	-1,8 mm (14 mm)	1 mm (9 mm)

Tabelle 3.4: Mittleren Differenzen und Standardabweichungen von Xcom in X- bzw. Z-Richtung der vier extrahierten Modelle mit der besten Korrelation zum Hauptmodell

3.3.6 Fazit

Die Auswertung der Ergebnisse der maximalen und mittleren Differenzen von Pcom der jeweiligen Modelle zu Pcom des Hauptmodells hat ergeben, dass die Modelle 2, 5, 9 und 17 vergleichsweise gute Korrelationen zum Hauptmodell aufzeigen. Die Modelle 2, 5 und 9 haben alle die Schulter-Marker in ihrem Set inbegriffen. Das Modell 17 hat dagegen den Marker für C7 in seinem Marker-Set. Da nur das Modell 9 auch die Marker für die Hände inbegriffen hat, kann man darauf schließen, dass die Marker der Arme (Hände und Ellenbogen) für die Messmethode SADI nicht von vorrangiger Bedeutung sind. Die Modelle 5 und 17 beinhalten jeweils die Marker für die Knie in ihrem Marker-Set. Diese zeigen jedoch keinen erheblichen Unterschied zu den Modellen 2 und 9 ohne Knie-Marker. Da alle vier Modelle entweder die Schulter-Marker oder den C7-Marker beinhalten, kann

man davon ausgehen das eine Messung der allgemeinen Rumpfbewegung das Ergebnis präzisiert. Die bestmögliche Korrelation zum Hauptmodell der maximalen und mittleren Differenz von X_{com} des jeweiligen Modells zu X_{com} des Hauptmodells haben die Modelle 0, 2 und 9 ergeben. Das Modell 0 besteht nur aus dem fixen Marker-Set, das bedeutet nur die Fuß-Marker und Hüften-Marker sind inbegriffen. Im Vergleich dazu haben die Modelle 2 und 9 noch die Schulter-Marker inbegriffen. Vergleicht man die Ergebnisse von den maximalen und mittleren Differenzen von P_{com} und X_{com} , korreliert für beide Punkte das Modell 2 am besten mit dem Hauptmodell bei kleinster möglicher Anzahl von Markern. Das Modell 0 zeigt in der Auswertung von P_{com} deutlich schlechtere Ergebnisse als das Modell 2 und kommt somit nicht in Frage. Das Modell 2 beinhaltet neben den fixen Markern der Füße und Hüfte nur noch die Marker der Schulter. Dies zeigt, dass ein Marker-Set aus insgesamt 12 Markern für eine Auswertung nach der Methode SADI ausreichend genaue Ergebnisse liefert. Das Modell 2 beinhaltet die Marker der Füße zum aufspannen der Base of Support, die Marker der Hüfte für das Prinzip des inversen Pendels und die Marker der Schulter für die Detektion der Rumpfbewegung. Das Modell 2 ist in Abbildung 3.18 mit einem roten Rahmen markiert.

4 Validierung der Software

Die in Kapitel 3 vorgestellte Methode SADI bedarf einer Validierung, um eine Beurteilung der dynamischen Stabilität beim Gehen mit validen Ergebnissen zu ermöglichen. Dafür wird in diesem Kapitel zuerst der verwendete Testaufbau und die Versuchsdurchführung erläutert. Anschließend werden die Ergebnisse einer Probandenstudie präsentiert und mögliche Interpretationsmöglichkeiten aufgezeigt. Für die Auswertung der Messdaten wurde mit einer allgemeinen Auswertung begonnen, bei der hauptsächlich auf die relevanten Maximalwerte der Variablen eingegangen wird. Darauf folgt eine Auswertung des Gesamtverlaufes der neuen relevanten Variablen MoD und MvD, sowie die Momentbestimmung der Rückenlage. Abschließend werden die einzelnen Schrittphasenzeiten ausgewertet und geben weitere Interpretationsmöglichkeiten.

4.1 Testaufbau und Versuchsdurchführung

4.1.1 Testaufbau

Für die Validierung der neuen Methode SADI wurde ein Testlabor vorbereitet, welches ein Motion Capture System der Firma Qualisys AB aus Göteborg/Schweden mit insgesamt 10 Infrarotkameras beinhaltet. Das Testlabor wurde so ausgewählt, dass für die geplanten Messungen mindestens eine Laufstrecke von sieben Metern ermöglicht wurde. Die Fenster des Labors konnten komplett abgedunkelt werden, um Messfehler durch einfallendes Sonnenlicht zu vermeiden. Zusätzlich wurde die Raumbelichtung auf ein Minimum reduziert. Nachdem das Labor vorbereitet wurde, wurde das Motion Capture System inklusive aller Kameras hochgefahren. Jeder Neustart des Systems begann mit einer Kalibrierung. Die Durchführung der Kalibrierung wurde in einem Handbuch der Firma Qualisys AB vorgegeben. Die Abtastrate der Kameras wurde in der Voreinstellung des Systems auf 120 Hz festgelegt.

Nach der Vorbereitung der Testumgebung, wurden der Stuhl und die Wendemarkierung für den in Kapitel 3.1.3 (Methodische Grundlagen) beschriebenen TuG-Test aufgestellt. Die Distanz zwischen Stuhl und Wendemarkierung wurde mit einem Maßband abgemessen. Anschließend wurde der Proband mit insgesamt 19 retroreflektierenden Markern, mit einem Durchmesser von 14 mm, nach dem Full-Body-Model, wie in Kapitel 3.1.1 (Motion Capture System) beschrieben, beklebt. Der Proband wurde in der Planung der Messungen angehalten sich bequeme Sport- bzw. Laufschuhe und kurze, nicht reflektierende Sport-

kleidung mitzubringen. Mögliche reflektierende Stellen auf Kleidung und Schuhe wurden mit blickdichtem Klebeband überdeckt. Die Marker wurden mit einem hautfreundlichen Toupet-Band direkt auf der Haut des Probanden aufgeklebt. Dieses Toupet-Band wurde auch verwendet um die Fuß-Marker direkt auf den Schuhen des Probanden zu befestigen. Nachdem mit einigen Bewegungstests die Festigkeit der Marker geprüft wurde, konnte sich der Proband auf die anstehenden Messungen vorbereiten.

4.1.2 Versuchsdurchführung

Zu Beginn konnte der Proband die Teststrecke nach Belieben ablaufen, um sich unter anderem die Wendemarkierung und die Umgebung des Labors aus der Nähe anzuschauen. So sollten Schreckmomente und Ablenkungen bzw. Unsicherheiten bezüglich des Verlaufs der Teststrecke abgebaut werden. Es sollte ein Gefühl einer gewohnten Umgebung aufgebaut werden, um den natürlichen Gang des Probanden so wenig wie möglich zu beeinflussen. Die Messreihe wurde in zwei unterschiedliche Geschwindigkeiten und zwei verschiedenen Varianten der Drehung um den Wendepunkt unterteilt. Bei den Geschwindigkeiten wurde der Proband angehalten zum einen seine eigene Wohlfühlgeschwindigkeit (EG) zu gehen und zum anderen eine erhöhte Geschwindigkeit (MG) zu halten, als ob er sich beeilen müsste. Die zwei Drehungen um den Wendepunkt unterschieden sich hauptsächlich durch die Schrittzahl. Die Step-Drehung beinhaltete mehrere Schritte zum Umlaufen des Wendepunktes. Die Spin-Drehung wurde mit einem Schritt durchgeführt, dabei wurde der innere Fuß der Kurve hinter den Wendepunkt gesetzt und der äußere Fuß wurde mit einem Schritt um die Kurve geschwungen. Da in dieser Messung links um den Wendepunkt gegangen wurde, war hier der innere Fuß der linke Fuß und der äußere Fuß war dementsprechend der rechte Fuß.

Die Messreihe wurde in folgender Reihenfolge durchgeführt:

- Step EG - (Wohlfühlgeschwindigkeit mit Step-Drehung)
- Step MG - (erhöhte Geschwindigkeit mit Step-Drehung)
- Spin EG - (Wohlfühlgeschwindigkeit mit Spin-Drehung)
- Spin MG - (erhöhte Geschwindigkeit mit Spin-Drehung)

Nachdem der Proband über den Ablauf der Messreihen informiert wurde, setzt sich dieser auf den vorbereiteten Stuhl. Der Versuchsleiter bereitete die Messung vor und gab dem Probanden ein Start-Kommando, auf das sich der Proband vom Stuhl erhob und mit der vorgegebenen Geschwindigkeit geradeaus auf den Wendepunkt zuzuging. Dort führte er die entsprechende Drehung um den Wendepunkt durch und lief wieder geradeaus auf den Stuhl zu, um sich dort erneut hinzusetzen. Wenn der Proband wieder entspannt saß, beendete der Versuchsleiter die Messung. Nach diesem Protokoll wurden die jeweiligen Ganggeschwindigkeiten mit den entsprechenden Drehungen drei Mal durchgeführt, um

eventuelle Messfehler auszugleichen.

Die Rohdaten der Messreihe wurden direkt nach der Messung gespeichert und als c3d-files für die folgende Auswertung exportiert. Dabei wurde besonders darauf geachtet eine Nomenklatur für die Bezeichnung der Datensätze zu verwenden, die sofort Rückschlüsse auf den Probanden, die Ganggeschwindigkeit, die Art der Drehung und die Nummerierung der Durchführung ermöglichte.

4.2 Ergebnisse und Interpretationsmöglichkeiten

4.2.1 Allgemeine Auswertung

Wie in Kapitel 3.2.2 (Skript) beschrieben, wurden von jeder Messung Karteikarten erstellt, die relevante Plots der Auswertung beinhaltet. Die erste Karteikarte (siehe Abbildung 4.1) zeigt die allgemeine Übersicht der Laufstrecke auf der Transversalebene. Hierbei sind die äußersten Kanten (Metata 5 Links und Rechts) der BoS und der Verlauf des Punktes Pcom zu jedem Zeitpunkt der Messung abgebildet. Dies dient der ersten Bewertung, ob der Verlauf der Laufstrecke und des Punktes Pcom den Erwartungen entsprechen und ob es zu Messfehlern gekommen ist, die sich als deutliche Ausreißer im Verlauf zeigen würden. Alle Karteikarten zu den einzelnen Messungen sind im Anhang einzusehen.

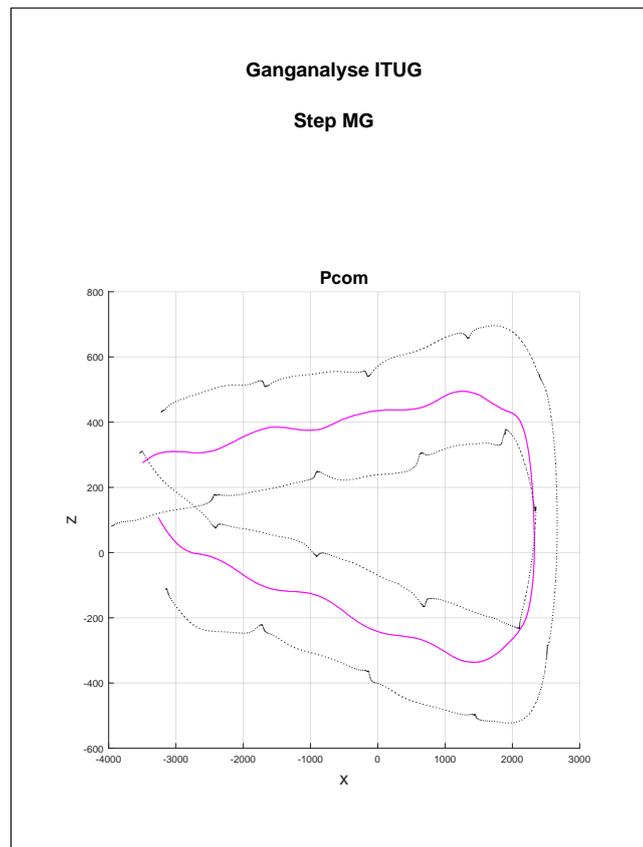


Abbildung 4.1: Karteikarte 1: Übersicht der Laufstrecke in Transversalebene

4.2.1.1 Gerade

Die zweite Karteikarte (siehe Abbildung 4.2) der Messungen zeigt an oberster Stelle den Verlauf der äußeren Kanten der BoS und der Punkte Pcom und Xcom auf der Gerade in der Transversalebene. Hier ist bereits zu erkennen, dass Xcom dem Pcom vorweilt, was den Erwartungen entspricht. Da Xcom von der Geschwindigkeit in Laufrichtung abhängt. Die sechs folgenden Plots zeigen die Verläufe der Variablen: Länge der BoS, MoS in anterior Richtung, MoS in medial/lateral Richtung und die Variablen MoD und MvD, nach der neuen Methode SADI. Alle Verläufe der Variablen, die Mittelwerte und Maximalwerte, sowie die Zahlenwerte von Laufzeit und TimeZero wurden parallel zur grafischen Auswertung in einer Tabelle gespeichert und dienen der ausführlicheren Auswertung der Variablen über die Messzeit der Geraden. Alle Karteikarten zu den einzelnen Messungen sind im Anhang einzusehen.

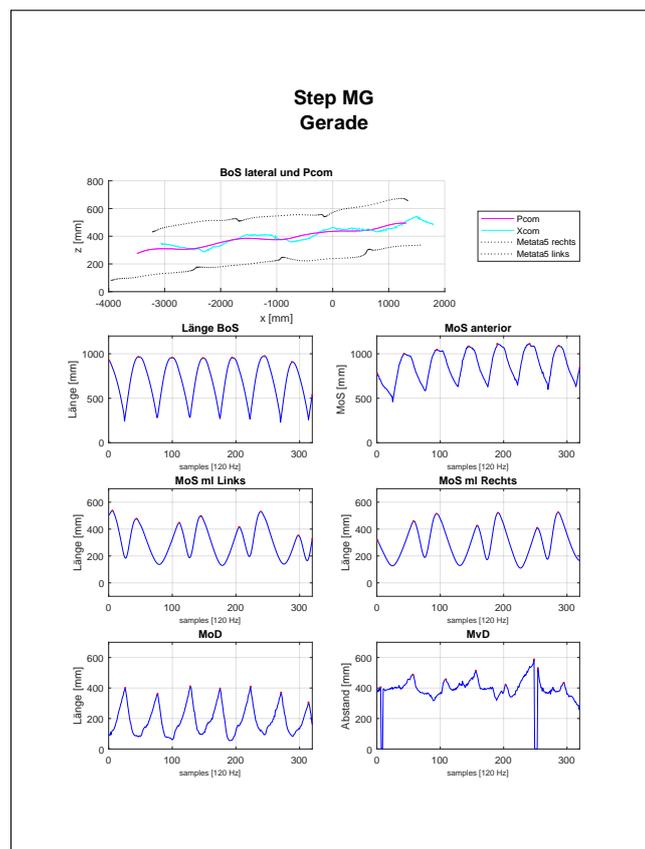


Abbildung 4.2: Karteikarte 2: Übersicht der Auswertung der Geraden

In den folgenden Diagrammen werden die einzelnen Messungen mit zwei verschiedenen Geschwindigkeiten und zwei verschiedenen Drehung bezüglich ihrer mittleren Maximalwerte verglichen. Um valide Maximalwerte zu erhalten, wurden die Randeffekte in den Berechnungen der Mittelwerte eliminiert. In diesem Fall sind die Maximalwerte am interessantesten, weil die größten Auslenkungen der Variablen die instabilsten Situationen beim Gehen aufzeigen.

Laufzeit: In Abbildung 4.3 sind die einzelnen Laufzeiten der verschiedenen Geschwindigkeiten und Drehungen dargestellt. Auch wenn hier die Drehung noch keinen direkten Bezug zur Auswertung des Gangs auf der Gerade hat, kann man Tendenzen bezüglich der Vorbereitung auf die unterschiedlichen Drehungen interpretieren. Wie erwartet, ist die Laufzeit bei der erhöhten Geschwindigkeit MG deutlich kleiner als bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG. Bei der Messung Spin EG ist die Laufzeit geringfügig länger als bei der Messung Step EG, was vermuten lässt, dass der Proband sich auf die schwierigere Spin-Drehung gedanklich vorbereitet und sich somit vorsichtiger nähert. Dabei zeigt sich in der Messung Spin MG, dass der Proband, im Vergleich zur Messung Step MG, anscheinend Schwung holt. Dies könnte dazu dienen bei der erhöhten Geschwindigkeit die schnelle Spin-Drehung möglichst dynamisch stabil durchzuführen.

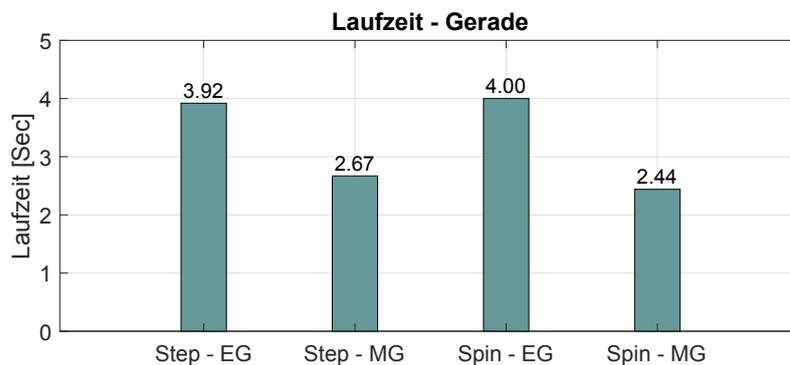


Abbildung 4.3: Laufzeiten der einzelnen Messungen auf der Gerade

Länge der BoS: In Abbildung 4.4 sind die mittleren Maximalwerte der Länge der BoS dargestellt, was der mittleren maximalen Schrittlänge entspricht. Hier ist zu erkennen, dass die Schrittlänge bei der erhöhten Geschwindigkeit MG, im Vergleich zu der Wohlfühlgeschwindigkeit EG, größer wird. Bei den Messungen mit den Spin-Drehungen ist der Unterschied zwischen EG und MG noch deutlicher als bei der Step-Drehung. Dies lässt erneut vermuten, dass der Proband einen Impuls für die anstehende schnelle und dynamische Spin-Drehung aufbaut.

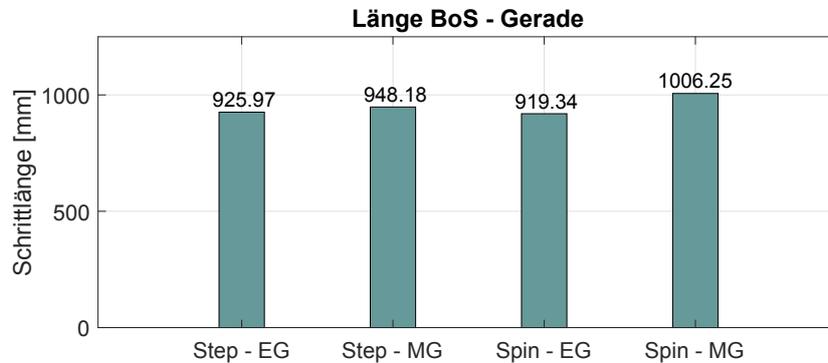


Abbildung 4.4: mittlere Maximalwerte der Länge der BoS bzw. Schrittlänge der einzelnen Messungen auf der Gerade

MoS anterior: In Abbildung 4.5 sind die mittleren Maximalwerte der MoS anterior für die einzelnen Messungen dargestellt. Die Maximalwerte der MoS anterior werden mit erhöhter Geschwindigkeit MG um etwa 15% größer als bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG. Bei beiden Drehungen unterscheiden sich die Werte für EG und MG nur minimal. Lediglich bei der Messung Spin EG kann man erneut eine gewisse Vorsicht vor der schnelleren Spin-Drehung erahnen.

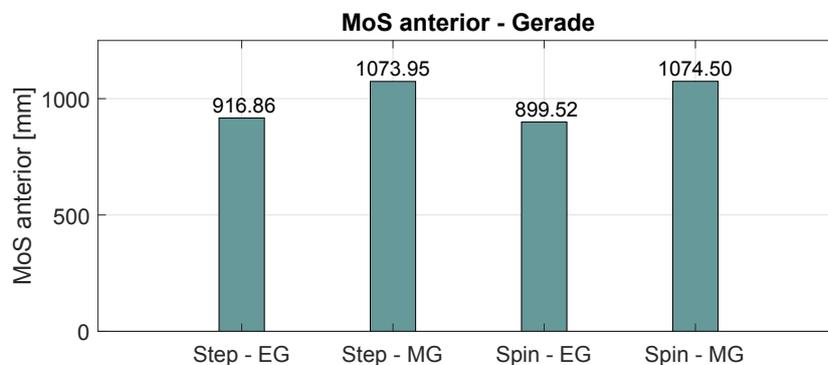


Abbildung 4.5: mittlere Maximalwerte von MoS anterior der einzelnen Messungen auf der Gerade

MoS medial/lateral: In Abbildung 4.6 sind die mittleren Maximalwerte der MoS medial/lateral für Links und Rechts der einzelnen Messungen nebeneinander gestellt. Bei den Messungen Step EG, Step MG und Spin EG sind die mittleren Maximalwerte der MoS

ml Rechts etwas kleiner als die mittleren Maximalwerte für MoS ml Links, was darauf schließen lässt, dass der Proband bei dieser Messung etwas nach außen gelehnt gegangen ist. Bei der Messung Spin MG ist dies genau umgekehrt und der mittlere Maximalwert für MoS ml Links ist kleiner. Dies könnte so interpretiert werden, dass der Proband bei der erhöhten Geschwindigkeit MG mit Erwartung auf die schnelle und dynamische Spin-Drehung etwas nach innen gelehnt läuft, um den anstehenden Fliehkräften entgegen zu wirken.

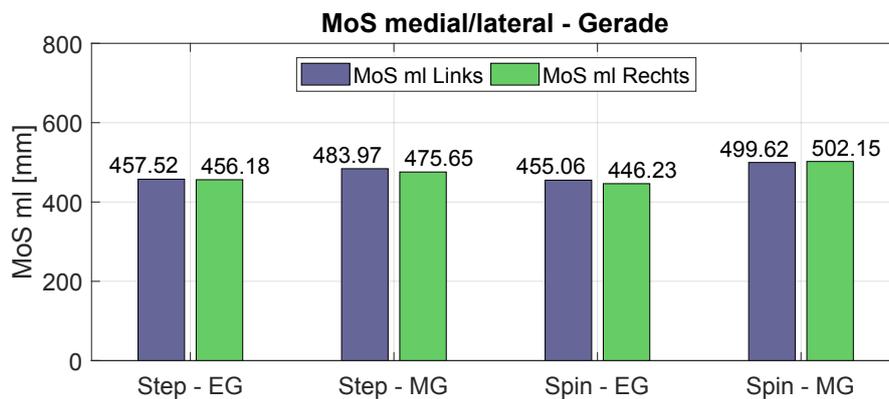


Abbildung 4.6: mittlere Maximalwerte von MoS medial/lateral der einzelnen Messungen auf der Gerade

MoD: In Abbildung 4.7 sind die mittleren Maximalwerte der MoD für jede der einzelnen Messungen dargestellt. Bei dem Vergleich der unterschiedlichen Geschwindigkeiten zeigt sich, dass die mittleren Maximalwerte der MoD für die erhöhte Geschwindigkeit MG bei beiden Drehungen etwa doppelt so groß sind wie bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG. Was aufgrund der Berechnungsmethode von MoD so zu erwarten ist. Bei beiden Geschwindigkeiten sind die mittleren Maximalwerte bei der Spin-Drehung etwas kleiner als bei der Step-Drehung was durch die hohe Dynamik und eine erhöhte Vorsicht bzw. Konzentration erklärt werden kann.

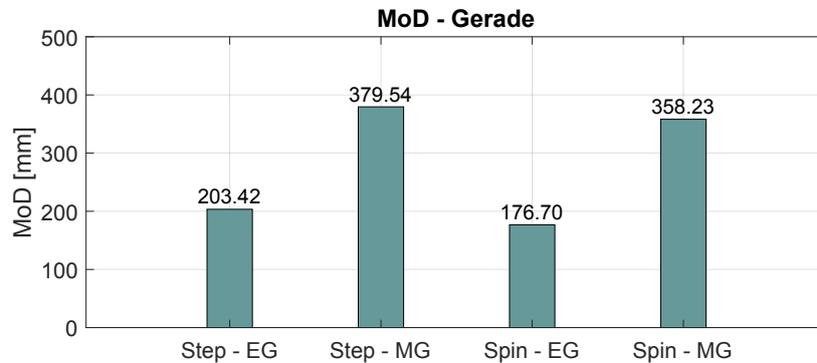


Abbildung 4.7: mittlere Maximalwerte von MoD der einzelnen Messung auf der Gerade

MvD: In Abbildung 4.8 sind die mittleren Maximalwerte der MvD für jede der einzelnen Messungen dargestellt. Die Auswertung der Ergebnisse zeigt, dass die mittleren Maximalwerte für MvD bei den Messungen mit erhöhter Geschwindigkeit MG deutlich höher sind als bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG. Bei den Messungen mit der Spin-Drehung ist der mittlere Maximalwert von MvD bei der erhöhten Geschwindigkeit MG sogar mehr als doppelt so hoch wie bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG. Insgesamt sind die mittleren Maximalwerte von MvD bei den Spin-Drehungen bei beiden Geschwindigkeiten niedriger als die Step-Drehung bei den jeweils gleichen Geschwindigkeiten. Dies lässt sich wahrscheinlich wieder auf die hohe Dynamik und die Vorbereitung bzw. Konzentration auf die schnellere Spin-Drehung zurückführen.

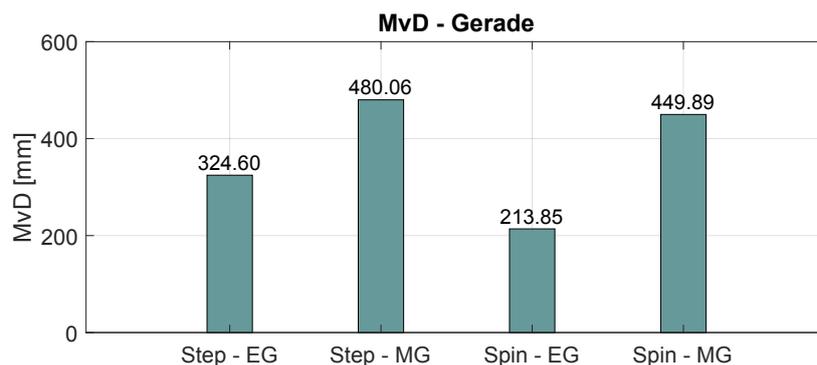


Abbildung 4.8: mittlere Maximalwerte von MvD der einzelnen Messungen auf der Gerade

TimeZero: In Abbildung 4.9 sind die TimeZero-Zeiten der einzelnen Messungen dargestellt. Die Messung mit Wohlfühlgeschwindigkeit EG und einer Step-Drehung weist keine TimeZero-Zeit auf, was auf einen sicheren und gewohnten Gang hinweist, bei dem es zu keinem Zeitpunkt zu einer kritischen Situation bezüglich der Stabilität kommt. Bei der erhöhten Geschwindigkeit MG mit einer Step-Drehung kommt der Proband zwei Mal, insgesamt jedoch nicht länger als 0,07 Sekunden, in die Situation, dass sich Pcom außerhalb der BoS befindet. Dies würden theoretisch eine Instabilitäten bedeuten, aber bei einer so geringen Zeit, ist der Proband noch gut in der Lage die dynamische Stabilität wiederherzustellen. Dagegen zeigt die Spin-Drehung bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG eine längere TimeZero-Zeit auf, die sich ebenfalls in einer Situation kurz vor der Kurve ereignet. Kritisch ist dabei der Punkt ab dem die Fliehkraft wirkt. Bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG kann der Proband vermeintlich besser einschätzen ab wann die Fliehkraft wirken wird und lehnt sich bereits auf der Gerade nach innen. Der Proband fühlt sich bei dieser Aufgabe sicher. Hier ist TimeZero eventuell auch als Zeichen der Stabilität zu bewerten. Die Spin-Drehung mit erhöhter Geschwindigkeit MG zeigt nur mitten auf der Gerade eine Situation von 0,05 Sekunden bei der sich der Pcom außerhalb der BoS befindet, wobei der Proband da noch in der Lage ist die dynamisch Stabilität wiederherzustellen. Im Unterschied zur Wohlfühlgeschwindigkeit EG ist der Proband bei der erhöhten Geschwindigkeit MG auf die Situation vorbereitet und nutzt den Schwung für die Kurve, wobei es den Anschein hat, das der Proband bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG versucht vor der Kurve sicherheitshalber abzubremesen.

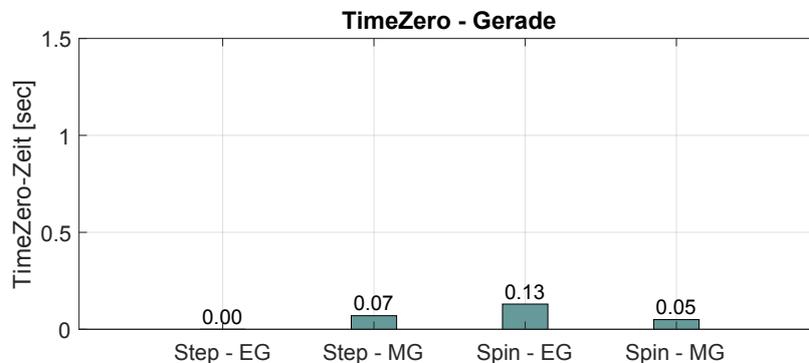


Abbildung 4.9: TimeZero der einzelnen Messungen auf der Gerade

4.2.1.2 Kurve

Die dritte Karteikarte (siehe Abbildung 4.10) der Messungen zeigt an oberster Stelle den Verlauf der äußeren Kanten der BoS und die Punkte Pcom und Xcom in der Kurve, in der Transversalebene. In der Grafik ist zu erkennen, dass sich der Körpermittelpunkt Pcom und der extrapolierte Massenmittelpunkt Xcom zum Mittelpunkt der Kurve hin bewegen. In den weiteren Auswertungen im Anhang sind zudem Situationen ersichtlich, bei denen Pcom und/oder Xcom offensichtlich die lateralen Grenzen der BoS überschreiten.

Die vier folgenden Plots zeigen die Verläufe der Variablen: MoS in medial/lateral Richtung für Links und Rechts und die Variablen MoD und MvD, nach der neuen Methode SADI. Alle Verläufe der Variablen, die Mittelwerte und Maximalwerte, sowie die Zahlenwerte von Laufzeit und TimeZero wurden parallel zur grafischen Auswertung in einer Tabelle gespeichert und dienen der ausführlicheren Auswertung der Variablen über die Messzeit der Kurven. Alle Karteikarten zu den einzelnen Messungen sind im Anhang einzusehen.

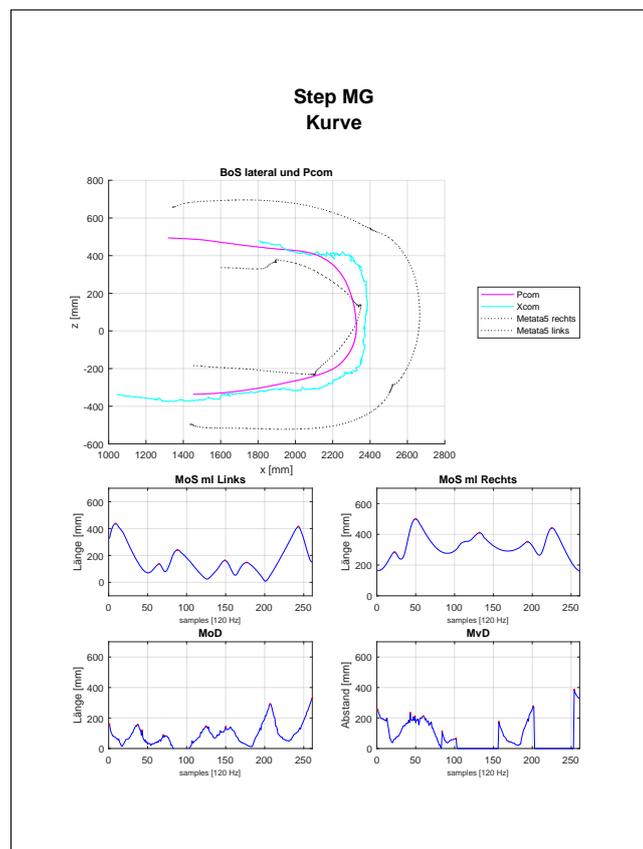


Abbildung 4.10: Karteikarte 3: Übersicht der Auswertung der Kurve

In den folgenden Diagrammen, werden die einzelnen Messungen mit zwei verschiedenen Geschwindigkeiten und zwei verschiedenen Drehung bezüglich ihrer mittleren Maximalwerte verglichen. Um valide Maximalwerte zu erhalten, wurden die Randeffekte in den Berechnungen der Mittelwerte eliminiert. In diesem Fall sind die Maximalwerte am interessantesten, weil die größten Auslenkungen der Variablen die instabilsten Situationen beim Gehen aufzeigen.

Laufzeit: In Abbildung 4.11 sind die Laufzeiten der jeweiligen Messungen in der Kurve dargestellt. Es zeigt sich auch hier, dass sich die Laufzeit mit der Zunahme der Geschwindigkeit verringert. Der Unterschied zwischen der Wohlfühlgeschwindigkeit EG und der erhöhten Geschwindigkeit MG ist bei den Spin-Drehungen deutlich geringer als bei den Step-Drehungen. Dies erklärt sich durch die dynamische Drehung mit einem Schritt bei der Spin-Drehung. Weniger Schritte benötigen weniger Zeit. Dies zeigt sich auch bei dem direkten Vergleich der beiden verschiedenen Drehungen bei gleicher Geschwindigkeit.

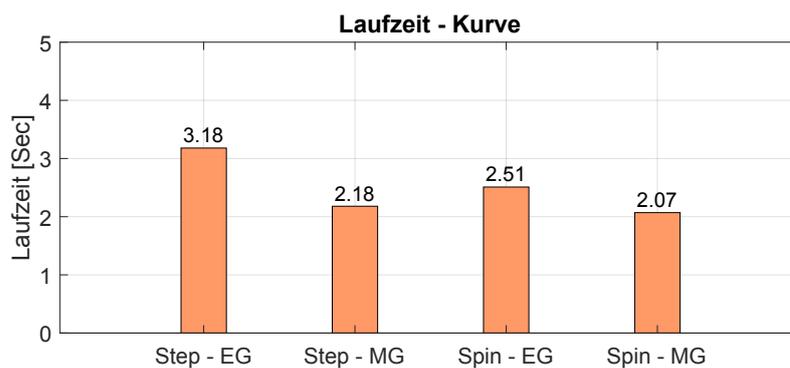


Abbildung 4.11: Laufzeiten der einzelnen Messungen in der Kurve

MoS medial/lateral: In Abbildung 4.12 sind die mittleren Maximalwerte der MoS medial/lateral für Links und Rechts der einzelnen Messungen nebeneinander gestellt. Bei beiden Geschwindigkeiten der Step-Drehung zeigt sich deutlich, dass der Proband sich in die Kurve legt und der MoS ml Links des Innenfußes deutlich kleiner ist als der MoS ml Rechts des Außenfußes. Dies entspricht auch der ersten Grafik auf der dritten Karteikarte (siehe Abbildung 4.10). Die Spin-Drehungen zeigen im Vergleich zu den Step-Drehungen weniger Unterschiede zwischen der MoS ml Links und Rechts. Insgesamt sind jedoch die mittleren Maximalwerte der MoS ml für beide Seiten deutlich größer als bei den Step-Drehungen. Dies lässt sich dadurch erklären, dass bei der Spin-Drehung der Proband gewillt ist ausladendere Schwünge der Beine auszuführen, was sich in einem allgemein breiteren Stand widerspiegelt. Wie in den Karteikarten der einzelnen Auswertungen im Anhang ersichtlich, verlassen Pcom und Xcom in der Schwungphase am Wendepunkt

die lateralen Grenzen der BoS. Dies geschieht beim Umsetzen des Standfußes auf der Stelle während der Spin-Drehung. Bei der Step-Drehung mit erhöhter Geschwindigkeit MG verlässt nur Xcom die lateralen Grenzen der BoS, was hier mit der höheren Geschwindigkeit zu erklären ist. Dabei ist der Proband mit höherer Geschwindigkeit besser in der Lage ein Verlassen des Xcom von der BoS auszugleichen bzw. zurückzuführen und ist somit dynamisch stabiler.

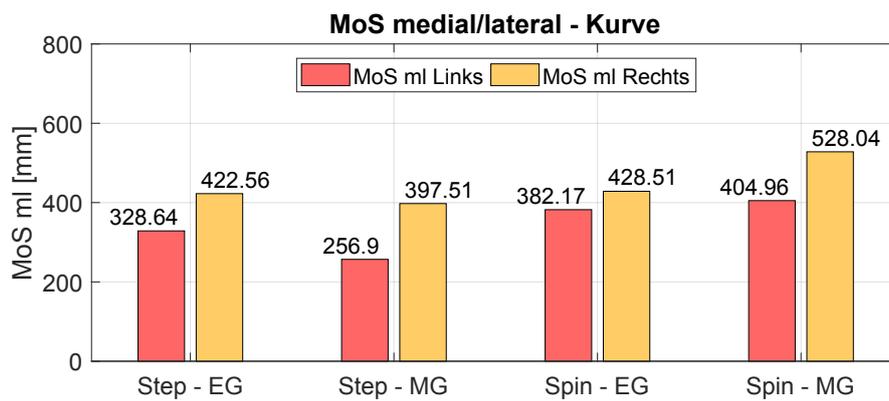


Abbildung 4.12: mittlere Maximalwerte von MoS medial/lateral der einzelnen Messungen in der Kurve

MoD: In Abbildung 4.13 sind die mittleren Maximalwerte der MoD für jede der einzelnen Messungen dargestellt. Auch hier fällt auf, dass bei beiden Drehungen die mittleren Maximalwerte der MoD für die erhöhte Geschwindigkeit MG mehr als doppelt so groß sind wie bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG. Bei der Spin-Drehung sind die mittleren Maximalwerte der MoD für beide Geschwindigkeiten deutlich größer als bei der Step-Drehung. Die hohe Dynamik und erforderliche Risikobereitschaft bei der Spin-Drehung spiegelt sich in der Bereitschaft wieder Xcom weiter von der BoS zu entfernen.

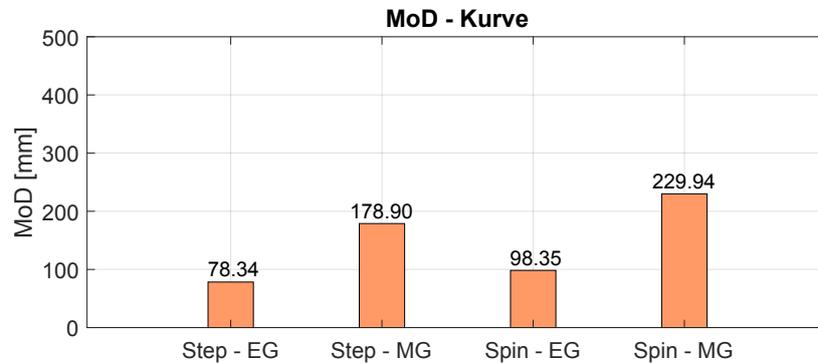


Abbildung 4.13: mittlere Maximalwerte von MoD der einzelnen Messungen in der Kurve

MvD: In Abbildung 4.14 sind die mittleren Maximalwerte der MvD für jede der einzelnen Messungen dargestellt. Beide Drehungen zeigen bei erhöhter Geschwindigkeit MG deutlich größere mittlere Maximalwerte für MvD als bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG. Dabei ist der Unterschied zwischen den Geschwindigkeiten bei der Spin-Drehung nochmal größer als bei der Step-Drehung. Für beide Geschwindigkeiten sind die mittleren Maximalwerte der Spin-Drehung deutlich größer als bei den entsprechenden Geschwindigkeiten der Step-Drehung. Auch hier zeigt sich die höhere Dynamik der Spin-Drehung in einem größeren Abstand des Xcom über den Geschwindigkeitsvektor zur Grenze der BoS.

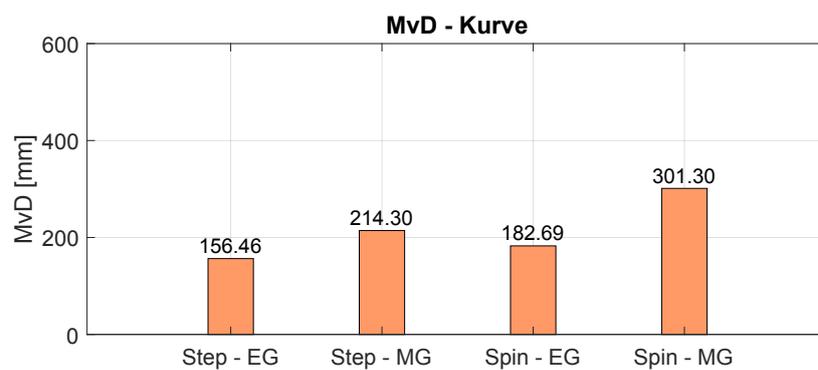


Abbildung 4.14: mittlere Maximalwerte von MvD der einzelnen Messungen in der Kurve

TimeZero: In Abbildung 4.15 sind die TimeZero-Zeiten der einzelnen Messungen dargestellt. Die TimeZero-Zeiten steigen mit dem Schwierigkeitsgrad der Aufgaben. Die geringste TimeZero-Zeit mit 0,8 Sekunden hat die Messung mit der Wohlfühlgeschwindigkeit EG und der einfacheren Step-Drehung. Die erhöhte Geschwindigkeit MG bei der Step-Drehung hat bereits eine längere TimeZero-Zeit mit 0,87 Sekunden. Die schwerere Spin-Drehung hat sogar bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG eine längere TimeZero-Zeit von 0,95 Sekunden als die beiden Messungen mit der Step-Drehung bei beiden Geschwindigkeiten. Die längste TimeZero-Zeit mit 1,13 Sekunden hat die schwierigste der vier Aufgaben mit einer erhöhten Geschwindigkeit MG und der schwereren Spin-Drehung. Zusätzlich kann die höhere Geschwindigkeit und somit höhere Dynamik einen Einfluss auf die Risikobereitschaft des Probanden haben. Bei höheren Geschwindigkeiten und höherer Dynamik ist der Proband besser in der Lage in seine stabile Ursprungslage zurück zu kehren und ist somit gewillter Pcom außerhalb der BoS zuzulassen, da er sich sicherer fühlt, diesen bei Bedarf zurück in die BoS zu holen. Bei den Messungen mit den Step-Drehungen zeigen sich mehrere kurze und längere Situationen über die Messzeit der Kurve verteilt, bei denen sich Pcom außerhalb der BoS befindet. Anders bei den Spin-Drehungen, da treten hauptsächlich längere Situationen mit TimeZero just in dem Moment des Hauptrichtungswechsel der Drehung auf. Die höheren TimeZero-Zeiten müssen hier nicht als Unsicherheiten gedeutet werden, sondern können auch eine höhere Sicherheit und Dynamik mit mehr Risikobereitschaft darstellen.

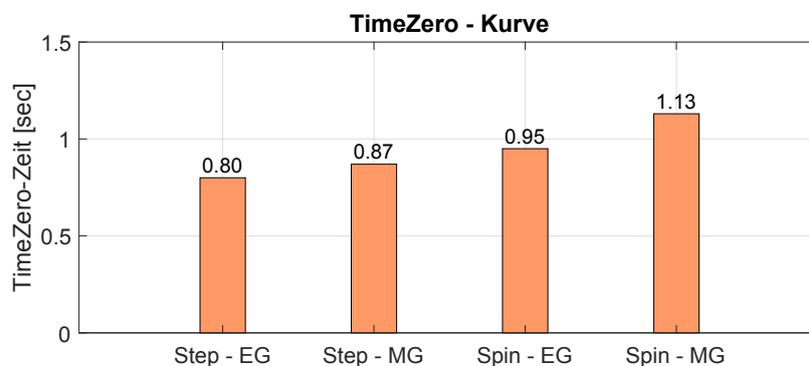


Abbildung 4.15: TimeZero der einzelnen Messungen in der Kurve

Fazit

Für einen schnellen und unkomplizierten Vergleich von unterschiedlichen Aufgaben oder verschiedenen Probanden bzw. Probanden-Gruppen bieten die mittleren Maximalwerte der genannten Variablen eine gute und valide Möglichkeit der Auswertung. Da die Kurven bei den Variablen MoD und MvD teilweise ein wenig zyklisches Verhalten aufweisen, würde eine individuelle Auswertung der einzelnen Messungen über den gesamten Parcours mehr Rückschlüsse auf das spezifische Laufverhalten des Probanden geben und wie dieser auf die verschiedenen Herausforderungen reagiert. Dies beinhaltet auch die Hypothese, dass jeder Mensch anders läuft und anders auf instabile Situationen oder Störungen reagiert. Im einzelnen können Verhalten und Herangehensweisen der spezifischen Person ausgewertet und beurteilt werden. Dies wird mit der Auswertung des Gesamtverlaufes, mit den einzelnen Schrittphasen, deutlicher.

4.2.2 Auswertung des Gesamtverlaufs mit Schrittphasen

Die Auswertung der Messreihe mit Hilfe der mittleren Maximalwerte der einzelnen Variablen, bietet zwar einen guten Überblick über das allgemeine Gangverhalten des Probanden bzw. den Probanden, jedoch können spezielle Gangsituationen wie das Bewältigen einer Kurve nicht adäquat beurteilt werden. In der Kurve sind weniger die Maximalwerte der Variablen für die dynamische Stabilität relevant, als der Verlauf der Variablen über die Gesamte Laufzeit bzw. das Eintreten in die Kurve, die Drehung und das Verlassen der Kurve. Für die Beurteilung der einzelnen Kurvensituationen mit den unterschiedlichen Geschwindigkeiten und den beiden verschiedenen Varianten der Drehung, wird der Verlauf der Variablen der neuen Methode SADI über die gesamte Messzeit betrachtet. Die Unterteilung des Gesamtverlaufes der Variablen in die Schrittphasen, erfolgt wie in Kapitel 3.1.4 (Neue Methode: SADI) beschrieben, mit Hilfe der spezifischen Events Touchdown und Toe-Off. Dabei werden die Zweibeinstandphasen bestimmt, bei der beide Füße auf dem Boden stehen und die Schwungphasen der beiden Füße, wobei jeweils eins der Beine sich in einer Schwungphase in der Luft befindet. In den folgenden vier Abbildungen sind die Zweibeinstandphasen grau markiert. Die Schwungphasen des rechten Beins sind grün hinterlegt und die Schwungphasen des linken Beins sind blau hinterlegt.

Für die Auswertung des Gesamtverlaufes der Messungen Step EG, Step MG, Spin EG und Spin MG wurden die Verläufe der Variablen MoD und MvD über die gesamte Messzeit mit den Unterteilungen der Schrittphasen grafisch aufgearbeitet. Die dritte Grafik der jeweiligen Messungen stellt die besonderen Situationen dar, bei der sich die Person in Rückenlage befindet. Dabei sind wie in Kapitel 3.2.2 (Skript) beschrieben, die Momente mit einem Balken markiert, bei dem sich Xcom in der BoS und Pcom sich in Laufrichtung hinter der BoS befindet.

zyklisches Verhalten. Auch hier sinken die Werte für MvD kurz vor der Kurve bzw. kurz vor dem Stuhl. Besonders auffällig bei dem Verlauf von MvD ist die Messzeit innerhalb der Kurve. In der Kurve verhält sich der Verlauf von MvD besonders azyklisch und ist mehrfach mit Nullwerten unterbrochen. Die Nullwerte zeigen mehrere Momente in der Kurve auf, bei denen sich Pcom außerhalb der BoS befindet und der Proband laut Definition instabil ist. Erst beim Austreten aus der Kurve nimmt die Variable MvD wieder einen dauerhaften positiven Wert an. Die Momente mit den Nullwerten betreffen alle Phasen des Schrittzklus und können auf instabile Situation in jeder einzelnen Schrittphase hinweisen.

Die dritte Grafik der Abbildung 4.16 zeigt für die Situationen des direkten Eindrehens in die Kurve und das Ende des Wendevorgangs Momente bei denen sich der Proband in einer Rückenlage befindet. Dies scheinen die unsichersten und instabilsten Momente der Drehung zu sein. Auf den Geraden zeigen sich hier keine solcher Situationen. Ein unbewussteste Abbremsen und Zurücklehnen scheinen die Ursachen der Rückenlage zu sein. Dabei befindet sich Xcom innerhalb der BoS und Pcom, in Laufrichtung, hinter der BoS. Insgesamt befindet sich der Proband in der Kurve etwa 0,75 Sekunden in Rückenlage. Was der Proband aber anscheinend durch die geringe Geschwindigkeit gut abfangen kann und sich somit wieder in einen dynamisch stabile Gang zurückführen kann.

Step MG

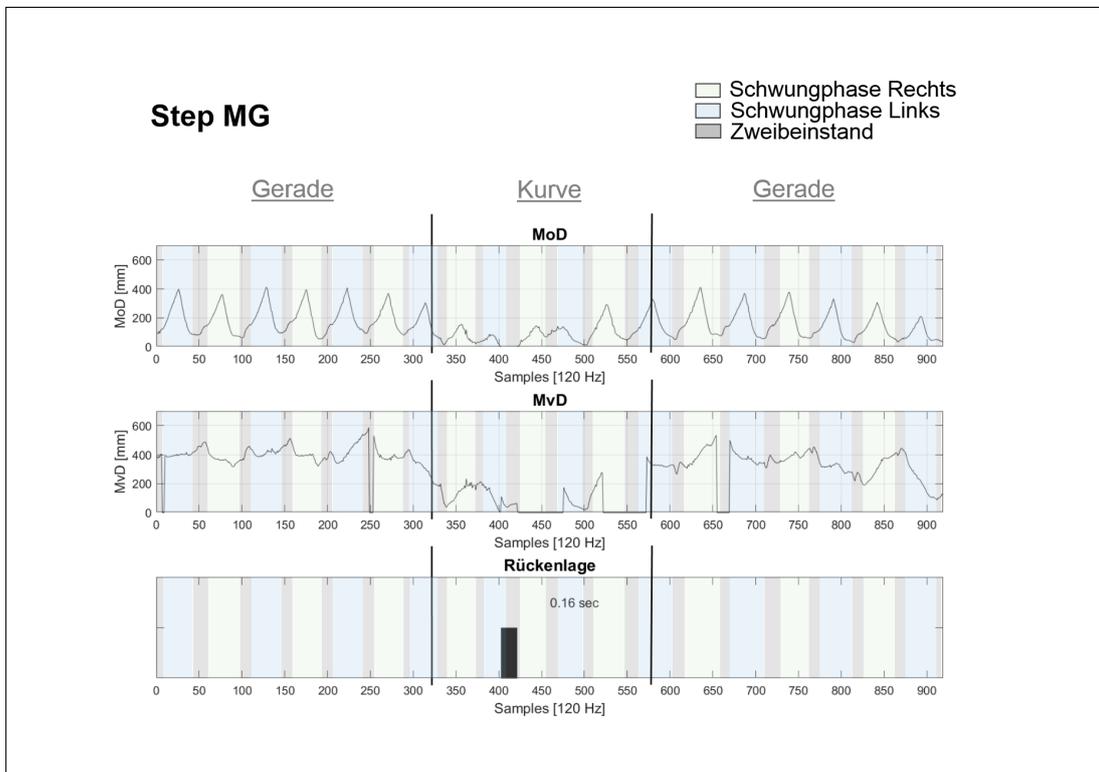


Abbildung 4.17: Auswertung für die Messung Step MG mit Verlauf der Variablen MoD und MvD über die gesamte Messzeit und Momentbestimmung der Rückenlage, Unterteilung der gesamten Messzeit in die einzelnen Schrittphasen

Die Auswertung des Gesamtverlaufes der Variable MoD (Siehe Abbildung 4.17) zeigt auf dem Hinweg zum Wendepunkt ein zyklisches Verhalten, was für die ersten fünf Schwungphasen nahezu gleichgroße Maximalwerte aufweist. Erst kurz vor der Kurve sinken die Maximalwerte für MoD ab, was ein Abbremsen vor der Drehung widerspiegelt. Auf dem Rückweg zum Stuhl hält der Proband die Maximalwerte von MoD für die ersten drei Schwungphasen auf einem nahezu gleichgroßen Niveau. Für das Abbremsen vor dem Stuhl sinken in dieser Messung die Maximalwerte für MoD bereits drei Schwungphasen vor dem Ende ab. Dies ist auf die erhöhte Ganggeschwindigkeit zurückzuführen, die für das Stoppen bzw. Hinsetzen mehr abgebremst werden muss, als die Wohlfühlgeschwindigkeit. Der Verlauf der Variable MvD für die gesamte Messzeit (siehe Abbildung 4.17) zeigt bei der erhöhten Geschwindigkeit bereits auf dem Hinweg auf der Geraden ein weniger zyklisches Verhalten als bei der Wohlfühlgeschwindigkeit (siehe Abbildung 4.16). Auf der Geraden vom Stuhl hin zum Wendepunkt nimmt die Variable MvD zweimal Nullwerte

an. Einmal zu Beginn der Gerade, was durch Anlaufschwierigkeiten zu erklären ist, und anderthalb Schwungphasen vor der Kurve, was mit Koordinationsschwierigkeiten bei der gedanklichen Vorbereitung der Drehung erklärt werden kann. Auf dem Rückweg von dem Wendepunkt zurück zum Stuhl nimmt der Verlauf von MvD eineinhalb Schwungphasen nach der Kurve erneut einen Nullwert an. Dieser ist sogar deutlich länger als die Nullwerte auf dem Hinweg. Der Proband scheint sich nach der Kurve neu orientieren zu müssen, um wieder einen koordinierten und stabilen Gang auf der Geraden anzunehmen. Aber auch auf dem Rückweg zeigt der Verlauf von MvD insgesamt ein weniger zyklisches Verhalten als bei der Wohlfühlgeschwindigkeit (siehe Abbildung 4.16). In der Kurve zeigt der Verlauf von MvD ebenfalls ein azyklisches Verhalten und ist mehrfach mit Nullwerten unterbrochen die sich über mehrere Schrittphasen hinwegziehen. Insbesondere während des Höhepunktes der Drehung und beim Austreten aus der Kurve befindet sich Pcom außerhalb der BoS. Für die Betrachtung der Kurve ergibt sich in der dritten Grafik der Abbildung 4.17 eine Situation, kurz vor dem Höhepunkt der Drehung, bei der sich der Proband für 0,16 Sekunden in Rückenlage befindet. Dies ist so zu deuten, dass sich der Proband noch einmal kurz vor der Drehung koordiniert und dafür abbremst. Nach der Drehung tritt in dieser Messung keine Rückenlage auf, da der Proband anscheinend genügend Schwung nach vorn hat um ohne Rückenlage aus der Kurve zutreten. Auf der Geraden auf dem Hin- bzw. Rückweg befindet sich der Proband zu keiner Zeit in Rückenlage.

Spin EG

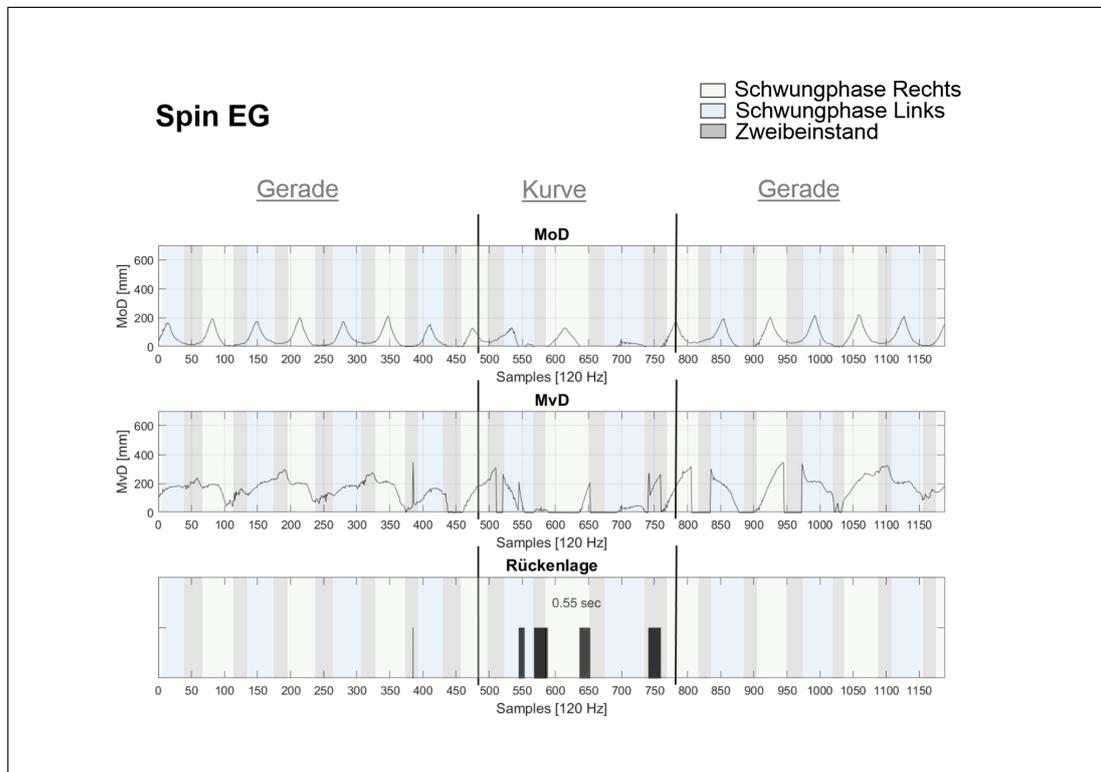


Abbildung 4.18: Auswertung für die Messung Spin EG mit Verlauf der Variablen MoD und MvD über die gesamte Messzeit und Momentbestimmung der Rückenlage, Unterteilung der gesamten Messzeit in die einzelnen Schrittphasen

Abbildung 4.18 zeigt für den Verlauf der Variable MoD auf dem Hinweg vom Stuhl zum Wendepunkt zyklisches Verhalten über sechs Schwungphasen, bei dem die Maximalwerte für MoD nahezu gleich hoch sind. Lediglich die letzte Schwungphase vor der Kurve zeigt einen niedrigeren Maximalwert von MoD, was ein leichtes Abbremsen vor der Drehung zeigt. Auf dem Rückweg vom Wendepunkt zum Stuhl sind alle Maximalwerte der MoD nahezu gleich hoch. Es ist kein Abbremsen vor dem Stuhl zu erkennen. Was bei der Wohlfühlgeschwindigkeit EG auf ein sehr sicheres Gehen schließen lässt. In der Kurve zeigt sich der Verlauf von MoD mit einem Peak genau im Höhepunkt der Spin-Drehung. Davor und danach nimmt MoD einen Nullwert an. Dies lässt auf eine Sicherheitsmaßnahme schließen, bei der sich der Proband kurz vor und kurz nach der Spin-Drehung in eine stabilere Situation versetzt bei der sich Xcom in der BoS befindet.

Der Verlauf der Variable MvD für die Messung Spin EG (siehe Abbildung 4.18) zeigt für den Hinweg vom Stuhl bis zum Wendepunkt ein zyklisches Verhalten, was sich zum

Ende hin abschwächt. Auffällig ist ein Ausreißer bei Sample 390. Da an dieser Stelle kein Messfehler vorliegt, könnte eine Störung oder Instabilität die Ursache für diesen Ausreißer sein. Der Rückweg vom Wendepunkt zum Stuhl lässt ein zyklisches Verhalten erahnen, ist aber von vier größeren Unterbrechungen mit Nullwerten zerschnitten. Somit verlässt Pcom mehrfach die BoS, was auf einen unsicheren Gang hinweist, bei dem der Proband den Schwung aus der Spin-Drehung mit dem Gang auf der Gerade neu koordinieren muss. In den letzten zwei Schwungphasen auf dem Rückweg, scheint der Proband seine dynamische Stabilität wiedergefunden zu haben. In der Kurve zeigt der Verlauf von MvD, dass sich Pcom bei der Spin-Drehung mit Wohlfühlgeschwindigkeit EG die meiste Zeit außerhalb der BoS befindet. Lediglich beim Einlaufen und Auslaufen aus der Kurve und direkt nach der Spin-Drehung steigt der Maximalwert für MvD über 200 mm.

Die dritte Grafik der Abbildung 4.18, mit den möglichen Situationen einer Rückenlage, zeigt auf dem Hinweg einen Moment, bei dem der Proband in Rückenlage geraten ist. Dieser Moment deckt sich mit dem Ausreißer aus der Auswertung des Verlaufes von MvD. Es scheint, als ob der Proband an dieser Stelle stark abbremst und kurz droht seine dynamische Stabilität zu verlieren. Oder es ist als Unsicherheit, eine Art Stolpern, vor der schnellen Spin-Drehung zu deuten. In der Kurve zeigen sich wieder mehrere Momente bei der sich der Proband in einer Situation der möglichen Rückenlage befindet. Kurz vor der Spin-Drehung, mit dem rechten Schwungbein, scheint der Proband zweimal deutlich abzubremsen. Während des Schwungs mit dem rechten Bein während der Spin-Drehung befindet er sich nicht in Rückenlage. Erst beim Übergang zur Zweibeinstandphase fällt der Proband erneut in Rückenlage. Die im Verlauf von MoD vermutete Sicherheitsmaßnahme entpuppt sich hier als ein Zurücklehnen des Probanden, was nicht als stabil einzustufen ist. Beim Austreten aus der Kurve verfällt der Proband in der letzten Zweibeinstandphase der Kurve abermals in Rückenlage. Dies könnte ein Abbremsen nach der schwungvollen Spin-Drehung vor dem Weitergehen auf der Gerade darstellen. Insgesamt befindet sich der Proband bei dieser Messung 0,55 Sekunden in Rückenlage.

Spin MG

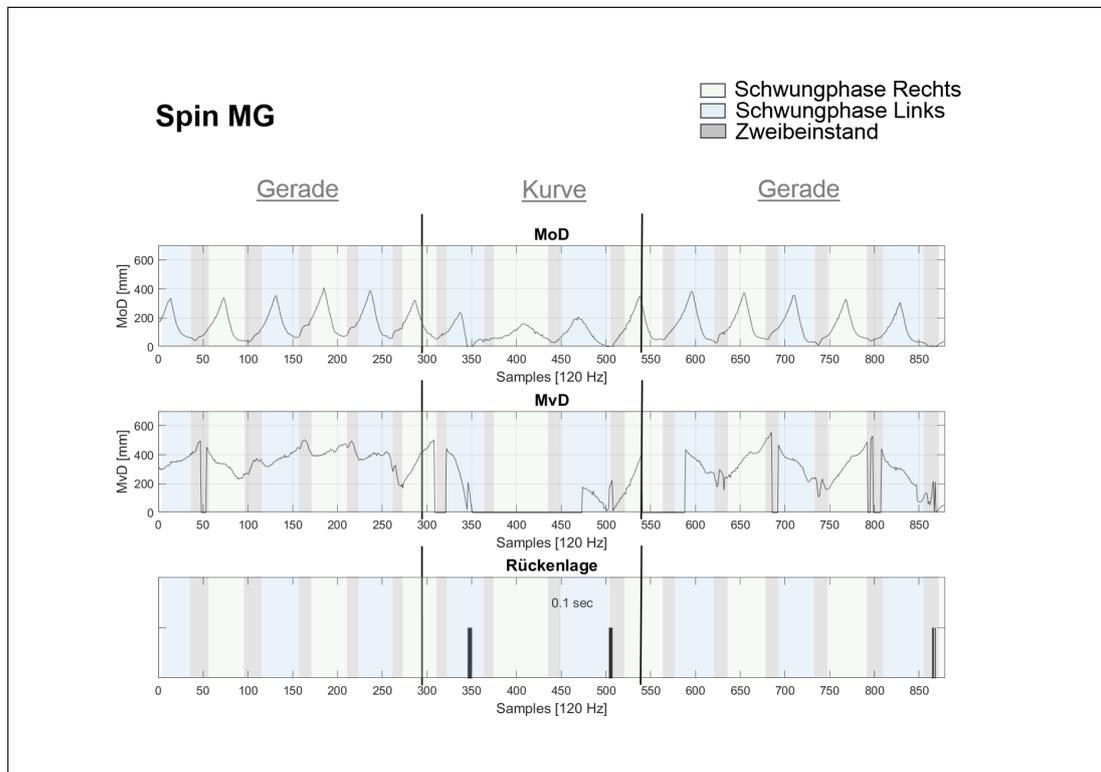


Abbildung 4.19: Auswertung für die Messung Spin MG mit Verlauf der Variablen MoD und MvD über die gesamte Messzeit und Momentbestimmung der Rückenlage, Unterteilung der gesamten Messzeit in die einzelnen Schrittphasen

Die Auswertung des Verlaufs von MoD für die Messung Spin MG (Siehe Abbildung 4.19), zeigt auf dem Hinweg vom Stuhl zum Wendepunkt, dass die Maximalwerte zum Wendepunkt hin größer werden. Der Proband scheint seinen Gang auf dem Weg zur Spin-Drehung mit erhöhter Geschwindigkeit MG zu beschleunigen und somit Schwung zu holen. Erst in der letzten Schwungphase auf der Geraden wird der Maximalwert von MoD kleiner und der Proband scheint etwas abzubremesen. Auf dem Rückweg, vom Wendepunkt zum Stuhl, werden die Maximalwerte von MoD stetig kleiner und der Proband scheint, nach der schnellen und schwungvollen Drehung, seinen Gang bis zum Stuhl stetig abzubremesen. In der Kurve fällt auf, dass der Verlauf von MoD, bis auf einen kurzen Moment direkt vor der Kurve, durchgängig positive Werte aufweist. Dies kann an der hohen Dynamik der Spin-Drehung liegen. Zudem tritt unmittelbar vor der Drehung ein kurzes Abbremesen auf. Die Variable MvD ergibt für den Verlauf über die gesamte Messzeit ein weniger bis stark azyklisches Verhalten. Auf dem Hinweg ist der Verlauf von MvD in der ersten

Zweibeinstandphase durch einen Nullwert unterbrochen und zeigt auch auf dem Weg zum Wendepunkt kein schwingphasenabhängiges, wiederkehrendes Verhalten. Der Verlauf von MvD auf dem Rückweg, vom Wendepunkt zum Stuhl, ist mehrfach von Nullwerten unterbrochen, wobei die erste Unterbrechung nach der Drehung sich über drei Schrittphasen ausdehnt. Der Rückweg lässt zwar ein zyklisches Verhalten vermuten, welches aber stark von Nullwerten unterbrochen ist und auf ein unsicheres und instabiles Gehen schließen lässt. Die lange Verlaufsunterbrechung zu Beginn des Rückwegs zeigt einen hohen Aufwand an Koordination zurück zum dynamisch stabilen Gang. Die Kurve zeigt, dass sich bei einer Spin-Drehung mit erhöhter Geschwindigkeit MG Pcom für den gesamten Drehprozess außerhalb der BoS befindet. Der große Schwung, einhergehend mit den involvierten Fliehkräften ermöglicht es, dass sich Pcom über fünf Schrittphasen außerhalb der BoS befindet und der Proband dennoch in der Lage ist, seine dynamische Stabilität wieder herzustellen, wenn auch nicht ganz komplikationslos, wie man an dem Verlauf von MvD auf dem Rückweg sieht.

Die dritte Grafik der Abbildung 4.19 zeigt nur sehr kurze Momente bei denen der Proband in Rückenlage gerät. Kurz vor und kurz nach der Spin-Drehung befindet sich der Proband jeweils sehr kurz in Rückenlage, was durch die hohe Dynamik der Spin-Drehung und durch die hohe Vorwärtsbewegung erklärbar ist. Am Ende des Rückweges fällt der Proband abermals kurz in Rückenlage, was durch ein Abbremsen vor dem Hinsetzen auf den Stuhl erklärbar ist. Insgesamt befindet sich der Proband bei der Messung Spin MG nur 0,1 Sekunden in Rückenlage.

Fazit

Mit Hilfe der Auswertung des Gesamtverlaufes der Variablen MoD und MvD, sowie die Bestimmung von möglichen Momenten der Rückenlage des Probanden, ist es möglich die gesamte Messung auf der Teststrecke als Ganzes und im Detail zu bewerten. Zusätzlich ist mit den spezifischen Events Touchdown und Toe-Off die Möglichkeit gegeben die Verläufe in den einzelnen Schrittphasen zu bewerten. Besondere Verläufe und Störungen des Gangs auf den Geraden und in der Kurve können so situationsabhängig ausgewertet werden. Die Betrachtung der Gesamtverläufe von MoD, MvD und den Momenten der Rückenlage haben zusätzlich Unterschiede in den Zeiten der einzelnen Schrittphasen aufgezeigt. Diese einzelnen Schrittphasenzeiten werden im folgenden Abschnitt näher betrachtet.

4.2.3 Auswertung der Schrittphasenzeiten

Die Auswertung der Gesamtverläufe von MoD und MvD mit Hilfe der spezifischen Events Touchdown und Toe-Off haben aufgedeckt, dass sich die Schrittphasenzeiten der einzelnen Situationen der Messreihe anpassen. Dies soll in diesem Abschnitt der Auswertung der Ergebnisse näher betrachtet werden. Die einzelnen Zeiten der Schrittphasen wurden mit der Abtastrate von 120 Hz aus der Anzahl der Samples berechnet, um handlichere Ergebnisse miteinander zu vergleichen zu können.

Step EG

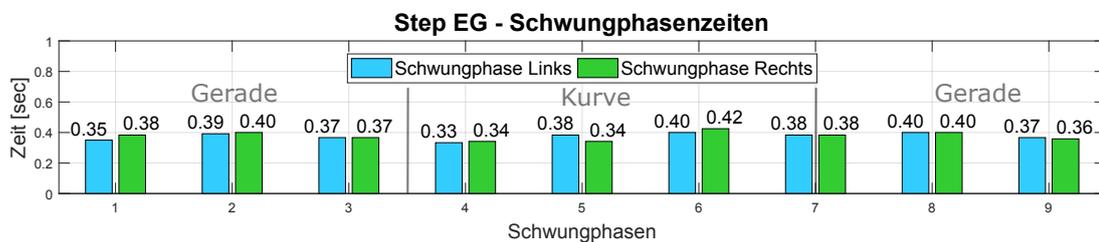


Abbildung 4.20: Schwungphasenzeiten [sec] Links und Rechts für Step EG

Die in Abbildung 4.20 dargestellten Schwungphasenzeiten der Messung Step EG für das linke bzw. rechte Bein zeigen, dass sich die Schwungphasenzeiten der beiden Beine auf den Geraden nur minimal unterscheiden, anders als in der Kurve bei den Schwungphasen fünf und sechs, unterscheiden sich die beiden Schwungphasenzeiten um 0,04 bzw. 0,03 Sekunden. Bei der ersten Schwungphase der jeweiligen Beine zeigt sich, dass der erste Schritt mit dem rechten Bein, im Vergleich zum ersten Schritt mit dem linken Bein, um 0,03 Sekunden länger ist. In der Kurve ist zuerst der Schwung des rechten Beins schneller und dann der Schwung des linken Beins. Dies zeigt, dass beim Eintreten in eine Linkskurve zuerst das Außenbein (rechts) schneller geschwungen wird und beim Austreten aus der Kurve das Innenbein (links) schneller geschwungen wird.

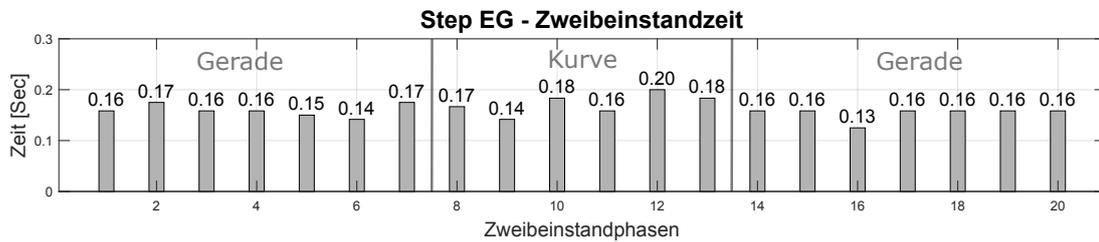


Abbildung 4.21: Zweibeinstandphasenzeiten [sec] für Step EG

Die in Abbildung 4.21 dargestellten Zweibeinstandphasenzeiten der Messung Step EG zeigen die Momente bei denen sich beide Füße gleichzeitig auf dem Boden befinden. Die Standphasen eins bis sieben finden auf dem Hinweg statt, die Standphasen acht bis 13 finden in der Kurve statt und die Standphasen 14 bis 20 finden auf dem Rückweg statt. Auf dem Hinweg verkürzen sich die Zweibeinstandphasenzeiten in Richtung der Kurve, was auf eine Beschleunigung schließen lässt. Die letzte Zweibeinstandphasenzeit kurz vor der Geraden ist jedoch im Vergleich zu den vorhergehenden deutlich länger, was auf eine Koordinierung und Vorbereitung auf die Kurve schließen lässt. Auf dem Rückweg unterscheiden sich die Zweibeinstandphasenzeiten unwesentlich voneinander. Es findet daher keine merkliche Beschleunigung statt und der Proband geht entspannt zurück zum Stuhl. In der Kurve sind die Zweibeinstandphasenzeiten sehr unterschiedlich lang. Wobei die zwei letzten Zweibeinstandphasenzeiten in der Kurve deutlich länger sind als die vorhergehenden, was auf eine erneute Koordinierung und Vorbereitung auf das Verlassen der Kurve schließen lässt. Das Eintreten und Austreten aus der Kurve können somit als besonders Aufmerksamkeit einfordernde Situationen angesehen werden.

Step MG

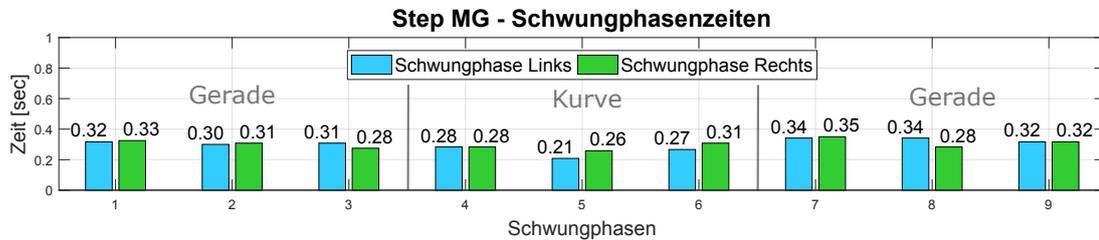


Abbildung 4.22: Schwungphasenzeiten [sec] Links und Rechts für Step MG

Die in Abbildung 4.22 dargestellten Schwungphasenzeiten der Messung Step MG zeigen, dass die Schwungphasenzeiten auf den Geraden von Schwungphase eins bis drei und sieben bis zehn deutlich länger sind als die Schwungphasenzeiten in der Kurve mit den Schwungphasen vier bis sechs. Auf dem Hinweg sind die Unterschiede der Schwungphasenzeiten vom rechten und linken Bein minimal. Die letzten Schwungphasenzeiten, kurz vor der Kurve, unterscheiden sich jedoch deutlicher, wobei das rechte Bein schneller schwingt als das linke Bein. Dies könnte anzeigen, dass der Proband mit dem rechten Bein Schwung für die Linkskurve holt. Auf dem Rückweg zeigen die achten Schwungphasen der beiden Beine einen deutlichen Unterschied von 0,06 Sekunden. Dies könnte auf eine Ablenkung oder einen Bedarf an Koordination hinweisen. Beim Eintritt in die Kurve nehmen die Schwungphasenzeiten deutlich ab, der Proband beschleunigt. Dabei ist das linke Bein als Innenbein deutlich schneller als das rechte Bein. Zum Austritt hin aus der Kurve werden die Schwungphasenzeiten wieder länger, der Proband scheint sein Tempo zu reduzieren und sich auf einen kontrollierten Übergang von der Kurve auf die Gerade vorzubereiten.

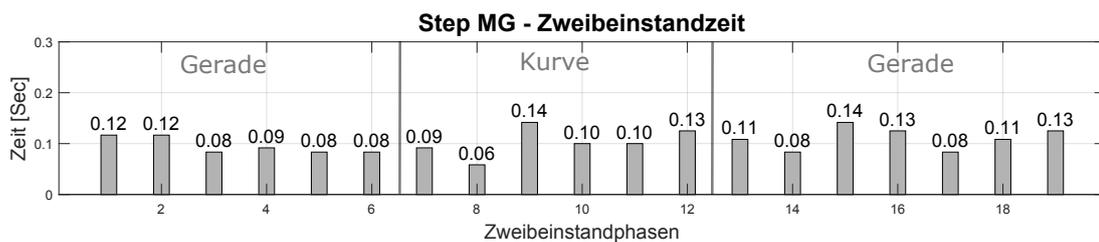


Abbildung 4.23: Zweibeinstandphasenzeiten [sec] für Step MG

Die in Abbildung 4.23 dargestellten Zweibeinstandphasenzeiten der Messung Step MG stellen mit den Standphasen eins bis sechs den Hinweg, vom Stuhl zum Wendepunkt,

dar. Die Standphasen sieben bis zwölf finden in der Kurve statt. Auf dem Hinweg nehmen die Zweibeinstandphasenzeiten deutlich ab, was zeigt, dass der Proband für die Drehung beschleunigt und Schwung holt. Auf dem Rückweg unterscheiden sich die Zweibeinstandphasenzeiten deutlich. Es treten abwechselnd Phasen der Beschleunigung und des Abbremsens auf. Insgesamt sind die Zweibeinstandzeiten auf dem Rückweg länger als auf dem Hinweg, was etwas unkoordiniert wirkt und auf einen Orientierungsbedarf hinweist. In der Kurve sind die zwei ersten Zweibeinstandphasenzeiten (sieben und acht) sehr kurz, was auf einen hohen Schwung hinweist. Die neunte Zweibeinstandphase ist im Vergleich zur achten Zweibeinstandphase 0,8 Sekunden länger. Dies zeigt, dass der Proband direkt in der Drehung Zeit benötigt sich zu orientieren und zu koordinieren. Die letzten drei Zweibeinstandphasenzeiten (zehn bis zwölf) der Kurve haben im Vergleich zu den Vorhergehenden mittlere Zweibeinstandphasenzeiten, was auf ein koordiniertes und kontrolliertes Verlassen der Kurve hinweist.

Spin EG

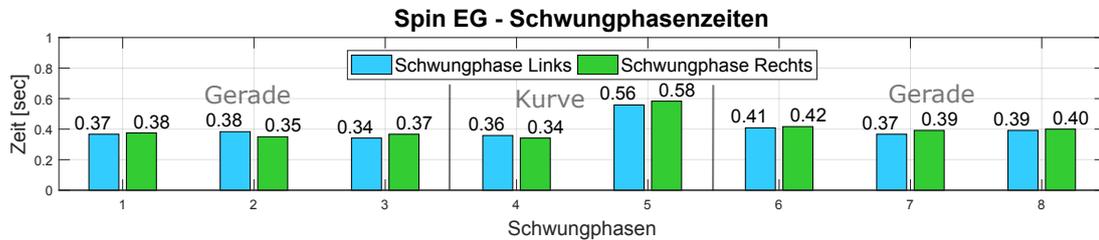


Abbildung 4.24: Schwungphasenzeiten [sec] Links und Rechts für Spin EG

Die in Abbildung 4.24 dargestellten Schwungphasenzeiten der Messung Spin EG zählen die ersten drei Schwungphasen zur Gerade für den Hinweg, die Schwungphasen vier und fünf finden in der Kurve statt und die Schwungphasen sechs bis acht zählen zu der Gerade für den Rückweg. Auf dem Hinweg ist zuerst das linke Bein schneller, dann das rechte Bein und kurz vor der Kurve wieder das linke Bein. Der Proband scheint sich für die bevorstehende Spin-Drehung zu orientieren und die Schrittfolgen auf dem Weg und den benötigten Schwung anzupassen. Auf dem Rückweg sind die Unterschiede zwischen den Schwungphasenzeiten des rechten und linken Beines minimal, was auf einen sicheren und koordinierten Gang schließen lässt. In der Kurve sind die Unterschiede zwischen den Schwungphasenzeiten des rechten und linken Beines ebenfalls minimal, aber der Unterschied zwischen der Schwungphase vier und der Schwungphase fünf ist größer, was durch zwei lange Schritte mit längeren Schwungzeiten in der Spin-Drehung erklärbar ist.

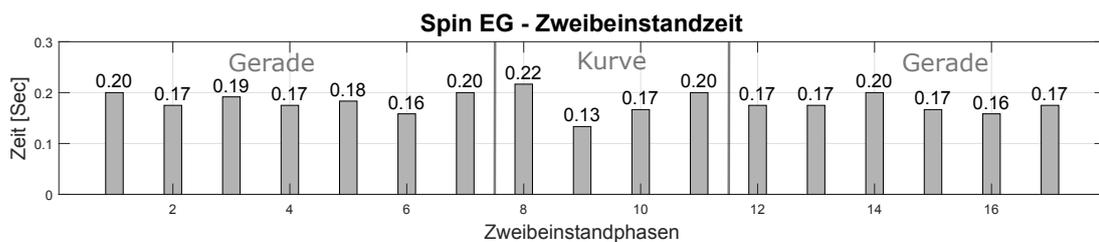


Abbildung 4.25: Zweibeinstandphasenzeiten [sec] für Spin EG

Die in Abbildung 4.25 dargestellten Zweibeinstandphasenzeiten der Messung Spin EG stellen mit den Standphasen eins bis sieben den Hinweg dar. Die Standphasen acht bis elf finden in der Kurve statt. Auf dem Hinweg bleiben die Zweibeinstandphasenzeiten annähernd gleich lang, nur die sechste Standphase ist etwas schneller als die Anderen auf

dem Hinweg. An dieser Stelle scheint der Proband etwas Schwung für die bevorstehende Drehung zu holen. Die Zweibeinstandphasenzeiten auf dem Rückweg sind ebenfalls annähernd gleich lang. Die Standphasen sieben und acht, beim Übergang der Gerade zur Kurve sind im Vergleich zur Vorhergehenden und Nachfolgenden etwas länger, was auf eine Koordination und Vorbereitung auf die Drehung schließen lässt. Die Zeiten der Standphasen neun und zehn sind sehr kurz, was durch die schnelle Drehung und kurze Schrittfolge zu erklären ist. Die etwas längere elfte Standphase deutet auf einen abgebremsten und koordinierten Übergang von der Kurve auf die Gerade für den Rückweg hin.

Spin MG

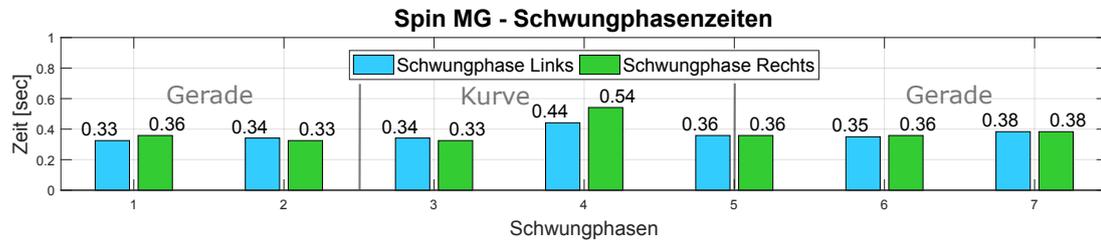


Abbildung 4.26: Schwungphasenzeiten [sec] Links und Rechts für Spin MG

Die in Abbildung 4.26 dargestellten Schwungphasenzeiten der Messung Spin MG zählen die ersten beiden Schwungphasen zu dem Hinweg, die Schwungphasen drei und fünf-Links finden in der Kurve statt. Bei der ersten Schwungphase der jeweiligen Beine zeigt sich, dass der erste Schritt mit dem rechten Bein, im Vergleich zum ersten Schritt mit dem linken Bein, um 0,03 Sekunden länger ist, was sich durch ein Anlaufen in der Gerade erklären lässt. Auf dem Rückweg findet sich bei keiner der Schwungphasen eine relevante Differenz zwischen den Schwungphasenzeiten des rechten und linken Beins. In der Kurve sind keine Unterschiede der Schwungphasen beim Ein- und Austreten aus der Kurve im Vergleich zu den Schwungphasen auf den Geraden zu erkennen. Von allen anderen Schwungphasen dieser Messung unterscheidet sich die Schwungphase vier am meisten, Die Schwungphasenzeit des rechten Beins ist hier 0,1 Sekunden länger als die Schwungphasenzeit des linken Beins. Dies lässt sich dadurch erklären, dass bei einer Spin-Drehung in einer Linkskurve das Außenbein (rechts) durch den weiteren Schwung einen deutlich längeren Weg zurücklegen muss, als das Innenbein (links). Insgesamt sind die Schwungphasenzeiten auf den Geraden sehr ausgeglichen und nur der Schrittzyklus während der Drehung unterscheidet sich deutlich, dies lässt darauf schließen, dass eine Spin-Drehung mit erhöhter Geschwindigkeit MG weniger ein Problem für den Probanden darstellt. Eine schwungvolle und dynamische Drehung lässt sich also mit einer erhöhten Ganggeschwindigkeit gut koordinieren.

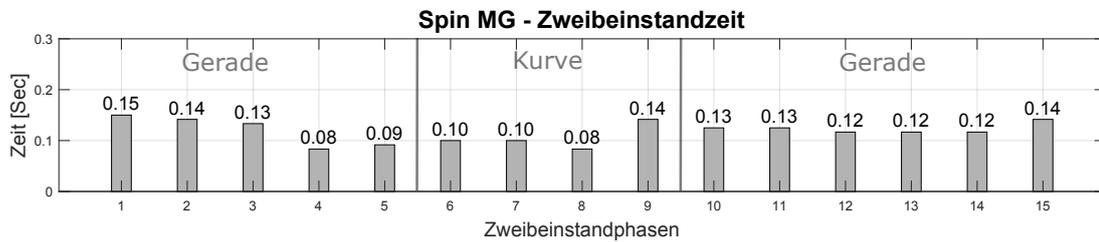


Abbildung 4.27: Zweibeinstandphasenzeiten [sec] für Spin MG

Die in Abbildung 4.27 dargestellten Zweibeinstandphasenzeiten der Messung Spin MG zeigen in den Phasen eins bis fünf den Hinweg, in den Phasen sechs bis neun die Kurve und anschließend die Phasen des Rückwegs. Auf dem Hinweg werden die Zweibeinstandphasenzeiten zur Kurve hin deutlich kürzer, was zeigt, dass der Proband für die Drehung beschleunigt und Schwung holt. Auf dem Rückweg unterscheiden sich die Zweibeinstandphasenzeiten unwesentlich voneinander. Es findet daher keine merkliche Beschleunigung oder Abbremsung statt und der Proband geht entspannt zurück zum Stuhl. Die kurzen Standphasen sechs bis acht in der Kurve zeigen eine hohe Dynamik und Geschwindigkeit. Nur die Standphase neun in der Kurve ist merklich länger als die Vorhergehenden, was ein Abbremsen und Koordinieren zum Verlassen der Kurve anzeigt.

Fazit

Die Schrittphasenzeiten sind ein einfaches Hilfsmittel um Beschleunigungs-, Abbremsungs- und Koordinations- bzw. Orientierungsphasen der einzelnen Messungen zu bestimmen. Die unterschiedlichen Herangehensweisen an die verschiedenen Step- und Spin-Drehungen, sowie der Umgang mit den unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten, können mit den Schrittphasenzeiten schnell und unkompliziert ausgewertet und beurteilt werden.

5 Diskussion

Die neue Methode SADI ist in der Lage die dynamische Stabilität im dreidimensionalen Raum sowohl beim Gang auf einer Geraden, als auch bei einem Richtungswechsel in einer Kurve neu zu analysieren und zu interpretieren.

Die individuelle Entwicklung des Bewegungsablaufes im Alter und die Vermeidung von Stürzen und einhergehenden Verletzungen können mit der Methode SADI aus einer erweiterten und neuen Perspektive beurteilt werden. Die Erhaltung der Mobilität und die Aufrechterhaltung der Selbstständigkeit, sowie die Selbstversorgung sind und bleiben das oberste Ziel der Bewegungswissenschaft in der Gerontologie. Für dieses Ziel ist die Methode SADI das bisher Beste und ganzheitlichste Analysemittel.

Die in dieser Doktorarbeit entwickelte Methode SADI wurde mit Hilfe von Beispieldatensätzen in Kapitel 4 validiert. Die allgemeine Auswertung der mittleren Maximalwerte der einzelnen Variablen bietet einen schnellen und unkomplizierten Vergleich von Datensätzen aus unterschiedlichen Aufgaben und von verschiedenen Probanden bzw. Probandengruppen. Hier zeigen sich auch Korrelationen zwischen der in der Forschung bereits etablierten Methode Margin of Stability und der neuen Methode SADI. Die Möglichkeiten der Auswertungen werden mit den neuen Variablen erweitert und bieten erweiterte Interpretationsmöglichkeiten der Ergebnisse. Die allgemeine Auswertung bietet bereits einen sehr guten Überblick über große Datensätze. Für eine individuelle Betrachtung des Gangverhaltens eines Probanden zeigt die Auswertung der Gesamtverläufe der einzelnen Variablen detaillierte und umfassende Ergebnisse. Mit Hilfe der integrierten Schrittphasen ist eine individuelle Beurteilung der Kurvenverläufe für die einzelnen Gangsituationen möglich und die individuelle Bewältigung von Herausforderungen und Störungen können extrahiert und interpretiert werden. Zusätzlich zu den Gesamtverläufen der einzelnen Variablen kann die Auswertung der Schrittphasenzeiten Aufschluss über Beschleunigungs-, Abbremsungs- und Koordinations- bzw. Orientierungsphasen während der einzelnen Gangsituationen liefern.

Die neue Methode SADI bietet die Möglichkeit die dynamische Stabilität aus einer neuen Perspektive zu betrachten und Richtungswechsel zu beurteilen. Die neue Methode ist in ihrer hier beschriebenen Basisvariante die geeignetste Grundlage für die individuelle Beurteilung des menschlichen Ganges und kann durch motorische und kognitive Test beliebig erweitert werden. Als Limitationen der Methode sind zu erwähnen, dass die Höhe der Punkte P_{com} und X_{com} nicht in diese Auswertung einfließen. Diese können jedoch direkt aus den Rohdaten der Datensätze extrahiert werden. Der Testaufbau kann ebenfalls um Treppenstufen oder Rampen erweitert werden, um weitere interessante Variablen des

menschlichen Gangs zu untersuchen. Ebenso kann der Testaufbau durch realitätsnahe Erweiterungen der Basisversion, wie Steigungen oder Unebenheiten des Bodens, als motorische oder kognitive Tests einer spezifischen Fragestellung angepasst werden. Für die Validierung der Messmethode war es notwendig den Testaufbau so vergleichbar und das bedeutet durch den Vergleich mit den herkömmlichen Methoden auch so einfach wie möglich zu halten, auch wenn dies eine unrealistischere Testumgebung erzeugt. Des Weiteren wurde die virtuelle Unterstützungsfläche BoS, aufgespannt von allen acht Fuß-Markern, während des gesamten Schrittzklus aufrechterhalten, auch wenn sich ein Fuß während der Schwungphase nicht auf dem Boden befindet. Für einen Gang auf einem ebenen und geraden Weg ist dies eine vernachlässigbare Limitation, da sich der Fuß auch während der Schwungphase kaum vom Boden abhebt. Würden jedoch Stufen oder anderweitige Höhenunterschiede in den Testaufbau aufgenommen werden, wäre eine Anpassung der Unterstützungsfläche auf die realen Standflächen ratsam. Zu guter Letzt ist die Hauptproblematik bei Messungen mit optischen Messverfahren, dass die Marker direkt auf der Haut aufsitzen. Durch die Weichteilbewegung von Haut, Muskeln und Fett spielt die Konstitution der Probanden somit eine entscheidende Rolle bei der Messgenauigkeit.

Insgesamt konnte nachgewiesen werden, dass die Basisversion der Methode SADI aussagekräftige und valide Ergebnisse zur Beurteilung der räumlichen-dynamischen Stabilität während des linearen und nicht-linearen menschlichen Gangs liefert. Die Methode hat Potenzial im Rahmen der Forschung in den Bewegungswissenschaften und im klinischen Kontext als künftiger Standard definiert zu werden. Für die Forschung kann die Methode beliebig auf spezifische Fragestellungen angepasst und beliebig um motorische und kognitive Tests erweitert werden. In der klinischen Anwendung kann die Methode Aufschluss über entstandene Defizite beim stabilen Gehen geben, die in einer individuellen Therapie, zum Beispiel mit Interventionstraining, behoben werden könnten und so die Mobilität der Patienten erhalten oder wiederherstellen.

Literaturverzeichnis

- [1] ABARBANEL, H. ; BROWN, R. ; KENNEL, M. : Local Lyapunov exponents computed from observed data. In: *Journal of Nonlinear Science* 2 (1992), Nr. 3, S. 343–365
- [2] ABARBANEL, H. ; BROWN, R. ; SIDOROWICH, J. ; TSIMRING, L. : The analysis of observed chaotic data in physical systems. In: *Reviews of Modern Physics* 65 (1993), Nr. 4, S. 1331–1392
- [3] ABARBANEL, H. ; R.BROWN ; M.B.KENNEL: Variation of Lyapunov exponents on a strange attractor. In: *Journal of Nonlinear Science* 1 (1991), Nr. 2, S. 175–199
- [4] ARGYRIS, J. ; FAUST, G. ; FRIEDRICH, M. H. R.: *Die Erforschung des Chaos*. Springer-Verlag. – ISBN 978-3-540-71072-1
- [5] BEURSKENS, R. ; WILKEN, J. ; DINGWELL, J. : Dynamic stability of individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. In: *Journal of Biomechanics* 47 (2014), Nr. 7, S. 1675–1681
- [6] BIERBAUM, S. ; PEPPER, A. ; KARAMANIDIS, K. ; ARAMPATZIS, A. : Adaptational responses in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. In: *Journal of Biomechanics* 43 (2010), Nr. 12, S. 2362–2368
- [7] BRUIJN, S. ; BREGMAN, D. ; MEIJER, O. ; BEEK, P. ; VAN DIEËN, J. : Maximum Lyapunov exponents as predictors of global gait stability: a modelling approach. In: *Medical Engineering Physics* 34 (2012), Nr. 4, S. 428–436
- [8] BRUIJN, S. ; MEIJER, O. ; BEEK, P. ; VAN DIEËN, J. : Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. In: *Journal of Royal Society* 10 (2013), Nr. 83
- [9] BRUIJN, S. ; TEN KATE, W. ; FABER, G. ; MEIJER, O. ; BEEK, P. ; VAN DIEËN, J. : Estimating dynamic gait stability using data from non-aligned inertial sensors. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 38 (2010), Nr. 8, S. 2588–2593
- [10] BRUIJN, S. ; VAN DIEËN, J. ; MEIJER, O. ; P.J.BEEK: Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability. In: *Journal of Neuroscience Methods* 178 (2009), Nr. 2, S. 327–333

-
- [11] CHANG, M. ; SEJDIĆ, E. ; WRIGHT, V. ; CHAU, T. : Measures of dynamic stability: Detecting differences between walking overground and on a compliant surface. In: *Human Movement Science* 29 (2010), Nr. 6, S. 977–986
- [12] CONRADSSON, D. ; PAQUETTE, C. ; FRANZEN, E. : Medio-lateral stability during walking turns in older adults. In: *PloS one* 13 (2018), Nr. 6, S. e0198455
- [13] DE LEVA, P. : Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. In: *Journal of Biomechanics* 29 (1996), Nr. 9, S. 1223–1230
- [14] DINGWELL, J. ; CUSUMANO, J. : Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. In: *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science, American Institute of Physics* 10 (2000), Nr. 4, S. 848–863
- [15] DINGWELL, J. ; KANG, H. : Differences between local and orbital dynamic stability during human walking. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 129 (2007), Nr. 4, S. 586–593
- [16] DINGWELL, J. ; KANG, H. ; MARIN, L. : The effects of sensory loss and walking speed on the orbital dynamic stability of human walking. In: *Journal of Biomechanics* 40 (2007), Nr. 8, S. 1723–1730
- [17] DINGWELL, J. ; MARIN, L. : Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. In: *Journal of Biomechanics* 39 (2006), Nr. 3, S. 444–452
- [18] GEURSEN, J. ; ALTENA, D. ; MASSEN, C. ; VERDUIN, M. : A model of the standing man for the description of his dynamic behavior. In: *Agressologie* 17B (1976), S. 63–69
- [19] GÖTZ-NEUMANN, K. : *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Thieme. – ISBN 978-3131323743
- [20] GRANATA, K. ; LOCKHART, T. : Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (2008), Nr. 2, S. 172–178
- [21] HAK, L. ; HOUDIJK, H. ; STEENBRINK, F. ; MERT, A. ; VAN DER WURFF, P. ; BEEKA, P. ; J.H.VAN DIEËN: Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. In: *Gait Posture* 36 (2012), Nr. 2, S. 260–264
- [22] HAVENS, K. ; MUKHERJEE, T. ; FINLEY, J. : Analysis of biases in dynamic margins of stability introduced by the use of simplified center of mass estimates during walking and turning. In: *Gait Posture* 59 (2018), S. 162–167

-
- [23] HE, C. ; XU, R. ; ZHAO, M. ; GUO, Y. ; JIANG, S. ; HE, F. ; MING, D. : Dynamic stability and spatiotemporal parameters during turning in healthy young adults. In: *Biomedical Engineering online* 17 (2018), Nr. 127
- [24] HEGGER, R. ; KANTZ, H. ; SCHREIBER, T. : Practical implementation of nonlinear time series methods: The TISEAN package. In: *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science, American Institute of Physics* 9 (1999), Nr. 2, S. 413–435
- [25] HOF, A. : The ‘extrapolated center of mass’ concept suggests a simple control of balance in walking. In: *Human Movement Science* 27 (2008), Nr. 1, S. 112–125
- [26] HOF, A. ; GAZENDAM, M. ; SINKE, W. : The condition for dynamic stability. In: *Journal of Biomechanics* 38 (2005), Nr. 1, S. 1–8
- [27] HOF, A. ; VAN BOCKEL, R. ; SCHOPPEN, T. ; POSTEMA, K. : Control of lateral balance in walking: experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. In: *Gait Posture* 25 (2007), Nr. 2, S. 250–258
- [28] HOF, A. ; VERMERRIS, S. ; GJALTEMA, W. : Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. In: *The Journal of Experimental Biology* 213 (2010), S. 2655–2664
- [29] HURMUZLU, Y. ; BASDOGAN, C. : On the Measurement of Dynamic Stability of Human Locomotion. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 116 (1992), Nr. 1, S. 30–36
- [30] HURMUZLU, Y. ; BASDOGAN, C. ; CAROLLO, J. : Presenting joint kinematics of human locomotion using phase plane portraits and Poincaré maps. In: *Journal of Biomechanics* 27 (1994), Nr. 12, S. 1495–1499
- [31] HURMUZLU, Y. ; BASDOGAN, C. ; STOIANOVICI, D. : Kinematics and dynamic stability of the locomotion of post-polio patients. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 118 (1996), Nr. 3, S. 405–411
- [32] KANG, H. ; DINGWELL, J. : Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in young and older adults. In: *Journal of Biomechanics* 42 (2009), Nr. 2, S. 2231–2237
- [33] KANG, H. ; DINGWELL, J. : Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. In: *Journal of Biomechanics* 41 (2008), Nr. 14, S. 2899–2905
- [34] KANTZ, H. ; SCHREIBER, T. : *Nonlinear Time Series Analysis*. – Book
- [35] MADEMLI, L. ; ARAMPATZIS, A. : Lower safety factor for older adults during walking at preferred velocity. In: *AGE* 36 (2014), S. 1359–1365

- [36] MCANDREW, P. ; WILKEN, J. ; DINGWELL, J. : Dynamic Stability of Human Walking in Visually and Mechanically Destabilizing Environments. In: *Journal of Biomechanics* 44 (2011), Nr. 4, S. 644–649
- [37] MCCRUM, C. ; EYSEL-GOSEPATH, K. ; EPRO, G. ; MEIJER, K. ; SAVELBERG, H. ; BRÜGGEMANN, G. ; KARAMANIDIS, K. : Deficient recovery response and adaptive feedback potential in dynamic gait stability in unilateral peripheral vestibular disorder patients. In: *Physiological Reports* 2 (2014), Nr. 12, S. e12222
- [38] NAYFEH, A. ; BALACHANDRAN, B. : *Applied Nonlinear Dynamics: Analytical, Computational, and Experimental Methods*. Wiley-VCH Verlag GmbH und Co.KG&A. – ISBN 978–0–471–59348–5
- [39] PAI, Y. ; PATTON, J. : Center of mass velocity-position predictions for balance control. In: *Journal of Biomechanics* 30 (1997), Nr. 4, S. 347–354
- [40] PIJNAPPELS, M. ; BOBBERT, M. ; VAN DIEËN, J. : Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. In: *Gait Posture* 21 (2005), Nr. 4, S. 388–394
- [41] PLASCHKO, P. ; BROD, K. : *Nichtlineare Dynamik, Bifurkation und Chaotische Systeme*. Vieweg. – ISBN 3&528&06560&5
- [42] PRODROMOS, C. ; ANDRIACCHI, T. ; GALANTE, J. : A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 67 (1985), Nr. 8, S. 1188–1194
- [43] REDFERN, M. ; CHAM, R. ; GIELO-PERCZAK, K. ; GRÖNQVIST, R. ; HIRVONEN, M. ; LANSHAMMAR, H. ; MARPET, M. ; PAI, C. ; POWERS, C. : Biomechanics of slips. In: *Ergonomics* 44 (2001), Nr. 13, S. 1138–1166
- [44] REYNARD, F. ; VUADENS, P. ; DERIAZ, O. ; TERRIER, P. : Could local dynamic stability serve as an early predictor of falls in patients with moderate neurological gait disorders? A reliability and comparison study in healthy individuals and in patients with paresis of the lower extremities. In: *PloS one* 9 (2014), Nr. 6, S. e100550
- [45] RIVA, F. ; BISI, M. ; STAGNI, R. : Influence of Input Parameters on Dynamic Orbital Stability of Walking: In-Silico and Experimental Evaluation. In: *PloS one* 8 (2013), Nr. 11, S. e80878
- [46] ROBINSON, J. ; SMIDT, G. : Quantitative Gait Evaluation in the Clinic. In: *Physical Therapy* 61 (1981), Nr. 3, S. 351–353
- [47] ROSENSTEIN, M. ; COLLINS, J. ; DE LUCA, C. : A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. In: *Physica D: Nonlinear Phenomena* 65 (1993), Nr. 1-2, S. 117–134

- [48] SANO, M. ; SAWADA, Y. : Measurement of the Lyapunov spectrum from a chaotic time series. In: *Physical Review Letters* 55 (1985), Nr. 10, S. 1082–1085
- [49] SINITKSI, E. ; TERRY, K. ; WILKEN, J. ; DINGWELL, J. : Effects of perturbation magnitude on dynamic stability when walking in destabilizing environments. In: *Journal of Biomechanics* 45 (2012), Nr. 12, S. 2084–2091
- [50] STEVEN, M. ; CAPELL, H. ; STURROCK, R. ; MACGREGOR, J. : The physiological cost of gait (PCG): a new technique for evaluating nonsteroidal anti-inflammatory drugs in rheumatoid arthritis. In: *British Journal of Rheumatology* 22 (1983), Nr. 3, S. 141–145
- [51] STROGATZ, S. : *Nonlinear Dynamics and Chaos: With Application to Physics, Biology, Chemistry and Engineering*. CRC Press, Taylor & Francis Group. – ISBN 978–0–8133–4910–7
- [52] SU, J. ; DINGWELL, J. : Dynamic stability of passive dynamic walking on an irregular surface. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 129 (2007), Nr. 6, S. 802–810
- [53] SÜPTITZ, F. ; KARAMANIDIS, K. ; MORENO CATALÁ, M. : Symmetry and reproducibility of the components of dynamic stability in young adults at different walking velocities on the treadmill. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 22 (2012), Nr. 2, S. 301–307
- [54] SÜPTITZ, F. ; MORENO CATALÁ, M. ; BRÜGGEMANN, G. ; KARAMANIDIS, K. : Dynamic stability control during perturbed walking can be assessed by a reduced kinematic model across the adult female lifespan. In: *Human Movement Science* 32 (2013), Nr. 6, S. 1404–1414
- [55] TIMMER, J. ; HAUSSLER, S. ; LAUK, M. ; LUCKING, C. : Pathological tremors: Deterministic chaos or nonlinear stochastic oscillators? In: *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science, American Institute of Physics* 10 (2000), Nr. 1, S. 278–288
- [56] VAN SCHOOTEN, K. ; SLOOT, L. ; BRUIJN, S. ; KINGMA, H. ; MEIJER, O. ; PIJNAPPELS, M. ; VAN DIEËN, J. : Sensitivity of trunk variability and stability measures to balance impairments induced by galvanic vestibular stimulation during gait. In: *Gait Posture* 33 (2011), Nr. 4, S. 656–660
- [57] WINTER, D. : Biomechanical motor patterns in normal walking. In: *Journal of Motor Behavior* 15 (1983), Nr. 4, S. 302–330
- [58] WINTER, D. : Human balance and posture control during standing and walking. In: *Gait Posture* 3 (1995), Nr. 4, S. 193–214

-
- [59] WOLF, A. ; J.B.SWIFT ; SWINNEY, H. ; VASTANO, J. : Determining Lyapunov exponents from a time series. In: *Physica D: Nonlinear Phenomena* 16 (1985), Nr. 3, S. 285–317
- [60] YOUNG, P. M. ; WILKEN, J. ; DINGWELL, J. : Dynamic Margins of Stability During Human Walking in Destabilizing Environments. In: *Journal of Biomechanics* 45 (2012), Nr. 6, S. 1053–1059

Abbildungsverzeichnis

2.1	Modell eines invertierenden Pendels	4
2.2	Schematische Darstellung eines Invertierten Pendels	5
2.3	Xcom und die Grenzen der BoS	7
2.4	Entwicklung der Algorithmen zur Bestimmung der Lokalen Stabilität	9
2.5	Berechnung der Lokalen Stabilität	11
2.6	Berechnung der Orbitalen Stabilität	14
2.7	Transversalebene von Abbildung 2.2	17
3.1	Stabmodell im Motion Capture System - Raum	27
3.2	Full-Body-Model und Base of Support	28
3.3	Timed Up and Go Test	29
3.4	Überblick MoD, MvD und TimeZero	32
3.5	MoD im Zeitverlauf	33
3.6	Skript: calc-Marker zur Bestimmung von Start und End	35
3.7	Skript: Evaluation des relevanten Datenschnitts.	35
3.8	Skript: Darstellung aller Marker	36
3.9	Skript: Berechnung des Mittelpunkts für den rechten Oberschenkel	37
3.10	Skript: Pcom auf der Lauffläche	38
3.11	Skript: Pcom und Xcom auf der Lauffläche	40
3.12	Skript: Prinzip Margin of Stability	41
3.13	Skript: MoD für gesamte Messzeit	42
3.14	Skript: MvD für gesamte Messzeit	42
3.15	Skript: Polygon der BoS	43
3.16	Skript: Rückenlage	44
3.17	Skript: Definition von Geraden und Kurve	44
3.18	Marker-Modelle 0 - 15	47
3.19	Marker-Modelle 16 - 30	48
3.20	Maximale Differenz von Pcom	49
3.21	Mittleren Differenzen und Standardabweichungen von Pcom	50
3.22	Maximale Differenz von Xcom	52
3.23	Mittleren Differenzen und Standardabweichungen von Xcom	53
4.1	Karteikarte 1: Übersicht	59
4.2	Karteikarte 2: Gerade	60
4.3	Laufzeiten - Gerade	61

4.4	Schrittlängen - Gerade	62
4.5	MoS anterior - Gerade	62
4.6	MoS medial/lateral - Gerade	63
4.7	MoD - Gerade	64
4.8	MvD - Gerade	64
4.9	TimeZero - Gerade	65
4.10	Karteikarte 3: Kurve	66
4.11	Laufzeiten - Kurve	67
4.12	MoS - medial/lateral Kurve	68
4.13	MoD - Kurve	69
4.14	MvD - Kurve	69
4.15	TimeZero - Kurve	70
4.16	Step EG - Auswertung des Gesamtverlaufs mit Schrittphasen	73
4.17	Step MG - Auswertung des Gesamtverlaufs mit Schrittphasen	75
4.18	Spin EG - Auswertung des Gesamtverlaufs mit Schrittphasen	77
4.19	Spin MG - Auswertung des Gesamtverlaufs mit Schrittphasen	79
4.20	Step EG - Schwungphasenzeiten	81
4.21	Step EG - Zweibeinstandphasenzeiten	82
4.22	Step MG - Schwungphasenzeiten	83
4.23	Step MG - Zweibeinstandphasenzeiten	83
4.24	Spin EG - Schwungphasenzeiten	85
4.25	Spin EG - Zweibeinstandphasenzeiten	85
4.26	Spin MG - Schwungphasenzeiten	87
4.27	Spin MG - Zweibeinstandphasenzeiten	88

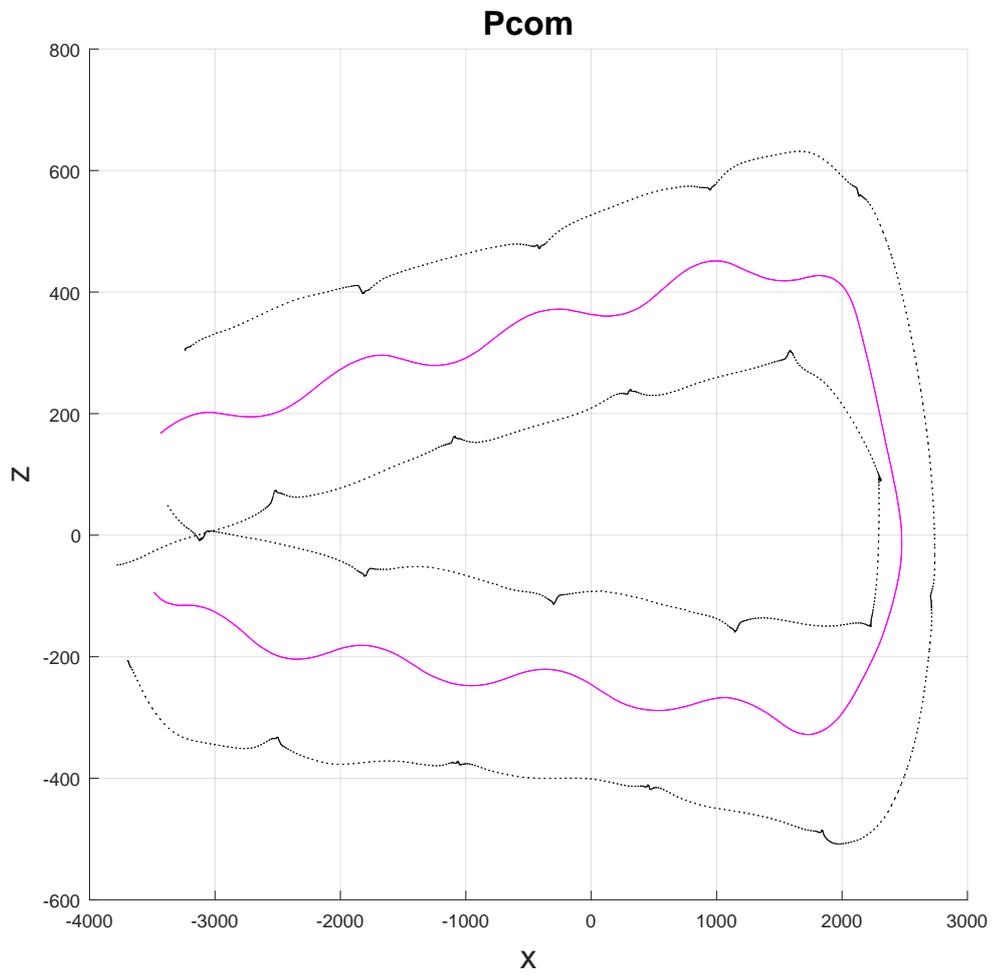
Tabellenverzeichnis

2.1	Vergleich von MoS, Lokale Stabilität und Orbitale Stabilität	25
3.1	Maximale Differenzen von Pcom	50
3.2	Mittleren Differenzen und Standardabweichungen von Pcom	51
3.3	Maximale Differenz von Xcom	53
3.4	Mittleren Differenzen und Standardabweichungen von Xcom	54

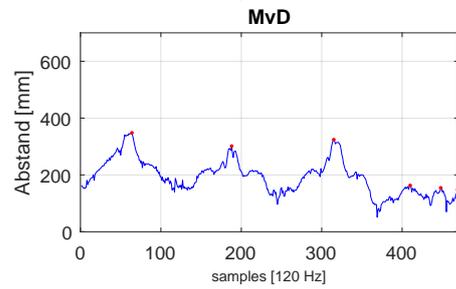
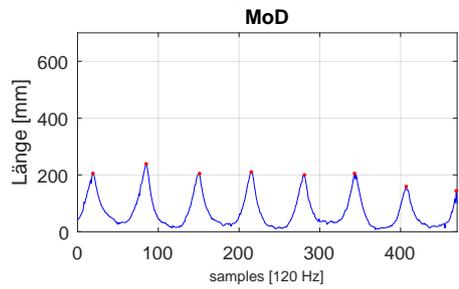
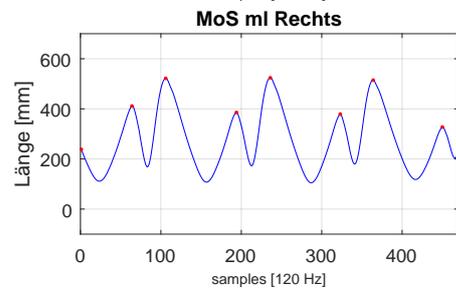
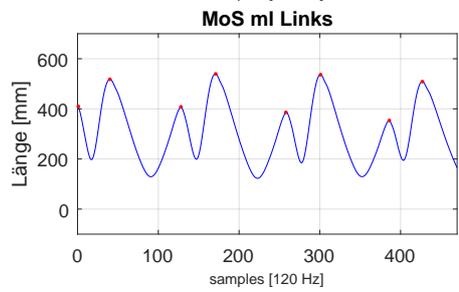
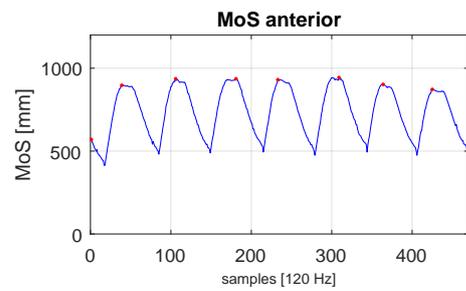
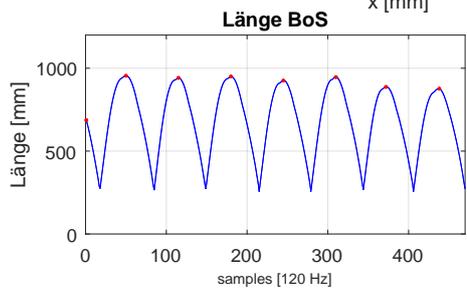
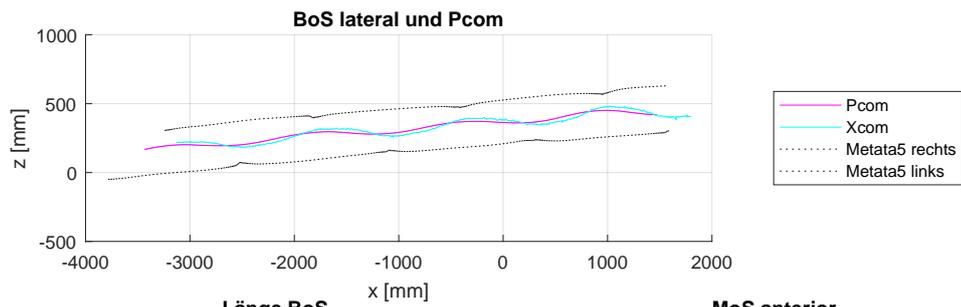
Anhang

Ganganalyse ITUG

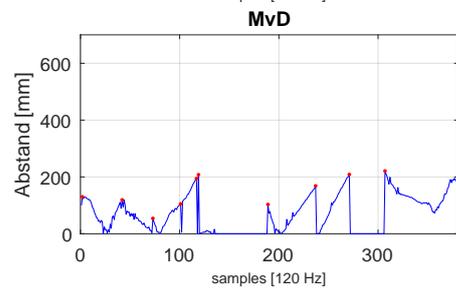
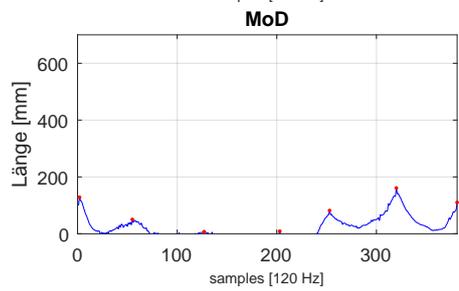
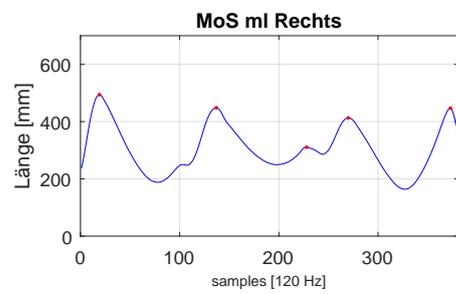
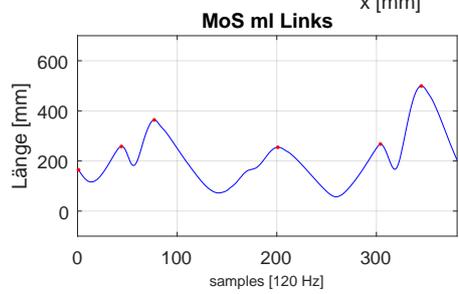
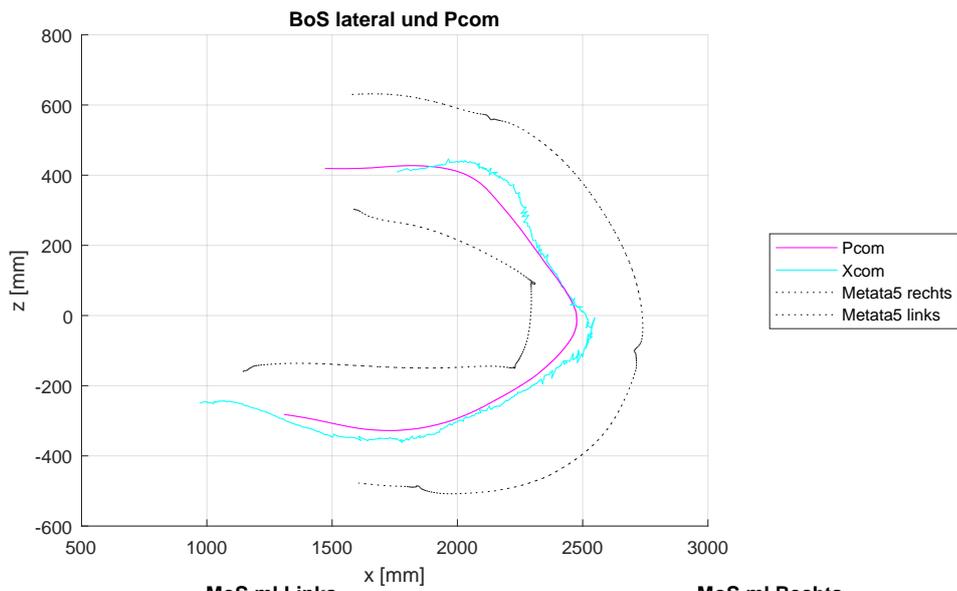
Step EG



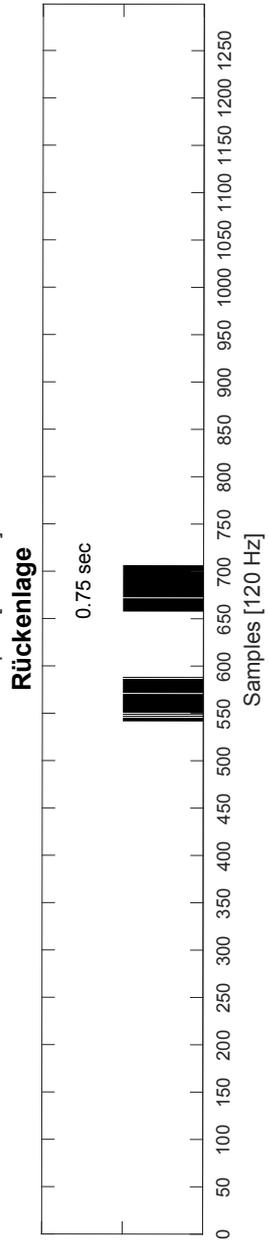
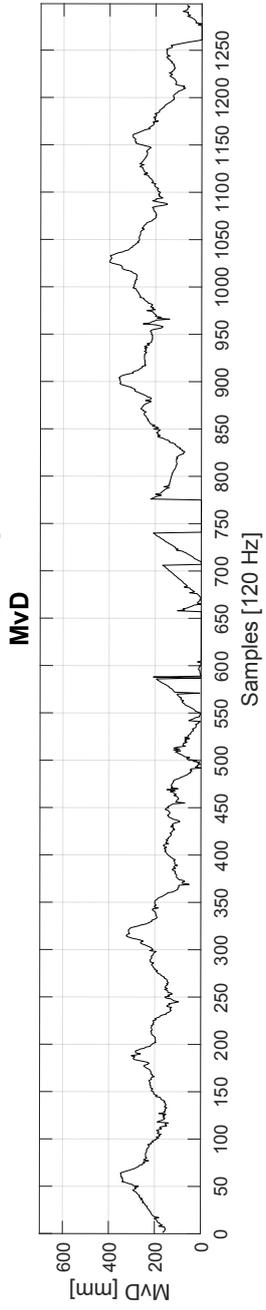
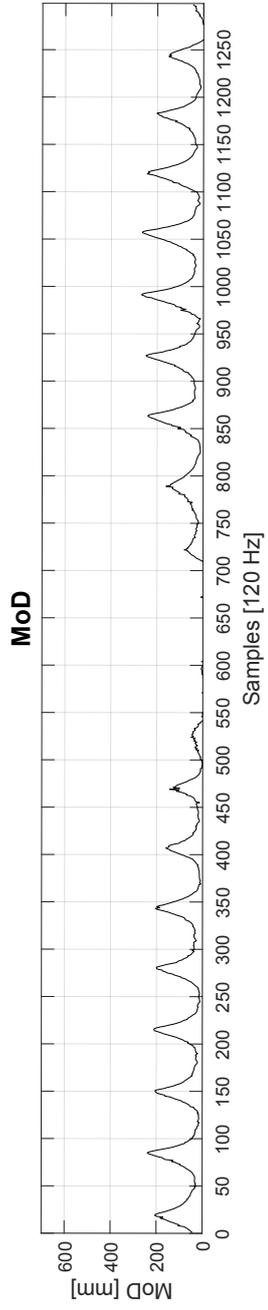
Step EG Gerade



Step EG Kurve

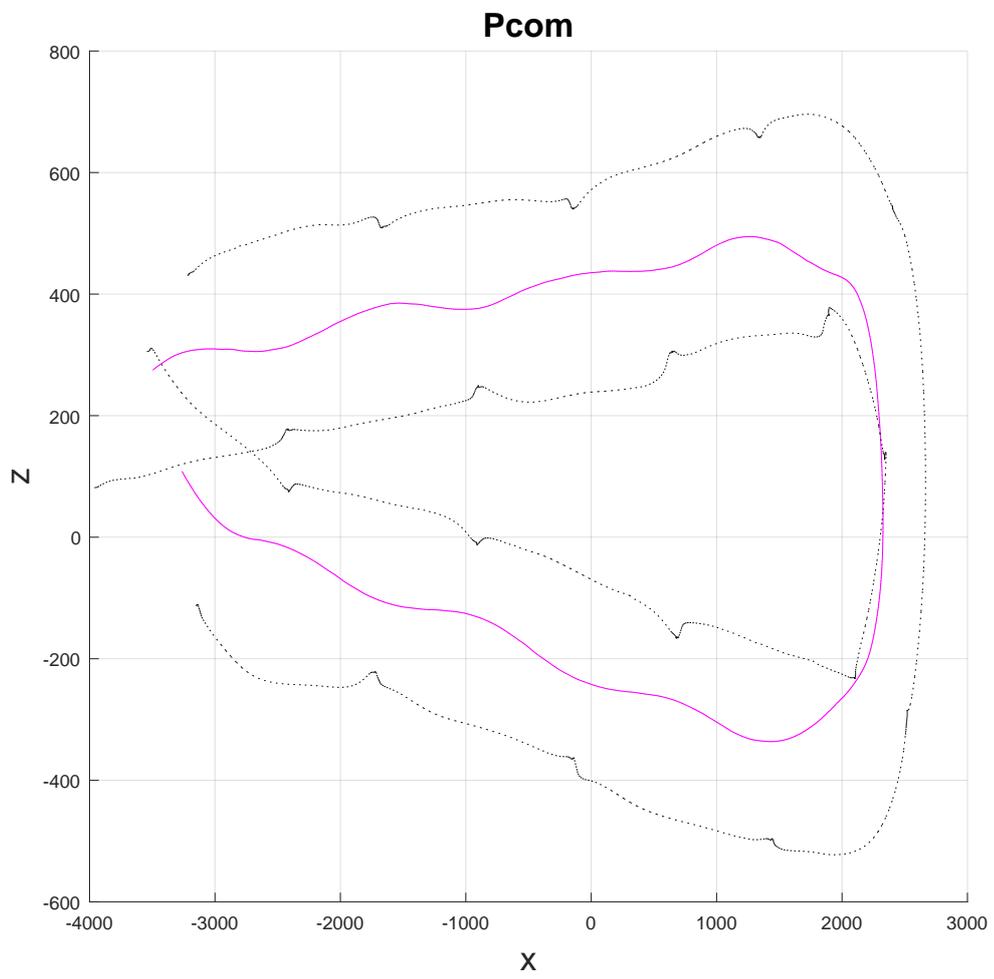


Step EG

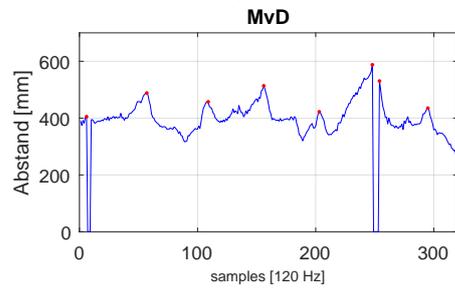
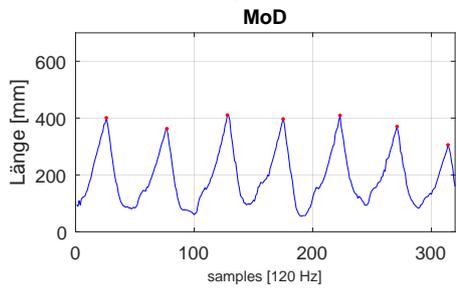
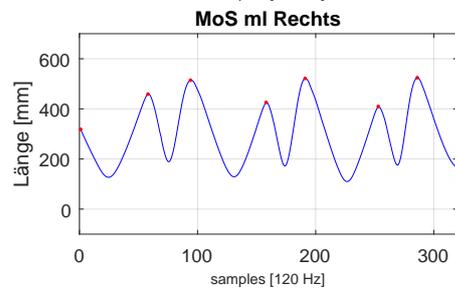
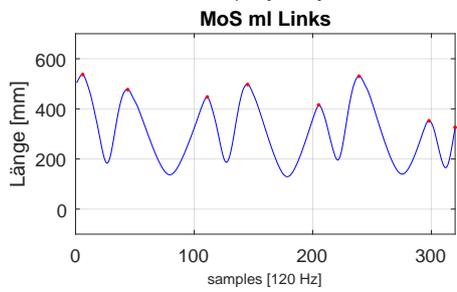
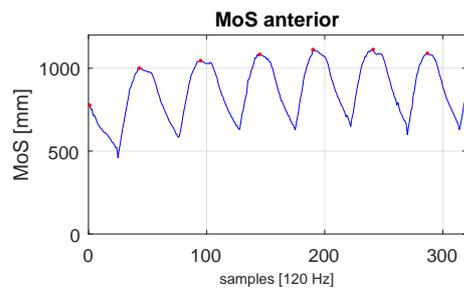
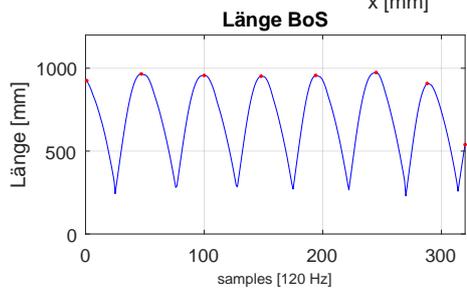
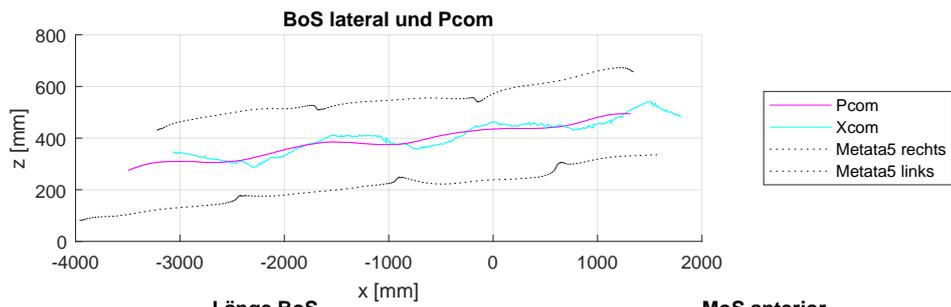


Ganganalyse ITUG

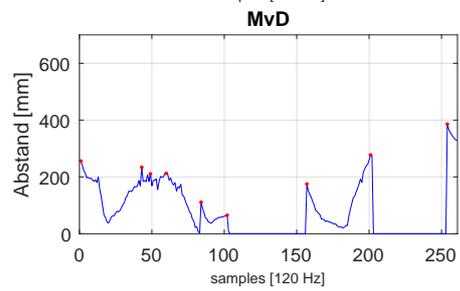
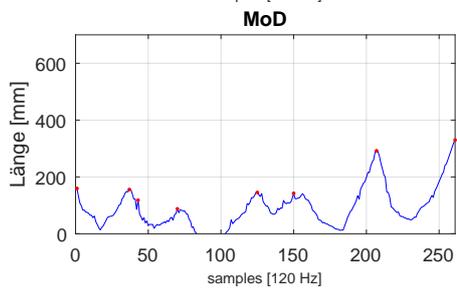
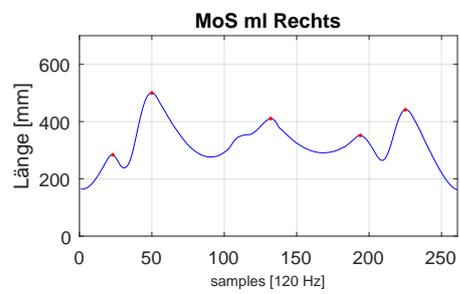
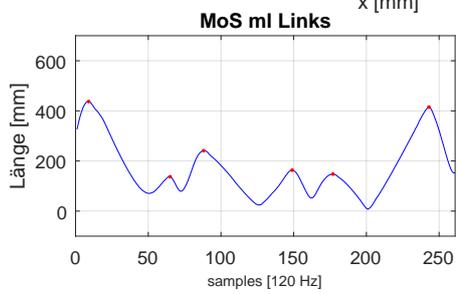
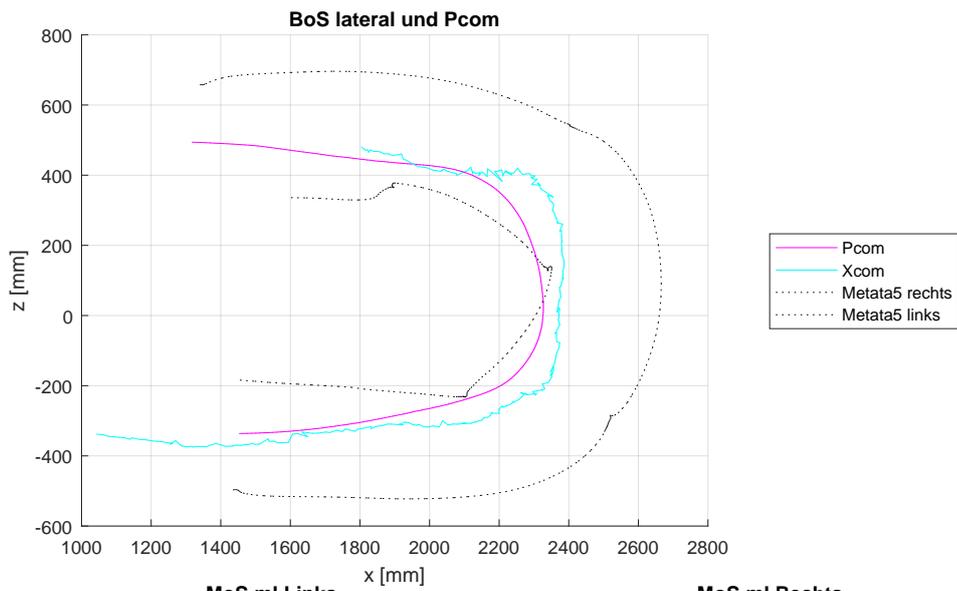
Step MG



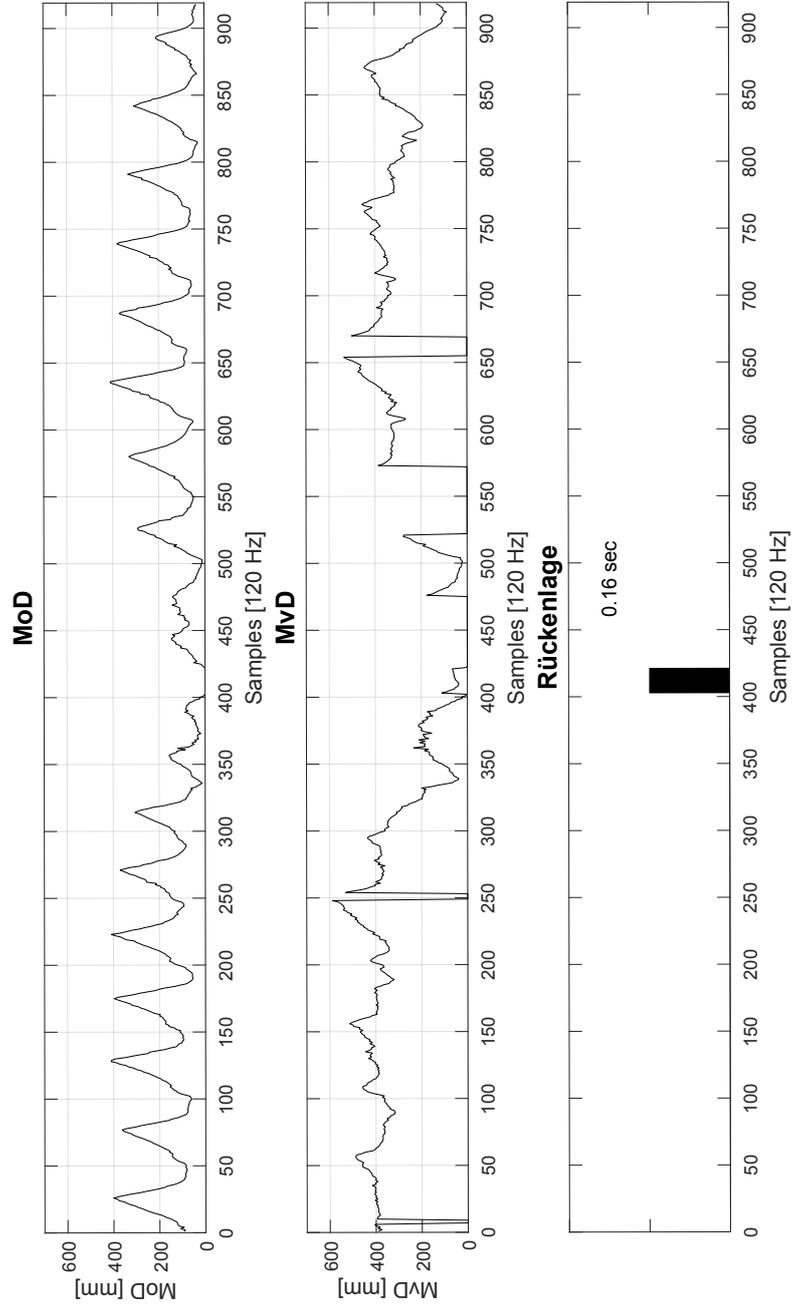
Step MG Gerade



Step MG Kurve

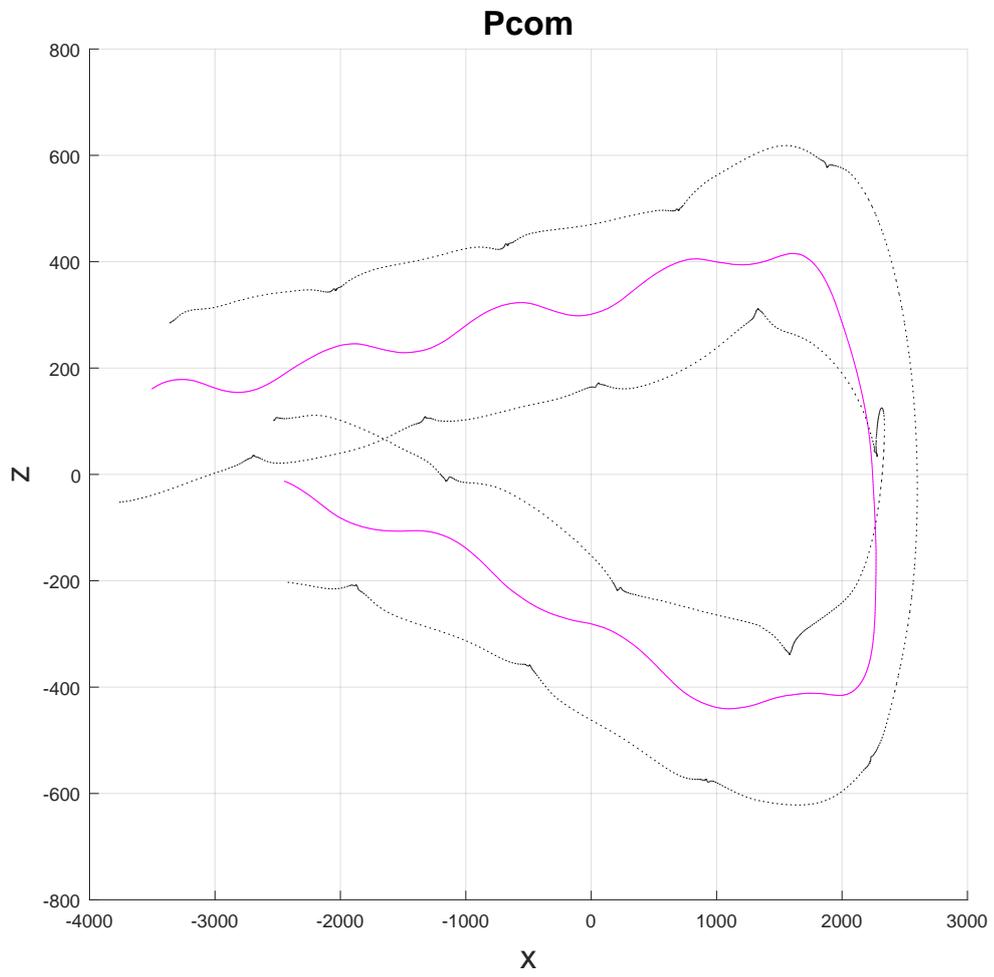


Step MG

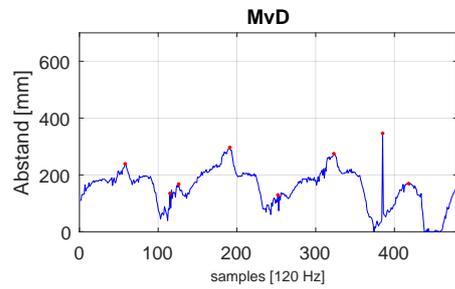
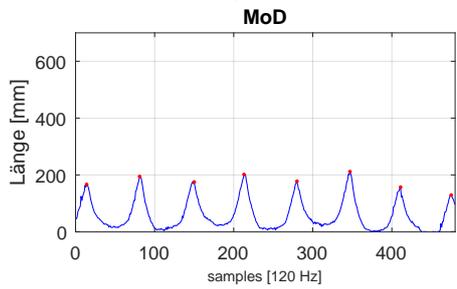
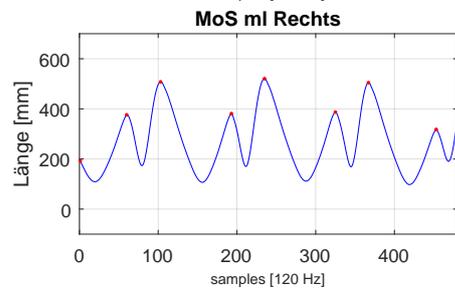
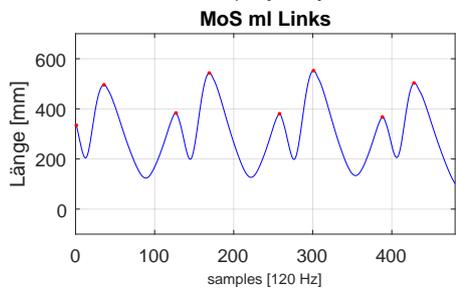
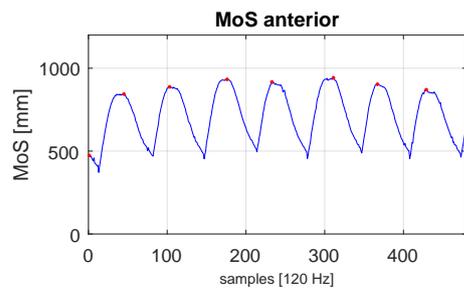
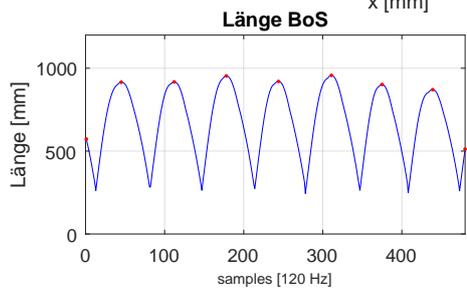
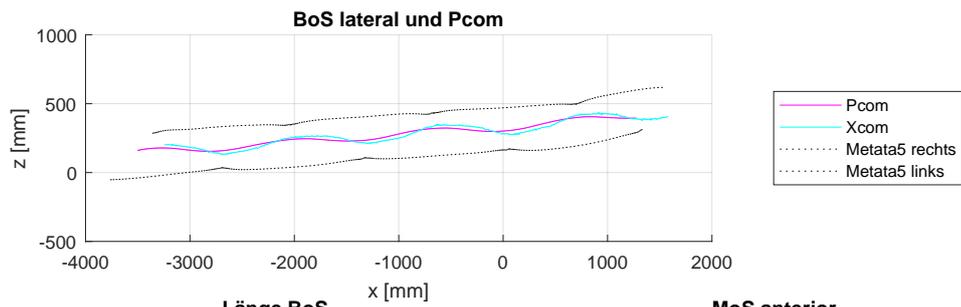


Ganganalyse ITUG

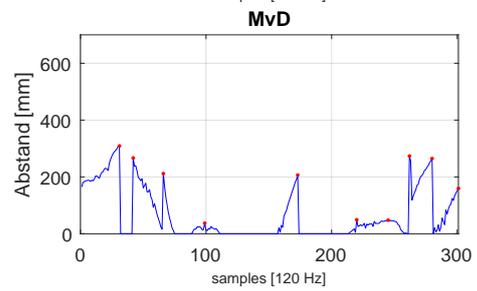
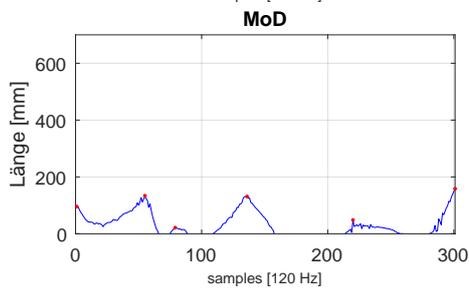
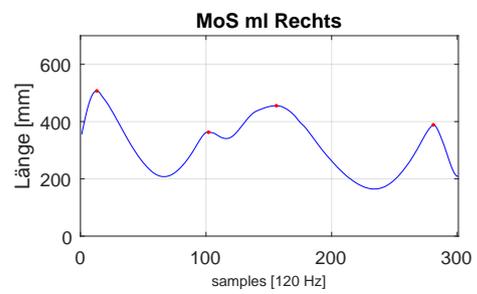
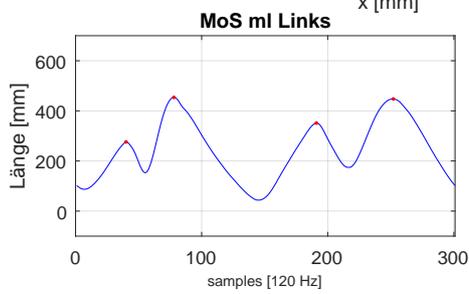
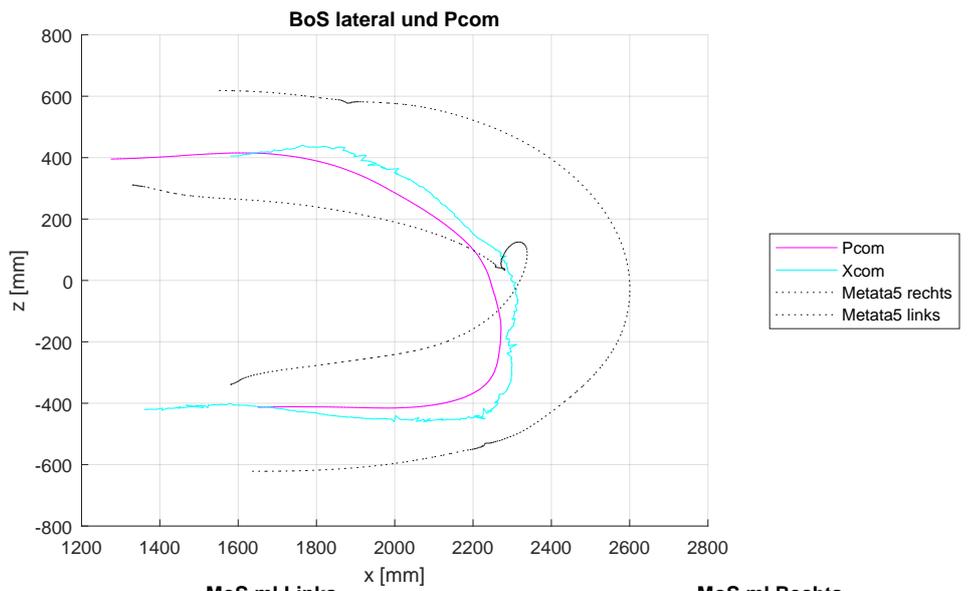
Spin EG



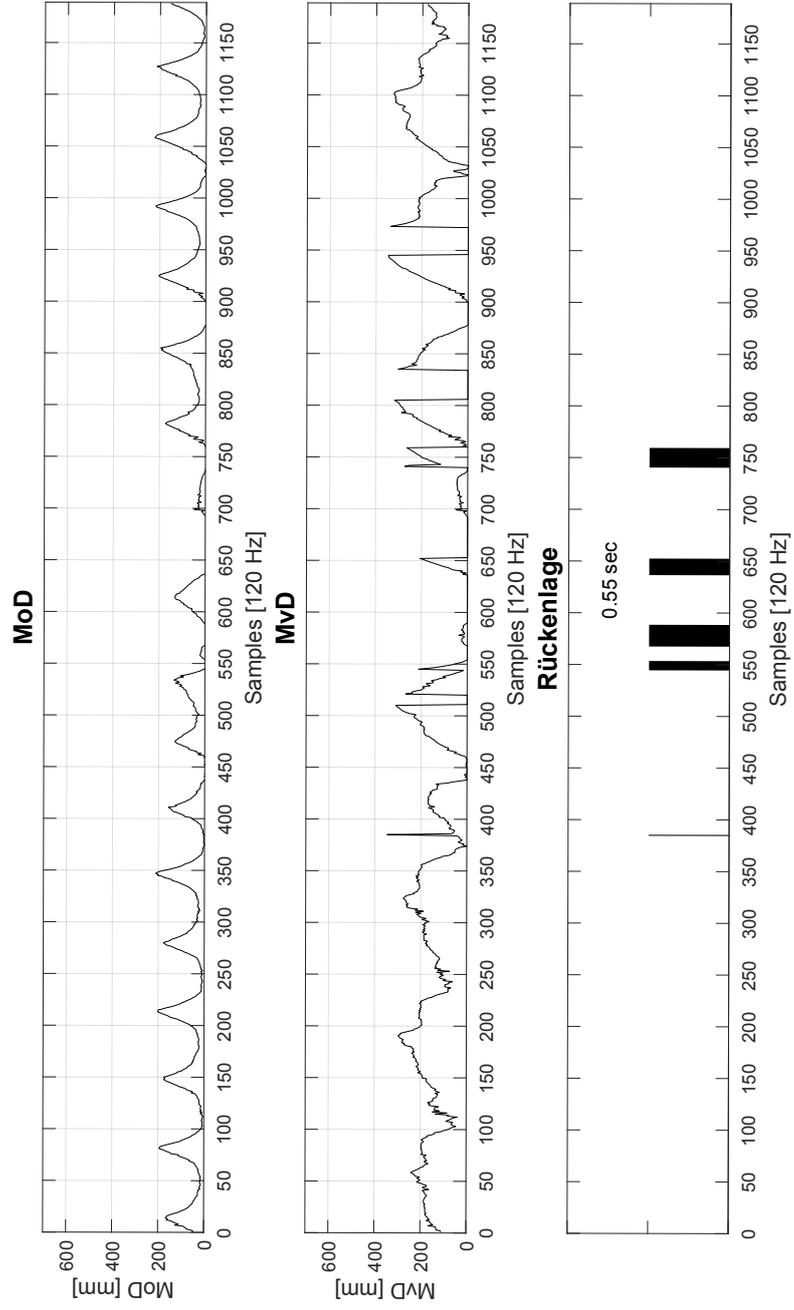
Spin EG Gerade



Spin EG Kurve

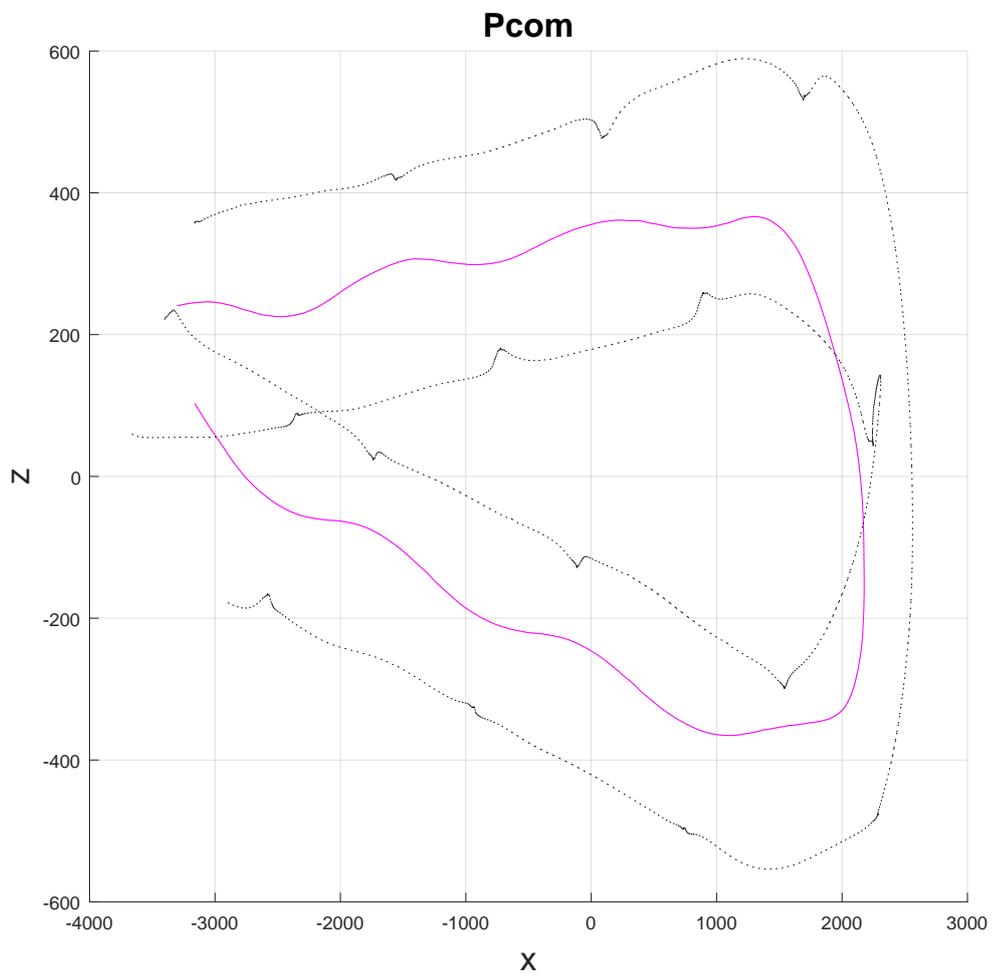


Spin EG

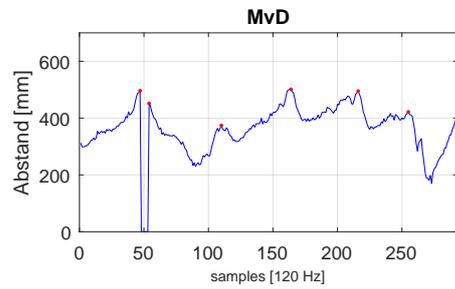
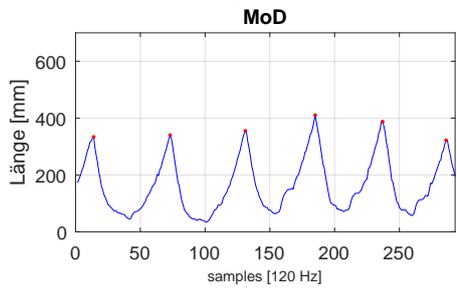
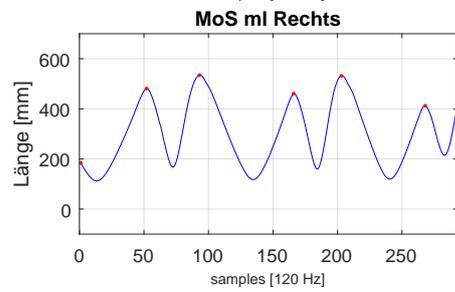
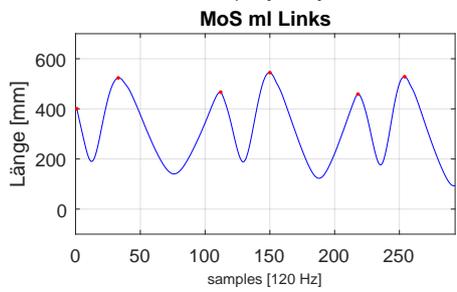
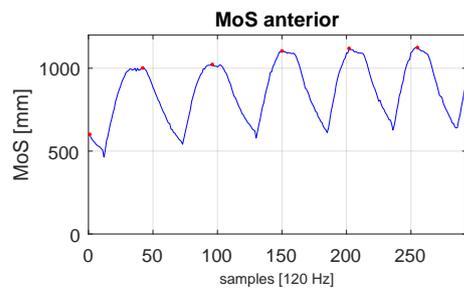
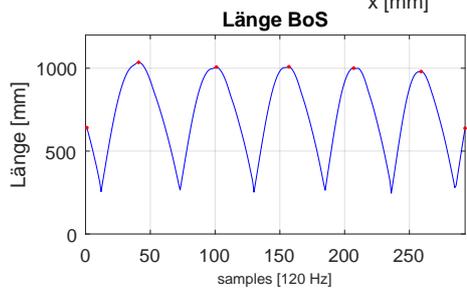
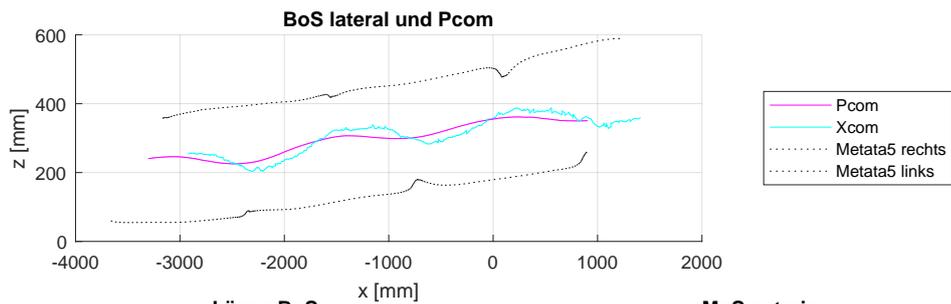


Ganganalyse ITUG

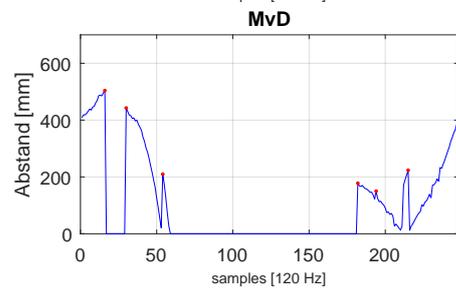
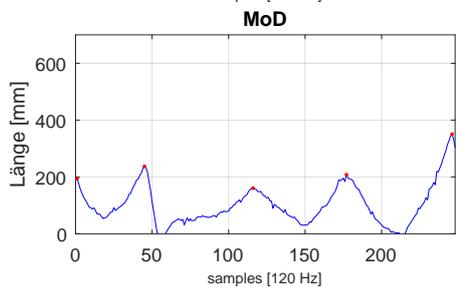
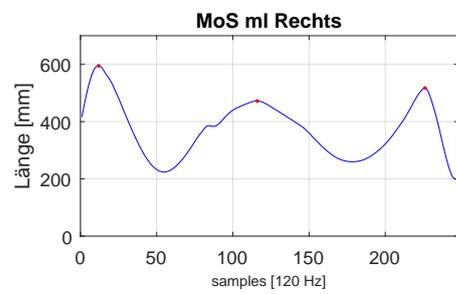
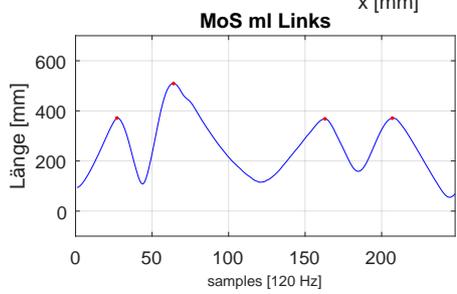
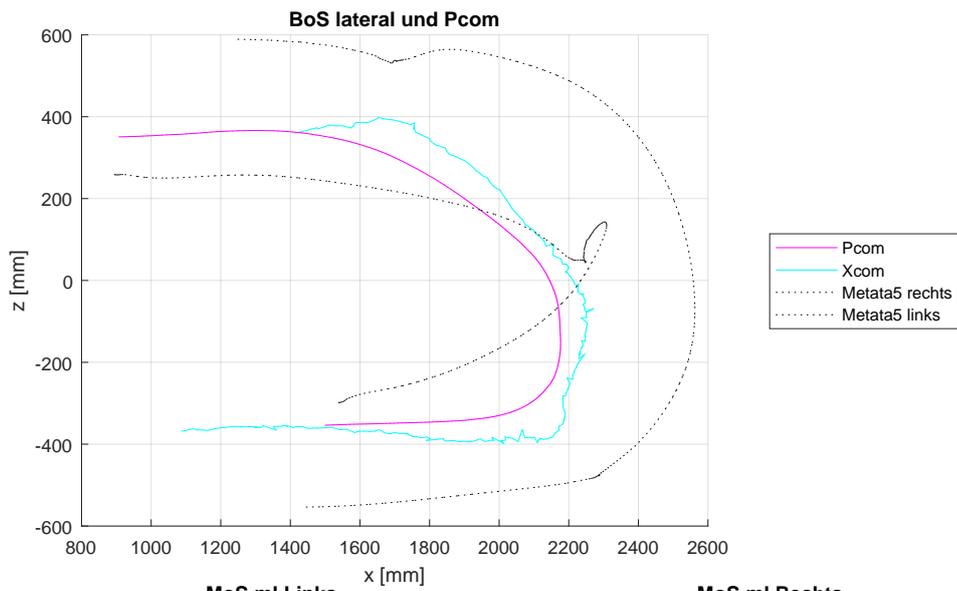
Spin MG



Spin MG Gerade



Spin MG Kurve



Spin MG

